(19) Octrooicentrum Nederland

(11) **1032967**

(12) C **OCTROOI**[20]

(21) Aanvrage om octrooi: **1032967**

(22) Ingediend: **30.11.2006**

(51) Int.Cl.:
A61B6/03 (2006.01) ***G06T11/00*** (2006.01)

(30) Voorrang:
30.11.2005 JP 2005-345546

(41) Ingeschreven:
31.05.2007 I.E. 2007/08

(47) Dagtekening:
23.11.2007

(45) Uitgegeven:
01.02.2008 I.E. 2008/02

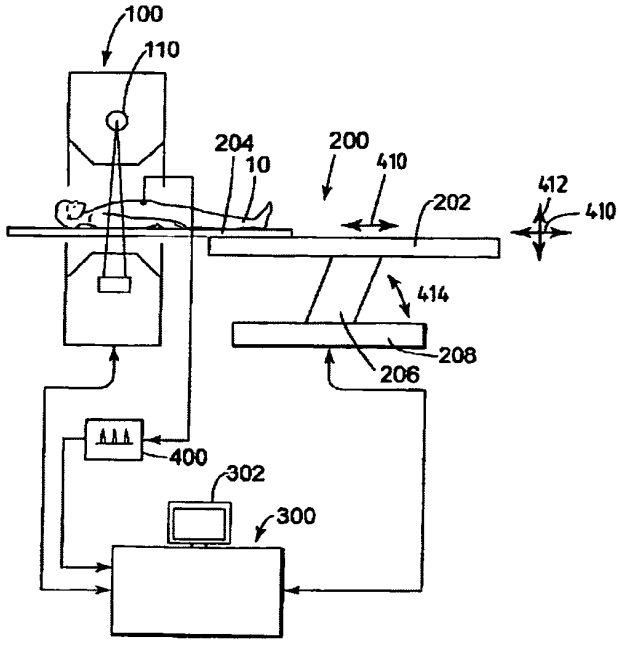
(73) Octrooihouder(s):
GE Medical Systems Global Technology Company, LLC te Waukesha, Wisconsin, Verenigde Staten van Amerika (US).

(72) Uitvinder(s):
Motoki Watanabe te Hino (JP).

(74) Gemachtigde:
Ir. H.V. Mertens c.s. te 2280 GE Rijswijk.

(54) Röntgen-CT-apparatuur en werkwijze van het besturen daarvan.

(57) De uitvinding verschaft röntgen-CT-apparatuur, die in staat is een verandering in hartslag tijdens een aftasting aan te kunnen en een werkwijze van het besturen daarvan. De röntgen-CT-apparatuur omvat: een gegevensverwervingsinrichting (100, 200) voor het verwerven van projectiegegevens van een subject door middel van een met een hartslag gesynchroniseerde schroefvormige aftasting; een beeldreconstructie-inrichting voor het reconstrueren van een beeld op basis van de verzamelde projectiegegevens; en een stuureenheid voor het besturen van de gegevensverwervingsinrichting en de beeldreconstructie-inrichting. De stuureenheid (300) omvat: een eerste stuurmiddel voor het veranderen van de schroefpitch in overeenstemming met een verandering in de hartslag tijdens de schroefvormige aftasting; en een tweede stuurmiddel voor het reconstrueren van beelden in een aantal plakposities op gelijke intervallen op basis van projectiegegevens, die ook de tijdens de verandering in de schroefpitch verzamelde projectiegegevens bevatten.



NL C 1032967

De inhoud van dit octrooi wijkt af van de oorspronkelijk ingediende beschrijving met conclusie(s) en eventuele tekening(en). De oorspronkelijk ingediende stukken kunnen bij het Octrooicentrum Nederland worden ingezien. Octrooicentrum Nederland is het Bureau voor de Industriële Eigendom, een agentschap van het ministerie van Economische Zaken

Korte aanduiding: Röntgen-CT-apparatuur en werkwijze van het besturen daarvan.

De uitvinding heeft betrekking op röntgen-CT(computertomografie)-apparatuur en een werkwijze van het besturen daarvan. Meer in het bijzonder heeft de uitvinding betrekking op röntgen-CT-apparatuur voor het verwerven van een beeld van een subject door middel van een schroefvormige aftasting, die is gesynchroniseerd met een hartslag, en op een werkwijze van het besturen daarvan.

In het geval van het afbeelden van een hart door middel van röntgen-CT-apparatuur, wordt een aftasting uitgevoerd, terwijl een hartslagsignaal wordt opgevangen en wordt een beeld gereconstrueerd onder gebruikmaking van projectiegegevens van een hoeveelheid van een halve aftasting in een gewenste hartslagfase. De aftasting wordt uitgevoerd als een schroefvormige aftasting en een multi-rij röntgendetector wordt gebruikt voor het verwerven van projectiegegevens. De röntgen-CT-apparatuur, die de multi-rij röntgendetector gebruikt, wordt ook wel een MDCT (Multi Detector Row CT) genoemd.

Bij het afbeelden van het hart door middel van een MDCT wordt de schroefpitch ingesteld in overeenstemming met de hartslag, zodat alle hartslagfasen in plakbeelden in een aantal continue plakposities dezelfde zijn en geen uitval van projectiegegevens tussen naburige plakposities optreedt (verwezen wordt bijvoorbeeld naar het Japanse ter inzage gelegde octrooi nr. 2005-137390).

Om de tijdsresolutie van beeldverwerving te verbeteren, worden projectiegegevens van een hoeveelheid van een halve aftasting in een aantal hartslagen verzameld. Beeldreconstructie op basis van de op een dergelijke wijze verzamelde projectiegegevens wordt ook wel multi-sectorreconstructie genoemd.

In het geval van het uitvoeren van de schroefvormige aftasting, zoals hierboven beschreven, wordt de schroefpitch asynchroon met de hartslag, wanneer de hartslag tijdens een aftasting verandert, zodat geen plakbeeld van hoge kwaliteit kan worden verkregen als gevolg van een uitval van gegevens of dergelijke.

Een doel van de uitvinding is het realiseren van röntgen-CT-apparatuur, die in staat is een hartslagverandering tijdens een aftasting aan te kunnen en een werkwijze van het besturen daarvan.

Voor het bereiken van het doel verschaft de uitvinding volgens een aspect röntgen-CT-apparatuur, omvattende: een gegevensverwervingsinrichting voor het verwerven van projectiegegevens van een subject door middel van een met een hartslag gesynchroniseerde schroefvormige aftasting; een beeldreconstructie-inrichting voor het reconstrueren van een beeld op basis van de verworven projectiegegevens; en een stuureenheid voor het besturen van de gegevensverwervingsinrichting en de gegevensreconstructie-inrichting, en gekenmerkt doordat de stuureenheid omvat: een eerste stuurmiddel voor het veranderen van de schroefpitch volgens een verandering in de hartslag tijdens de schroefvormige aftasting; en een tweede stuurmiddel voor het reconstrueren van beelden in een aantal plakposities op gelijke intervallen op basis van projectiegegevens, die ook de tijdens een verandering in de schroefpitch verworven projectiegegevens bevatten.

Voor het bereiken van het doel heeft de uitvinding volgens een ander aspect betrekking op een werkwijze van het besturen van röntgen-CT-apparatuur voor het verwerven van projectiegegevens van een subject door middel van een met een hartslag gesynchroniseerde schroefvormige aftasting en het reconstrueren van een beeld op basis van de verzamelde projectiegegevens, gekenmerkt door het omvatten van de stappen van: het veranderen van de schroefpitch volgens een verandering in de hartslag tijdens de schroefvormige aftasting; en het reconstrueren van beelden in een aantal plakposities op gelijke intervallen op basis van projectiegegevens, die ook tijdens een verandering in de schroefpitch verzamelde projectiegegevens bevatten.

Bij voorkeur wordt de schroefpitch veranderd door middel van het veranderen van de relatieve lineaire verplaatsingssnelheid van een röntgenfocuspunt in de axiale richting van de schroefvormige aftasting om de reden, dat het voldoende is om slechts één van de twee snelheidscomponenten in de omtreksrichting en de axiale richting te besturen.

Bij voorkeur wordt de relatieve lineaire verplaatsingssnelheid veranderd door middel van het veranderen van de verplaatsingssnelheid van een het subject ondersteunende tafel om de reden, dat het eenvoudig is om de relatieve lineaire verplaatsingssnelheid van het röntgenfocuspunt te besturen.

Bij voorkeur verwerft de gegevensverwervingsinrichting tweedimensionale projectiegegevens, aangezien dit de reconstructie van beelden in een aantal plakposities, die zich op gelijke intervallen bevinden, vergemakkelijkt. Bij voorkeur verwerft de gegevensverwervingsin-

richting projectiegegevens via een multi-rij röntgendetector, omdat tweedimensionale projectiegegevens eenvoudig kunnen worden verkregen. Volgens de uitvinding wordt in enig aspect de röntgen-CT-apparatuur zodanig bestuurd, dat de schroefpitch wordt veranderd volgens een verandering in de hartslag tijdens een schroefvormige aftasting en beelden in een aantal plakposities op gelijke intervallen worden gereconstrueerd op basis van projectiegegevens, die ook tijdens de verandering in de schroefpitch verzamelde projectiegegevens bevatten. De röntgen-CT-apparatuur, die in staat is de verandering in de hartslag tijdens een aftasting aan te kunnen, en de werkwijze van het besturen daarvan kunnen dus worden gerealiseerd.

Fig. 1 is een blokschema, dat een configuratie van röntgen-CT-apparatuur als een voorbeeld van de beste modus voor het uitvoeren van de uitvinding toont.

Fig. 2 is een diagram, dat de configuratie van röntgenbestraling/detectieapparatuur in de röntgen-CT-apparatuur als een voorbeeld van de beste modus voor het uitvoeren van de uitvinding toont.

Fig. 3 is een diagram, dat de configuratie van een röntgenintreevlak van een röntgendetector in de röntgen-CT-apparatuur als een voorbeeld van de beste modus voor het uitvoeren van de uitvinding toont.

Fig. 4 is een diagram, dat het concept van een schroefpitch toont.

Fig. 5 is een stroomschema, dat een voorbeeld van de werking van de röntgen-CT-apparatuur als een voorbeeld van de beste modus voor het uitvoeren van de uitvinding toont.

Fig. 6 is een stroomschema, dat overeenkomsten tussen hartslagen en de optische schroefpitch toont.

Fig. 7 is een diagram, dat een voorbeeld van een verandering in de schroefpitch in reactie op een verandering in de hartslag toont.

Fig. 8 is een stroomschema van een driedimensionaal terugprojectieproces als een hoofdonderdeel van beeldreconstructie.

Fig. 9 is een diagram, dat de geometrische relatie tussen een beeldreconstructieoppervlak en door het beeldreconstructieoppervlak heengaande röntgenstraling toont.

Fig. 10 is een diagram, dat een op het röntgenintreevlak van de röntgendetector geprojecteerd beeldreconstructieoppervlak toont.

Fig. 11 is een diagram, dat rangschikking van gegevens Dr in het beeldreconstructieoppervlak toont.

Fig. 12 is een diagram, dat rangschikking van gegevens D2 in het beeldreconstructieoppervlak toont.

Fig. 13 is een diagram, dat optelling van de gegevens D2 in het beeldreconstructieoppervlak toont.

Hieronder zullen onder verwijzing naar de bijgevoegde tekeningen de beste modi voor het uitvoeren van de uitvinding worden beschreven. De uitvinding is echter niet beperkt tot de beste modi voor het uitvoeren van de uitvinding. Fig. 1 toont op schematische wijze de configuratie van röntgen-CT-apparatuur. De apparatuur is een voorbeeld van de beste modus voor het uitvoeren van de uitvinding. Met de configuratie van de apparatuur zal een voorbeeld van de beste modus voor het uitvoeren van de uitvinding, met betrekking tot de röntgen-CT-apparatuur, worden beschreven. Door middel van de werking van de apparatuur zal een voorbeeld van de beste modus voor het uitvoeren van de uitvinding met betrekking tot een werkwijze van het besturen van de röntgen-CT-apparatuur worden beschreven.

Zoals is weergegeven in fig. 1 heeft de apparatuur een portaal 100, een tafel 200, een bedienerconsole 300 en een elektrocardiograaf 400. Het portaal 100 tast een door de tafel 200 toegevoerd subject 10 af door middel van het röntgenbestraling/detectieapparatuur 110 en verwerft projectiegegevens van een aantal aanzichten. De aftasting wordt uitgevoerd door middel van het roteren van de röntgenbestraling/detectieapparatuur 110 in het portaal 100. Hieronder zal de rotatie van de röntgenbestraling/detectieapparatuur 110 ook wel rotatie van het portaal 100 worden genoemd.

De door het portaal 100 verzamelde projectiegegevens worden ingevoerd in het bedienerconsole 300. In het bedienerconsole 300 wordt ook een hartslagsignaal ingevoerd via de elektrocardiograaf 400. Het bedienerconsole 300 heeft een gegevensprocessor, zoals een computer, en slaat invoergegevens en een hartslagsignaal in een geheugen op. Het bedienerconsole 300 voert beeldreconstructie op basis van de projectiegegevens en het hartslagsignaal uit. Het bedienerconsole 300 is een voorbeeld van de beeldreconstructie-inrichting volgens de uitvinding.

De beeldreconstructie wordt uitgevoerd onder gebruikmaking van projectiegegevens van een hoeveelheid van een halve aftasting in een voorafbepaalde hartslagfase. De projectiegegevens van de hoeveelheid van de halve aftasting zijn in één hartslag verzamelde gegevens of zijn in een aantal hartslagen verzamelde gegevens. Het gereconstrueerde beeld wordt op een weergave 302 weergegeven.

Het bedienerconsole 300 bestuurt het portaal 100 en de tafel 200. Onder besturing van het bedienerconsole 300 voert het portaal 100 een aftasting met voorafbepaalde parameters uit en voert de tafel 200 het positioneren van het subject 10 in een beeldverwervingsruimte zodanig uit, dat een voorafbepaald gebied wordt afgetast. Positie-informatie van de tafel 200 wordt teruggevoerd naar het bedienerconsole 300. Het bedienerconsole 300 is een voorbeeld van de stuureenheid volgens de uitvinding.

Het subject 10 wordt gepositioneerd door het instellen van de hoogte van een bovenplaat 202 en de horizontale verplaatsingsafstand van een draagtoestel 204 op de bovenplaat 202 door middel van een positie-instelmechanisme, dat inwendig is verschaft. De hoogte van de bovenplaat 202 wordt ingesteld door middel van het rond het aan een basis 208 bevestigd gedeelte als een centrum zwaaien van een ondersteuning 206.

Door middel van het uitvoeren van een aftasting in een toestand, waarin het draagtoestel 204 is stopgezet, wordt een axiale aftasting uitgevoerd. Door middel van het uitvoeren van een aftasting terwijl het draagtoestel 204 continu wordt bewogen, wordt een schroefvormige aftasting uitgevoerd. Het portaal 100 en de tafel 200 zijn een voorbeeld van de gegevensverwervingsinrichting volgens de uitvinding.

In het geval van een structuur, waarin het portaal 100 lineair langs de tafel 200 kan bewegen, wordt een schroefvormige aftasting uitgevoerd door middel van het lineair bewegen van het portaal 100 in plaats van het draagtoestel 204.

In het kort kan de lineaire verplaatsing in de axiale richting van de schroefvormige aftasting een relatieve verplaatsing tussen het portaal 100 en de tafel 200 zijn. Hoewel een voorbeeld van het bewegen van het draagtoestel 204 hieronder zal worden beschreven, is het geval van het bewegen van het portaal 100 gelijk aan dit voorbeeld.

Fig. 2 toont op schematische wijze de configuratie van de röntgenbestraling/detectieapparatuur 110. De röntgenbestraling/detectieapparatuur 110 detecteert de vanaf een focuspunt 132 van een röntgenbuis 130 geëmitteerde röntgenstraling 134 door middel van een röntgendetector 150. De röntgenstraling 134 wordt door een niet-weergegeven collimator gevormd tot een röntgenkegelbundel. De röntgendetector 150 heeft een röntgenintreevlak 152, dat zich tweedimensionaal uitspreidt in overeenstemming met de spreiding van de röntgenkegelbundel. Het röntgenintreevlak 152 is gekromd om een deel van een cilinder te vormen. De centrale as van de cilinder gaat door het focuspunt 132.

De röntgenbestraling/detectieapparatuur 110 roteert rond de door het beeldverwervingscentrum, d.w.z. isomidden O, heengaande as. De centrale as is evenwijdig aan de centrale as van een door de röntgendetector 150 gevormde gedeeltelijke cilinder.

De richting van de centrale as van rotatie is ingesteld als een z-richting, de richting, die het isomidden O en het bandpunt 132 verbindt, is ingesteld als een y-richting, en een richting loodrecht op de z-richting en de y-richting is ingesteld als een x-richting. De x-, y- en z-assen zijn drie assen van een rechthoekig coördinatensysteem, dat de z-as als een centrale as gebruikt. De z-as is ook de as van een schroefvormige aftasting.

Fig. 3 is een schematisch vlak aanzicht van het röntgenintreevlak 152 van de röntgendetector 150. In het röntgenintreevlak 152 zijn detectiecellen 154 tweedimensionaal in de x- en y-richtingen aangebracht. Dat wil zeggen, dat het röntgenintreevlak 152 een tweedimensionale array van de detectiecellen 154 is.

De detectiecellen 154 dienen elk als een detectiekanaal in de röntgendetector 150. Dientengevolge neemt de röntgendetector 150 de vorm aan van een multi-kanaal röntgendetector. De detectiecel 154 is bijvoorbeeld geconstrueerd door combinatie van een scintillator en een fotodiode.

Een dergelijke röntgendetector 150 wordt ook een multi-rij röntgendetector, die de x-richting als een kanaalrichting en de z-richting als een kolomrichting gebruikt, genoemd. Het aantal kanalen bedraagt bijvoorbeeld 1024 en het aantal kolommen bedraagt bijvoorbeeld 64. Door een multi-rij röntgendetector als röntgendetector 150 te gebruiken, kunnen tweedimensionale projectiegegevens tegelijkertijd worden verworven en kan een efficiënte aftasting worden uitgevoerd.

Fig. 4 toont het concept van de schroefpitch. Fig. 4 toont een toestand, waarin het röntgenfocuspunt 132 in één rotatie van de schroefvormige aftasting slechts over de afstand "d" in de z-asrichting beweegt. De afstand "d" is een relatieve lineaire verplaatsingsafstand tussen het portaal 100 en de tafel 200. De schroefpitch is gegeven als een waarde, die is verkregen door middel van het normaliseren van de afstand "d" met de breedte D in de z-asrichting van de röntgendetector 150. Dit wil zeggen, dat de schroefpitch wordt gegeven door d/D.

De werking van de apparatuur zal nu worden beschreven. Fig. 5 toont het stroomschema van de werking van de apparatuur. Zoals is weergegeven in fig. 5, worden in stap 501 beeldverwervingsparameters

ingevoerd. De beeldverwervingsparameters worden ingevoerd door middel van bediening van het bedienerconsole 300 door de bediener. Door middel van deze bediening worden röntgenbuisspanning, röntgenbuisstroom, portaalrotatiesnelheid, start- en eindposities van de aftasting, hartslagfase van beeldverwerving, beeldreconstructieparameters en dergelijke ingevoerd.

In stap 503 wordt een hartslag ingevoerd. De hartslag wordt op de weergave 302 weergegeven op basis van de van de elektrocardiograaf 400 afkomstige ingangssignalen en de bediener voert de hartslag in in overeenstemming met de weergave. De hartslag wordt bijvoorbeeld uitgedrukt door middel van hartfrequentie. Als alternatief kan de hartslag ook worden uitgedrukt door middel van een hartcyclus. Er bestaat een inverse relatie tussen de hartfrequentie en de hartcyclus. Hoewel het geval, waarin aandacht wordt geschonken aan de hartfrequentie, hieronder zal worden beschreven, is het in het geval, waarin aandacht wordt geschonken aan de hartcyclus, voldoende om de inverse van de hartfrequentie te gebruiken.

In stap 505 wordt de schroefpitch ingesteld. De schroefpitch wordt automatisch ingesteld door het bedienerconsole 300 bij de invoer van de hartfrequentie. Het bedienerconsole 300 slaat de overeenkomsten tussen de hartfrequentie en de optimale schroefpitch vooraf op en stelt de schroefpitch in op basis van de overeenkomsten.

De overeenkomsten tussen de hartslag en de optimale schroefpitch zijn bijvoorbeeld zoals weergegeven in fig. 6A en 6B. Dergelijke overeenkomsten worden uit vroegere beeldverwervingsbestanden door middel van induceren of dergelijke bepaald. Fig. 6A toont het geval, waarin projectiegegevens van de hoeveelheid van een halve aftasting in één hartslag worden verzameld. Fig. 6B toont het geval, waarin de projectiegegevens van de hoeveelheid van de halve aftasting in twee hartslagen zijn bepaald. Des te hoger de hartslag is, des te hoger de optimale schroefpitch is, zoals is weergegeven in fig. 6A en 6B.

De optimale schroefpitch met betrekking tot dezelfde hartslag varieert volgens de rotatiesnelheid van het portaal. Dienovereenkomstig bestaat er een aantal overeenkomsten onder gebruikmaking van de portaalrotatiesnelheid als parameter. In fig. 6A en 6B is de portaalrotatiesnelheid uitgedrukt als rotatietijd per rotatie. Dergelijke overeenkomsten worden als een mathematische tabel of numerieke uitdrukking in een geheugen opgeslagen.

In stap 507 wordt een schroefvormige aftasting uitgevoerd. De schroefvormige aftasting start vanaf de beginpositie van de aftasting

en projectiegegevens worden verzameld. De schroefvormige aftasting wordt uitgevoerd in een toestand, waarin de patiënt zijn/haar ademhaling inhoudt.

De schroefvormige aftasting wordt uitgevoerd met de optimale schroefpitch. In het bijzonder wordt de verplaatsingssnelheid van het draagtoestel 204, waarop het subject 10 is geplaatst, zodanig bestuurd om een snelheid te zijn, die correspondeert met de optimale schroefpitch. In de beschrijving wordt de verplaatsingssnelheid van het draagtoestel 204 ook wel tafelverplaatsingssnelheid genoemd. Wanneer het draagtoestel is gefixeerd en het portaal beweegt, wordt de portaalverplaatsingssnelheid bestuurd.

In stap 509 wordt een meting van de hartslag uitgevoerd. De hartslag wordt gemeten parallel aan de schroefvormige aftasting. Door middel van deze werking wordt de huidige waarde van de hartslag tijdens de schroefvormige aftasting verkregen.

In stap 511 wordt bepaald of de schroefpitch al dan niet optimaal is bij de huidige hartslag. Voor de bepaling worden de in fig. 6A en 6B weergegeven overeenkomsten gebruikt.

Wanneer bepaald is dat de schroefpitch optimaal is, wordt in stap 513 bepaald of de aftasting al dan niet is voltooid. Wanneer de schroefvormige aftasting de eindpositie van de aftasting bereikt, is de aftasting voltooid. Indien dit niet het geval is, wordt er bepaald, dat de aftasting niet is voltooid en keert de apparatuur terug naar stap 509 en meet de apparatuur de hartslag. Tijdens de bepaling gaat de schroefvormige aftasting voort.

Tijdens de periode, waarin de schroefpitch optimaal is voor de huidige hartslag en de aftasting niet voltooid is, worden de bewerkingen in stappen 509 tot 513 herhaald. Op een dergelijke wijze zet de aftasting zich voort met de aanvankelijk ingestelde schroefpitch.

De hartslag verandert dikwijls tijdens de aftasting. Wanneer de hartslag verandert, verandert de aanvankelijk ingestelde schroefpitch ten opzichte van de optimale waarde. In een dergelijk geval wordt er in stap 511 bepaald, dat de schroefpitch niet optimaal is voor de huidige hartslag.

Op basis van de bepaling wordt de schroefpitch in stap 515 veranderd. De schroefpitch wordt veranderd door middel van het specificeren van de optimale schroefpitch voor de huidige waarde van de hartslag uit de in fig. 6A en 6B weergegeven overeenkomsten en het zodanig besturen van de tafelsnelheid, dat de schroefpitch de optimale schroefpitch wordt.

Door middel van deze werking kan de schroefvormige aftasting met de nieuwe schroefpitch worden uitgevoerd. De schroefpitch wordt veranderd onder besturing van het bedienerconsole 300. Het bedienerconsole 300 voor het besturen van een verandering in de schroefpitch is een voorbeeld van een eerste stuurmiddel in de uitvinding.

Bij voorkeur wordt de bewerkingslus van stappen 509, 511 en 515 herhaald in kortere tijdscycli wanneer de hartslag hoger wordt, zodat de apparatuur een snelle verandering in de hartslag aankan.

Fig. 7 toont een voorbeeld van een verandering in de schroefpitch, die correspondeert met een verandering in de hartslag. In fig. 7 wordt de overgang in de tijd van de hartslag uitgedrukt door een volgetrokken-lijngrafiek en wordt de overgang van de schroefpitch, die correspondeert met de overgang in de tijd van de hartslag, uitgedrukt door een onderbroken-lijngrafiek.

De aftasting wordt uitgevoerd terwijl de patiënt zijn/haar ademhaling inhoudt. De hartslag verandert dikwijls wanneer de patiënt het vasthouden van zijn/haar ademhaling begint. De schroefpitch verandert om de hartslag te volgen. Ook tijdens een dergelijke verandering van de schroefpitch worden projectiegegevens verzameld.

In dit stadium kan de röntgenbuisstroom worden vergroot/verkleind in overeenstemming met de toename/afname van de schroefpitch. Dienovereenkomstig kan de röntgendosis, waaraan het subject 10 wordt blootgesteld, constant worden gemaakt ongeacht de schroefpitch om de reden, dat een grotere röntgenbuisstroom dient te worden geleverd wanneer de schroefpitch toeneemt.

Wanneer de schroefvormige aftasting de eindpositie van de aftasting bereikt, wordt voltooiing van de aftasting vastgestelde in stap 513 en wordt een beeldreconstructie met gelijke intervallen uitgevoerd in stap 517. De beeldreconstructie met gelijke intervallen wordt uitgevoerd op basis van de beeldreconstructieparameters, die in stap 501 zijn ingevoerd.

De beeldreconstructie met gelijke intervallen wordt uitgevoerd door middel van het ook gebruiken van tijdens een verandering in de schroefpitch verzamelde projectiegegevens. Voor de beeldreconstructie met gelijke intervallen, waarin ook tijdens een verandering in de schroefpitch verzamelde projectiegegevens worden gebruikt, wordt de bekende techniek van variabele-pitchreconstructie, geopenbaard in het Japanse ter inzage gelegde octrooi nr. 2005-40582, gebruikt.

Het kenmerk van deze techniek is dat ook wanneer de schroefpitch continu verandert als gevolg van versnelling/afremming van de

tafel, de röntgentransmissierichting in elk van een aantal beeldreconstructieposities, die op gelijke intervallen zijn ingesteld, wordt verkregen op basis van elk van de instantane waarden van de tafelpositiecoördinaten, en beeldreconstructie wordt uitgevoerd onder gebruikmaking van projectiegegevens, die zijn aangepast aan de röntgentransmissierichting.

Fig. 8 is een stroomschema, dat de details van een driedimensionaal terugprojectieproces als een hoofdonderdeel van de beeldreconstructie toont.

Een beeld wordt gereconstrueerd als een driedimensionaal beeld in een xy-vlak, dat loodrecht staat op de z-as. Een reconstructievlak P is evenwijdig aan het xy-vlak.

In stap S61 wordt aandacht geschonken aan één van alle aanzichten (d.w.z., bijvoorbeeld aanzichten van de halve aftasting), die noodzakelijk zijn voor het reconstrueren van een plakbeeld, en de met elk van de pixels in het reconstructieoppervlak P corresponderende projectiegegevens Dr worden onttrokken.

Zoals is weergegeven in fig. 9A en 9B is een vierkant gebied van 512 x 512 pixels evenwijdig aan het xy-vlak als het reconstructieoppervlak P ingesteld. Pixellijn L0 bij y = 0, pixellijn L63 bij y = 63, pixellijn L127 bij y = 127, pixellijn L191 bij y = 191, pixellijn L255 bij y = 255, pixellijn L319 bij y = 319, pixellijn L383 bij y = 383, pixellijn L447 bij y = 447 en pixellijn L511 bij y = 511, die evenwijdig aan de x-as met y = 0 zijn, worden als voorbeeld gebruikt. Door middel van het onttrekken van projectiegegevens op lijnen T0 tot T511, die zoals is weergegeven in fig. 10 zijn verkregen door middel van het projecteren van de pixellijnen L0 tot L511 op het vlak van de multi-plak röntgendetector 150 in de röntgentransmissierichting, worden de onttrokken gegevens gebruikt als projectiegegevens Dr (aanzicht, x, y) in de pixellijnen L0 tot L511. Hier corresponderen x, y met de pixels (x, y) van een plakbeeld.

De röntgentransmissierichting wordt bepaald door geometrische posities tussen het röntgenfocuspunt van de röntgenbuis 130, elk pixel en de multi-rij röntgendetector 150. Aangezien een z-coördinaat z (aanzicht) van röntgendetectorgegevens D0 (aanzicht, j, i) als een lineaire-tafelverplaatsing z-richtingspositie Ztafel (aanzicht) zijn verbonden met de röntgendetectorgegevens en bekend zijn, kunnen het röntgenfocuspunt en de röntgentransmissierichting in een geometrisch gegevensverzamelsysteem van de multi-rij röntgendetector op nauwkeuri-

ge wijze worden verkregen uit de röntgendetectorgegevens D0 (aanzicht, j, i) tijdens versnelling/afremming.

In het geval, waarin een deel van een lijn zich naar de buitenzijde uitstrekt in de kanaalrichting van de multi-rij röntgendetector 150, zoals een door het projecteren van de pixellijn L0 op het vlak van de multi-rij röntgendetector 150 in de röntgentransmissierichting verkregen lijn T0, worden de corresponderende projectiegegevens Dr (aanzicht, x, y) op "0" ingesteld. In het geval, waarin de lijn zich naar de buitenzijde uitstrekt in de z-richting worden de projectiegegevens Dr (aanzicht, x, y) door middel van extrapolatie verkregen.

Zoals hierboven beschreven en zoals weergegeven in fig. 11, kunnen de met elk van de pixels in het reconstructieoppervlak P corresponderende projectiegegevens Dr (aanzicht, x, y) worden onttrokken.

Er wordt weer verwezen naar fig. 8, waarin in stap S62 de projectiegegevens Dr (aanzicht, x, y) worden vermenigvuldigd met een kegelbundelreconstructie gewogen coëfficiënt, teneinde daardoor projectiegegevens D2(aanzicht, x, y), zoals weergegeven in fig. 12, te genereren.

De kegelbundelreconstructie gewogen coëfficiënt w (i, j) is als volgt. In het geval van waaierbundelbeeldreconstructie, wanneer de tussen een rechte lijn, die het focuspunt van de röntgenbuis 130 en een pixel g (x, y) op het reconstructieoppervlak P (op het xy-vlak) bij aanzicht = βa verbindt, en een centrale as Bc van een röntgenbundel γ is en het tegenovergestelde aanzicht aanzicht = βb is, wordt in het algemeen de volgende uitdrukking verkregen.

$$\beta b = \beta a + 180° - 2\gamma \qquad \text{...Vergelijking 1}$$

Wanneer de tussen een door het pixel g (x, y) op het reconstructieoppervlak P heengaande röntgenbundel en het reconstructieoppervlak P gevormde hoek αa is en de tussen een aan de hierboven beschreven röntgenbundel tegenovergestelde röntgenbundel en het reconstructieoppervlak P gevormde hoek αb is, worden de hoeken αa en αb vermenigvuldigd met kegelbundelrecontructie gewogen coëfficiënten ωa en ωb afhankelijk van de hoeken en worden de resultanten opgeteld, teneinde daardoor terugprojectiepixelgegevens D2(0, x, y) te verkrijgen. In dit geval wordt de volgende uitdrukking verkregen.

$$D2(0, x, y) = \omega a \cdot D2(0, x, y)_a + \omega b \cdot D2(0, x, y)_b \quad \text{...Vergelijking 2}$$

waarin D2(0, x, y)_a terugprojectiegegevens van het aanzicht βa en D2(0, x, y)_b terugprojectiegegevens van het aanzicht βb aanduiden.

De som van de tegengestelde bundels van de kegelbundelreconstructie gewogen coëfficiënten is als volgt uitgedrukt.

$$\omega a + \omega b = 1 \quad \text{...Vergelijking 3}$$

Door middel van het uitvoeren van vermenigvuldiging met de kegelbundelreconstructie gewogen coëfficiënten ωa en ωb en optelling kan een kegelhoekartefact worden verminderd. Bijvoorbeeld kunnen de door de volgende vergelijkingen berekende kegelbundelreconstructie gewogen coëfficiënten ωa en ωb worden gebruikt. Hierin duidt ga een gewogen coëfficiënt van het aanzicht βa en gb een gewogen coëfficiënt van het aanzicht βb aan.

Wanneer 1/2 van de kegelbundelhoek als γmax is ingesteld, worden de volgende uitdrukkingen verkregen.

$$\begin{aligned} ga &= f(\gamma max, \alpha a, \beta a) \\ gb &= f(\gamma max, \alpha b, \beta b) \\ xa &= 2 \cdot ga^q / (ga^q + gb^q) \\ xb &= 2 \cdot gb^q / (ga^q + gb^q) \\ wa &= wa^2 \cdot (3 - 2xa) \\ wb &= wb^2 \cdot (3 - 2xb) \end{aligned} \quad \text{...Vergelijking 4}$$

(bijvoorbeeld, q = 1)

Wanneer bijvoorbeeld max[] een functie is, die een grotere waarde aanneemt, wordt als een voorbeeld van ga en gb het volgende verkregen.

$$\begin{aligned} ga &= \max[0, \{(\pi/2 + \gamma max) - |\beta a|\}] \cdot |\tan(\alpha a)| \\ gb &= \max[0, \{(\pi/2 + \gamma max) - |\beta b|\}] \cdot |\tan(\alpha b)| \end{aligned} \quad \text{...Vergelijking 5}$$

In het geval van de waaierbundelbeeldreconstructie worden verder de pixels op het reconstructieoppervlak P elk vermenigvuldigd met de afstandscoëfficiënt. De afstandscoëfficiënt wordt uitgedrukt als $(r1/r0)^2$, wanneer de afstand vanaf het focuspunt van de röntgenbuis

130 tot de detectorkolom j van de multi-rij röntgendetector 150, corresponderend met de projectiegegevens Dr, en het kanaal i r0 bedraagt en de afstand vanaf het focuspunt van de röntgenbuis 130 tot een pixel op het reconstructieoppervlak P, corresponderend met de projectiegegevens Dr r1 bedraagt.

In stap S63 worden de projectiegegevens D2(aanzicht, x, y) opgeteld bij de terugprojectiegegevens D3(x, y), die vooraf op een pixelovereenkomstwijze zijn vrijgemaakt, zoals weergegeven in fig. 13.

In stap S64 worden de stappen S61 tot S63 herhaald met betrekking tot alle aanzichten, die noodzakelijk zijn voor het reconstrueren van een plakbeeld (dat wil zeggen, bijvoorbeeld beelden van de hoeveelheid van een halve aftasting) en worden terugprojectiegegevens D3(x, y) verkregen, zoals weergegeven in fig. 13.

Door middel van het uitvoeren van de driedimensionale terugprojectie onder gebruikmaking van tweedimensionale projectiegegevens, zoals hierboven beschreven, kan een aantal gereconstrueerde beelden op gelijke intervallen worden verkregen ongeacht een verandering in de schroefpitch tijdens een aftasting. Aangezien de schroefpitch dynamisch wordt geoptimaliseerd om een verandering in de hartslag te volgen, zijn de hartslagfasen van een aantal beelden dezelfde en bovendien treedt geen uitval van gegevens op.

De beeldreconstructie met gelijke intervallen wordt uitgevoerd onder besturing van het bedienerconsole 300. Het bedienerconsole 300, die de beeldreconstructie met gelijke intervallen bestuurt, is een voorbeeld van een tweede stuurmiddel volgens de uitvinding.

In de apparatuur wordt de schroefpitch veranderd door middel van het veranderen van de relatieve lineaire verplaatsingssnelheid van het röntgenfocuspunt in de axiale richting van een schroefvormige aftasting. Het is dienovereenkomstig voldoende om slechts één van de twee snelheidscomponenten in de omtreksrichting en de axiale richting van de schroefvormige aftasting te besturen.

Aangezien de relatieve lineaire verplaatsingssnelheid wordt veranderd door middel van het veranderen van de bewegingssnelheid van de tafel, die het subject ondersteunt, is het eenvoudig om de relatieve lineaire verplaatsingssnelheid van het röntgenfocuspunt te besturen.

LIJST VAN VERWIJZINGSCIJFERS

Fig. 1

410	horizontale richting
412	verticale richting
414	zwaairichting
Fig. 5	
500	start
501	voer beeldverwervingsparameters in
503	voer hartslag in
505	stel schroefpitch in
507	voer schroefvormige aftasting uit
509	meet hartslag
511	is schroefpitch optimaal voor huidige hartslag?
513	aftasting voltooid?
515	verander schroefpitch
517	beeldreconstructie met gelijke intervallen
518	nee
519	ja
520	einde
Fig. 6(a) en 6(b)	
540	schroefpitch
542	hartslag
Fig. 7	
544	hartslag en schroefpitch
542	hartslag
540	schroefpitch
546	begin van aftasting (inhouden van ademhaling)
548	einde van aftasting (ademhalen)
550	tijd
Fig. 8	
S6	stap S6
S60	start driedimensionaal terugprojectieproces

S61	onttrek projectiegegevens Dr, die corresponderen met elk van de pixels in het reconstructieoppervlak P
S62	vermenigvuldig projectiegegevens Dr met kegelbundelreconstructie gewogen coëfficiënt om terugprojectiegegevens D2 te genereren
S63	tel terugprojectiegegevens D2 op bij terugprojectiegegevens D3 op basis van de pixeleenheid
S64	tel terugprojectiegegevens D2 in alle aanzichten noodzakelijk om beeld te reconstrueren op
552	ja
554	nee
S65	einde
Fig. 9(a)	
556	reconstructieoppervlak (xy-vlak)
558	oorsprong (0, 0)
Fig. 9(b)	
560	z-as
562	rotatieas IC
564	xz-vlak
Fig. 10	
566	detectorkolomrichting
568	kanaalrichting
570	Rij/2
Fig. 11	
572	reconstructieoppervlak
574	aanzicht = 0°
Fig. 12	
572	reconstructieoppervlak
574	aanzicht = 0°

CONCLUSIES

1. Röntgen-CT-apparatuur omvattende:

een gegevensverwervingsinrichting (100, 200) voor het verwerven van projectiegegevens van een subject door middel van een met een hartslag gesynchroniseerde schroefvormige aftasting;

een beeldreconstructie-inrichting (300) voor het reconstrueren van een beeld op basis van de verworven projectiegegevens; en

een stuureenheid (300) voor het besturen van de gegevensverwer¬vingsinrichting en de beeldreconstructie-inrichting,

waarin de stuureenheid (300) omvat:

een eerste stuurmiddel voor het veranderen van de schroefpitch in overeenstemming met een verandering in de hartslag tijdens de schroefvormige aftasting; en

een tweede stuurmiddel voor het reconstrueren van beelden in een aantal plakposities op gelijke intervallen op basis van projectie¬gegevens, die ook de tijdens de verandering in de schroefpitch verwor¬ven projectiegegevens bevatten.

2. Röntgen-CT-apparatuur volgens conclusie 1, waarin de schroefpitch wordt veranderd door middel van het veranderen van de relatieve lineaire verplaatingssnelheid van een röntgenfocuspunt in de axiale richting van de schroefvormige aftasting.

3. Röntgen-CT-apparatuur volgens conclusie 2, waarin de rela¬tieve lineaire verplaatsingssnelheid wordt veranderd door middel van het veranderen van de verplaatsingssnelheid van een het subject onder¬steunende tafel.

4. Röntgen-CT-apparatuur volgens enige conclusie van de con¬clusies 1 tot 3, waarin de gegevensverwervingsinrichting (100, 200) tweedimensionale projectiegegevens verwerft.

5. Röntgen-CT-apparatuur volgens enige conclusie van de con¬clusies 1 tot 3, waarin de gegevensverwervingsinrichting (100, 200) projectiegegevens via een multi-rij röntgendetector (150) verwerft.

6. Werkwijze van het besturen van röntgen-CT-apparatuur voor het verwerven van projectiegegevens van een subject door middel van een met een hartslag gesynchroniseerde schroefvormige aftasting en het reconstrueren van een beeld op basis van de verzamelde projectiegege¬vens, omvattende de stappen van:

het veranderen van de schroefpitch in overeenstemming met een verandering in de hartslag tijdens de schroefvormige aftasting (515); en

het reconstrueren van beelden in een aantal plakposities op ge¬lijke intervallen op basis van projectiegegevens, die ook de tijdens de verandering in de schroefpitch (517) verworven projectiegegevens bevatten.

7. Werkwijze van het besturen van röntgen-CT-apparatuur volgens conclusie 6, waarin de schroefpitch wordt veranderd door middel van het veranderen van de relatieve lineaire verplaatsingssnelheid van een röntgenfocuspunt in de axiale richting van de schroefvormige aftas¬ting.

8. Werkwijze van het besturen van röntgen-CT-apparatuur volgens conclusie 7, waarin de relatieve lineaire verplaatsingssnelheid wordt veranderd door middel van het veranderen van de verplaatsingssnelheid van een het subject ondersteunende tafel.

9. Werkwijze voor het afbeelden van een subject met gebruik van computertomografie(CT)-afbeeldings-inrichting, waarbij de werkwijze omvat:

- het aftasten van het subject met gebruik van de CT-afbeeldings-inrichting,

- het bepalen van ten minste een van een hartslag en een hartcyclus van het subject terwijl het subject wordt afgetast;

- het automatisch veranderen van een schroefpitch van de CT-afbeeldings-inrichting tijdens het aftasten van het subject gebaseerd op de bepaalde hartslag of hartcyclus; en

- het reconstrueren van ten minste een afbeelding van het subject.

10. Werkwijze volgens conclusie 9, verder omvattende het invoeren van ten minste een beeldverwervingsparameter in de CT-afbeeldings-inrichting voor het aftasten van het subject.

11. Werkwijze volgens conclusie 10, verder omvattende het invoeren van ten minste een van een röntgenbuisspanning, een röntgenbuisstroom, een portaalrotatiesnelheid, een startpositie van de aftasting, een eindpositie van de aftasting, en een hartslagfase in de CT-afbeeldings-inrichting.

12. Werkwijze volgens een van de conclusies 9-11, verder omvattende het doen toenemen of afnemen van de schroefpitch van de CT-afbeeldings-inrichting gebaseerd op een overeenkomende toename of afname van de hartslag van het subject.

13. Werkwijze volgens conclusie 12, verder omvattende:

- het positioneren van het subject op een tafel; en

- het besturen van de tafelsnelheid gebaseerd op de schroefpitch tijdens het aftasten van het subject.

14. Werkwijze volgens conclusie 13, verder omvattende:

- het meten van ten minste een van een hartslag en een hartcyclus van het subject terwijl het subject wordt afgetast; en

- het berekenen van een optimale schroefpitch gebaseerd op de gemeten hartslag.

15. Werkwijze volgens conclusie 14, verder omvattende het veranderen van een verplaatsingssnelheid van de tafel gebaseerd op de optimale schroefpitch.

16. Werkwijze volgens conclusie 14, verder omvattende het veranderen van een relatieve lineaire verplaatsingssnelheid van een röntgenfocuspunt in een axiale richting van de schroefvormige aftasting voor het veranderen van de schroefpitch.

17. Werkwijze volgens conclusie 16, verder omvattende het veranderen van een röntgenbuisstroom gebaseerd op de optimale schroefpitch.

18. Werkwijze volgens conclusie 17, verder omvattende het zodanig veranderen van een röntgenbuisstroom gebaseerd op de optimale schroefpitch dat een door het subject geabsorbeerde röntgendosis hoofdzakelijk constant is tijdens het aftasten.

19. Werkwijze volgens conclusie 18, verder omvattende het reconstrueren van een beeld van het subject in een aantal plakposities op gelijke intervallen op basis van projectiegegevens die verkregen zijn tijdens een verandering van de schroefpitch.

20. Werkwijze volgens conclusie 19, verder omvattende het reconstrueren van een driedimensionaal beeld van het subject.

FIG. 1

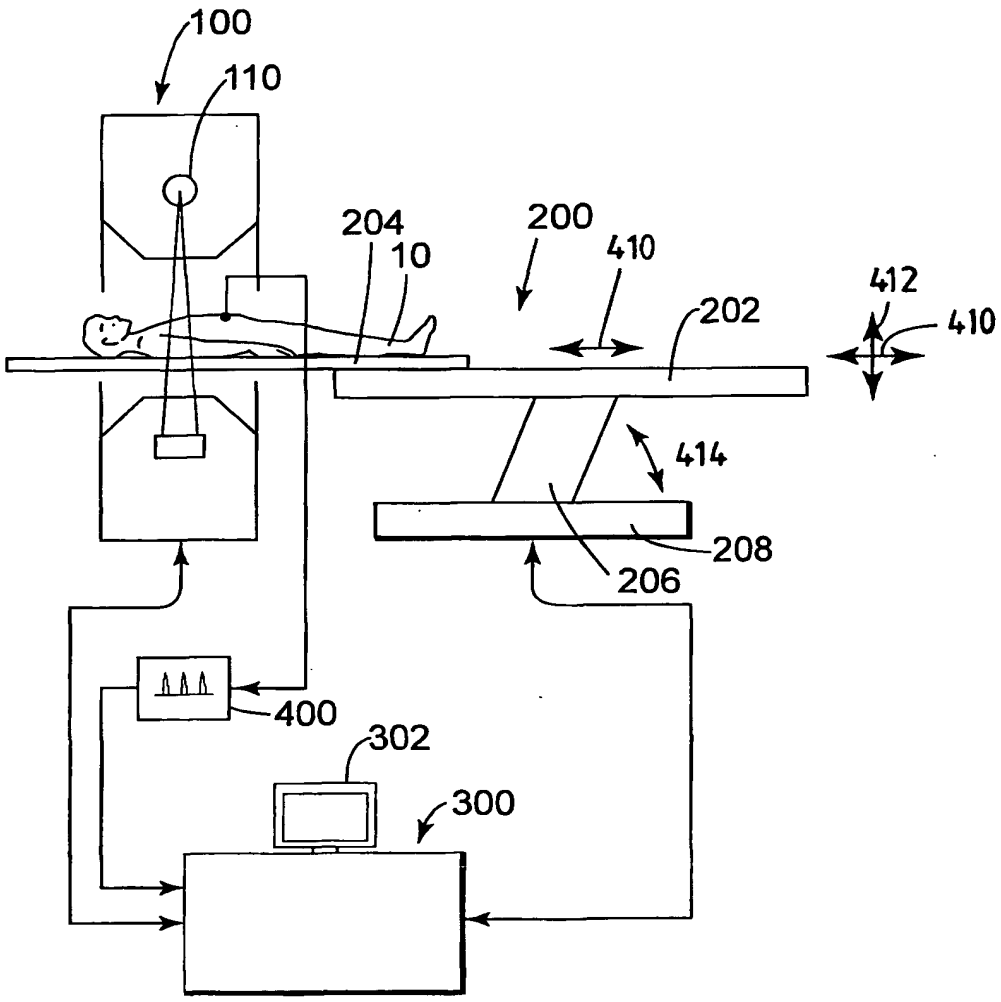


FIG. 2

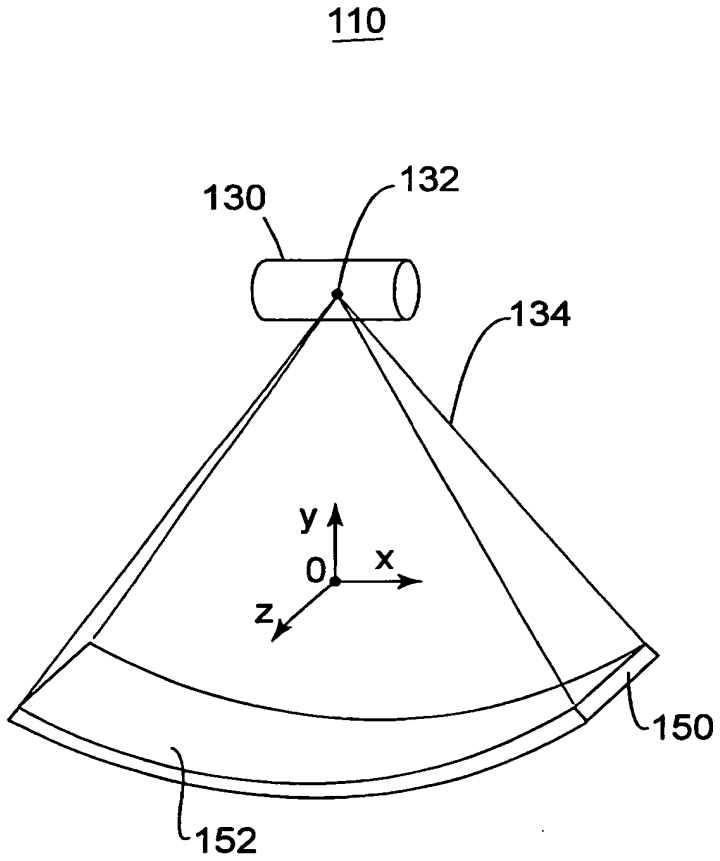


FIG. 3

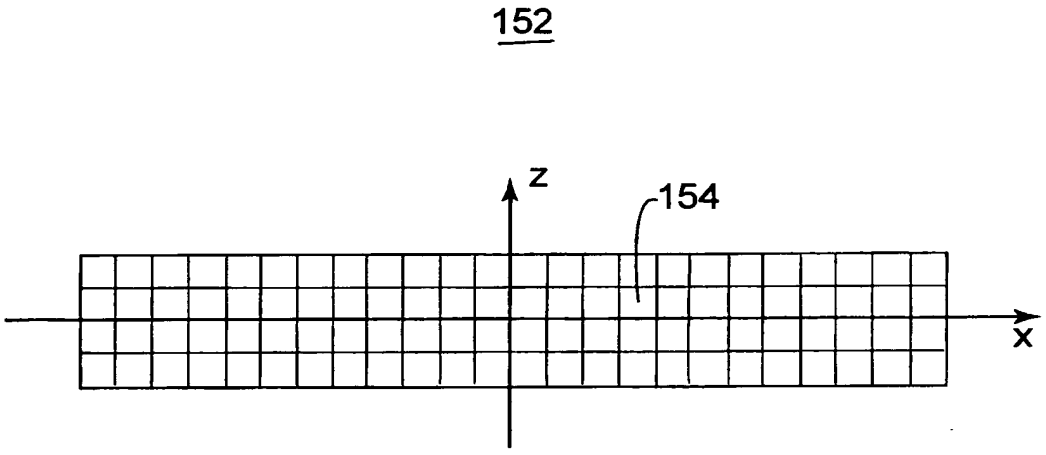


FIG. 4

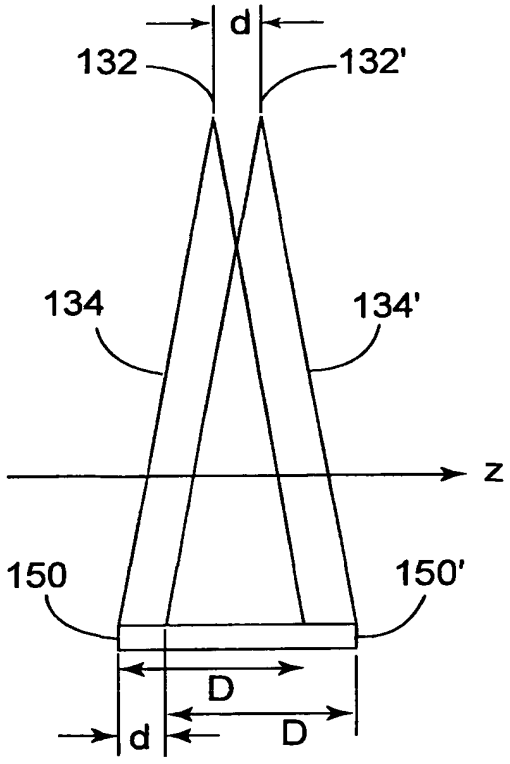


FIG. 5

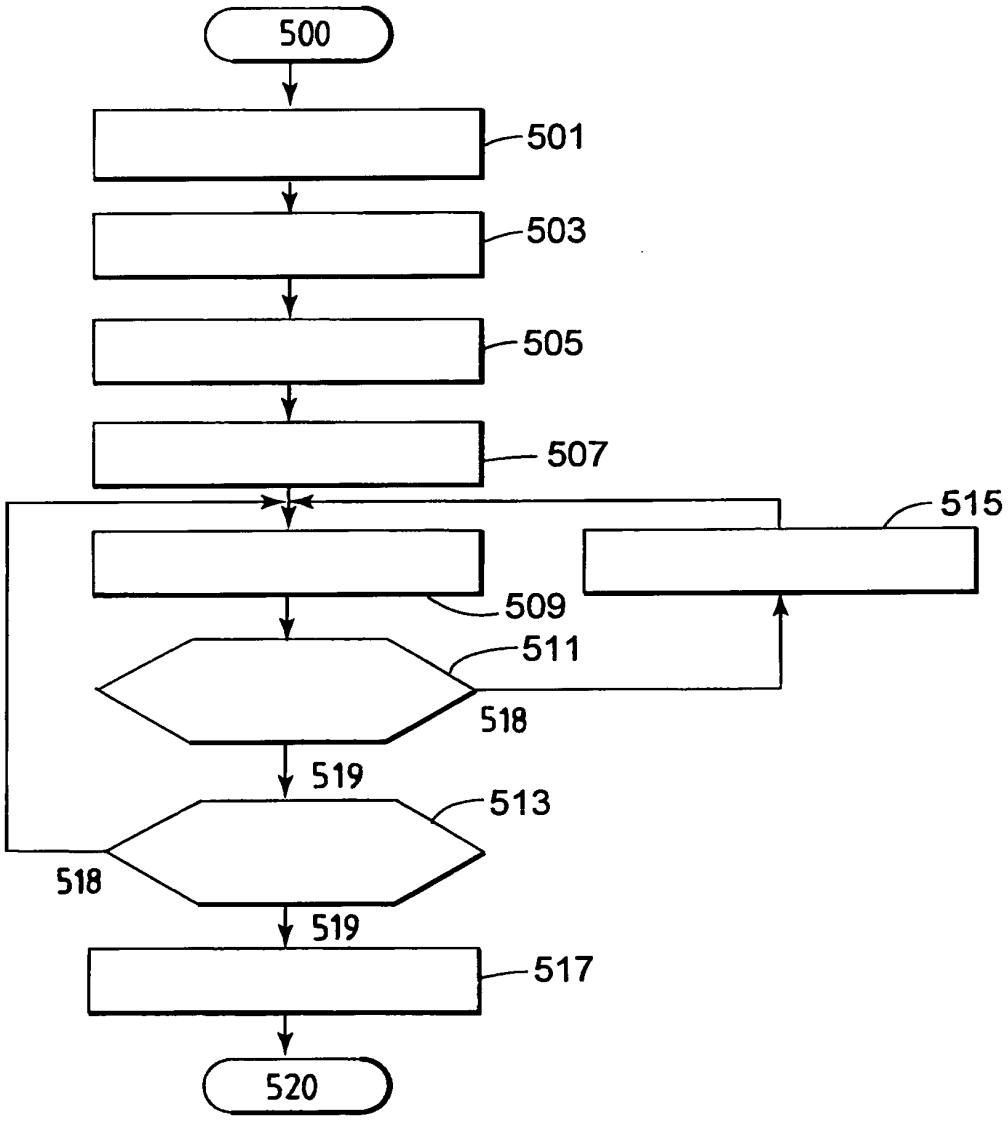


FIG. 6

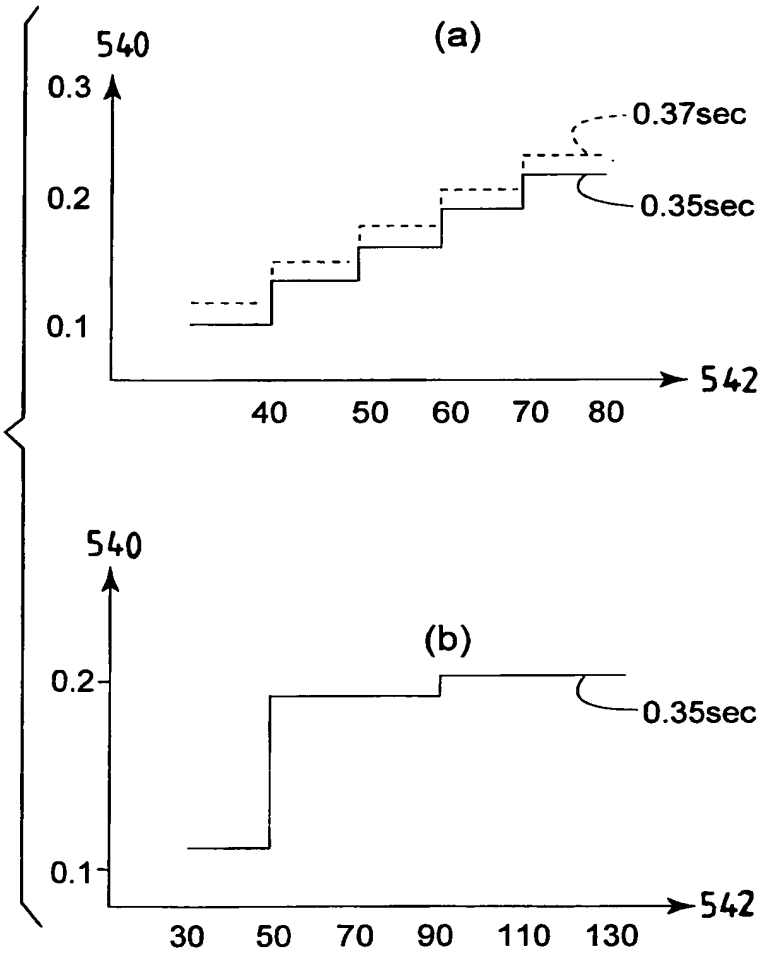

540
(a)
0.3
0.2
0.1
0.37sec
0.35sec
542
40
50
60
70
80
540
(b)
0.2
0.1
0.35sec
542
30
50
70
90
110
130

FIG. 7

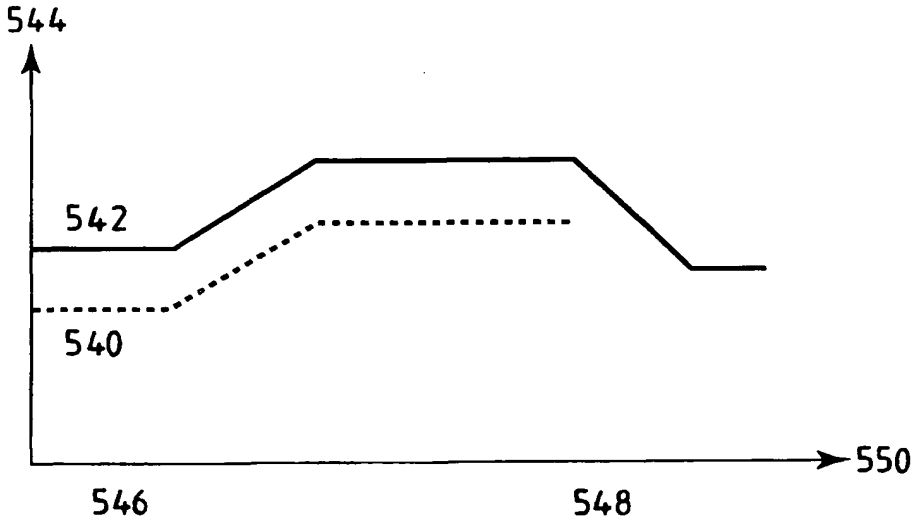


FIG. 8

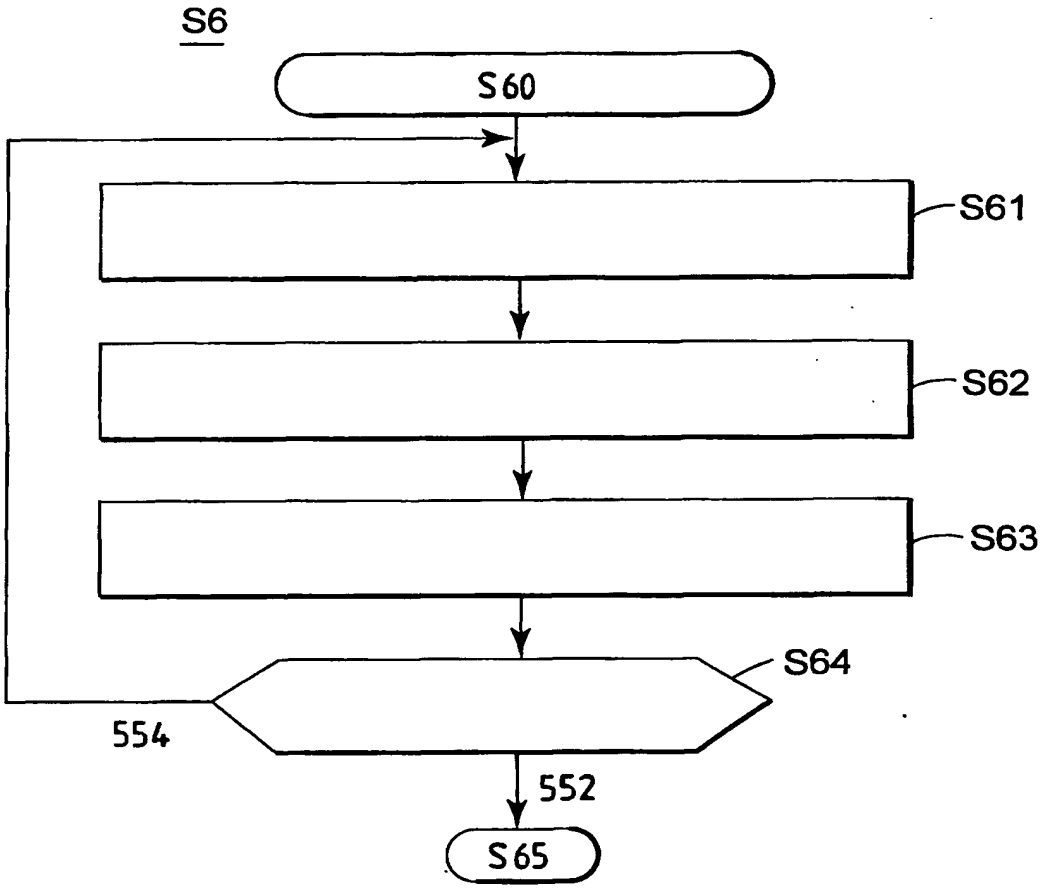


FIG. 9

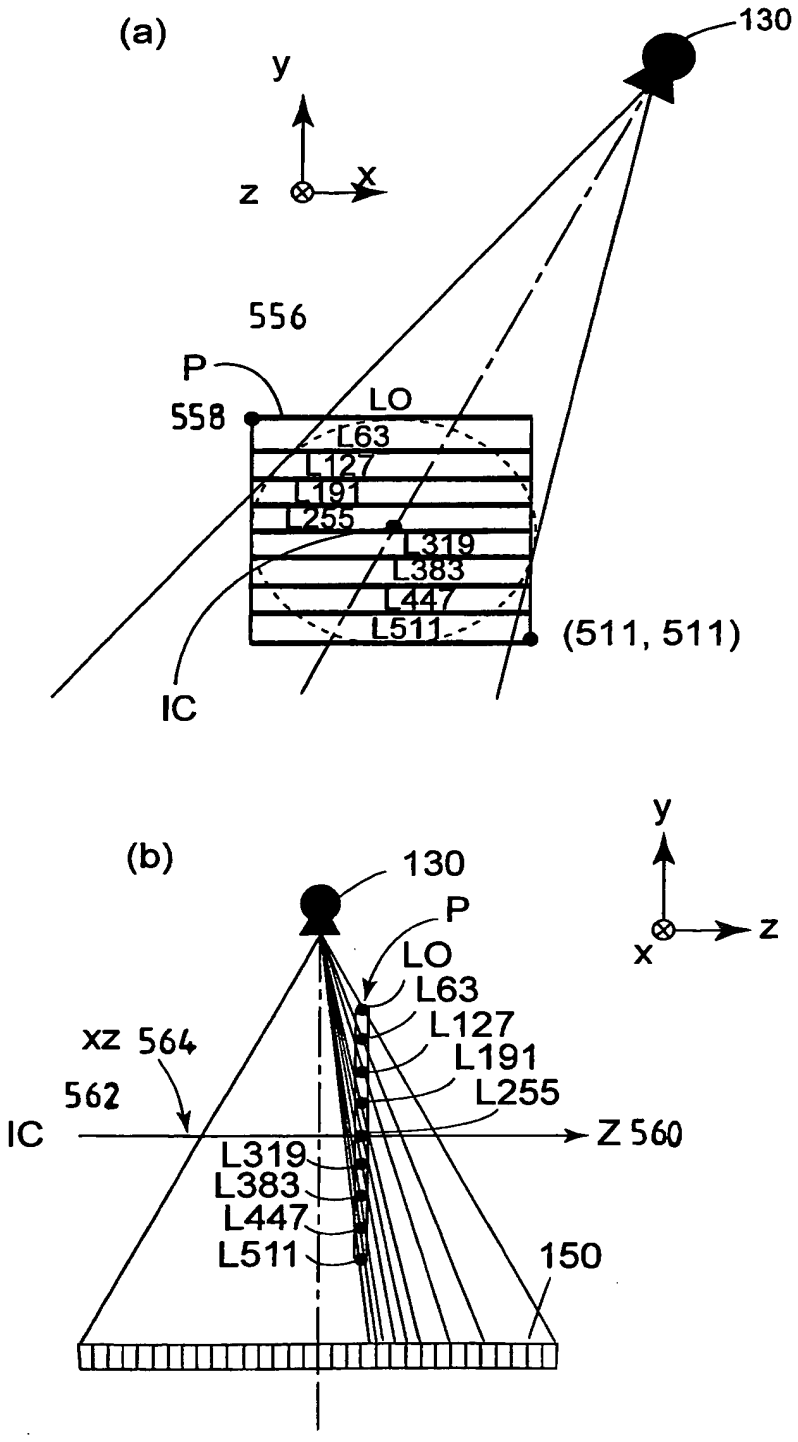

(a)
130
y
z
x
556
P
558
LO
L63
L127
L191
L255
L319
L383
L447
L511
(511, 511)
IC
(b)
130
y
x
z
P
LO
L63
L127
L191
L255
xz 564
562
IC
Z 560
L319
L383
L447
L511
150

FIG. 10

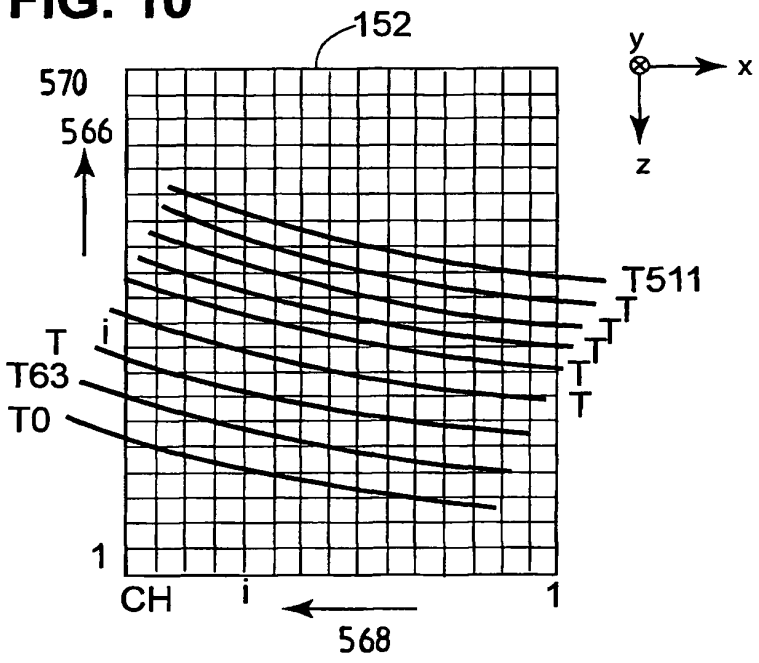


FIG. 11

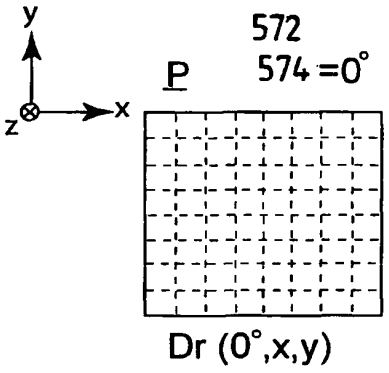


FIG. 12

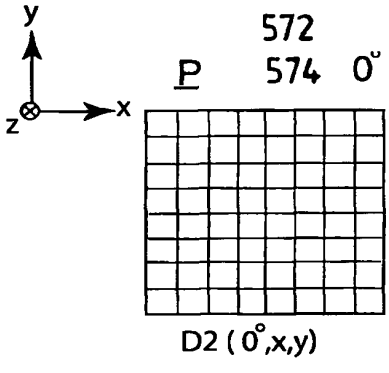
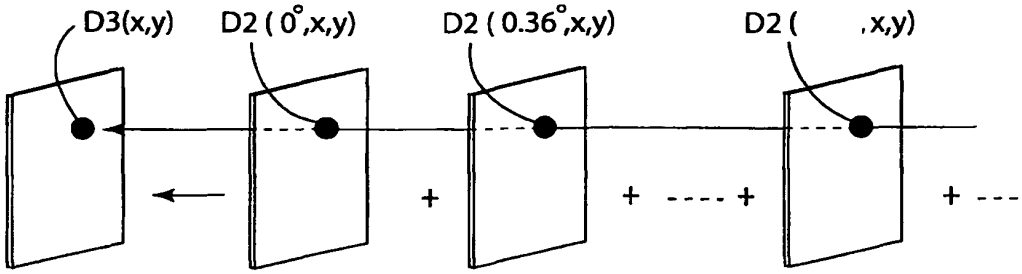
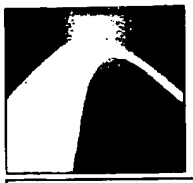


FIG. 13



Octrooicentrum Nederland



RAPPORT BETREFFENDE HET ONDERZOEK NAAR DE STAND VAN DE TECHNIEK

Octrooiaanvrage Nr.:
NO 135883
NL 1032967

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
Y	JP 2000 300549 A (YOKOGAWA MEDICAL SYST) 31 oktober 2000 (2000-10-31) * alineas [0003], [0014], [0015]; figuren 2,3 *	1-8	INV. A61B6/03 G06T11/00
Y	JP 09 010206 A (SHIMADZU CORP) 14 januari 1997 (1997-01-14) * samenvatting *	1-8	
A	EP 1 495 720 A (GE MED SYS GLOBAL TECH CO LLC [US]) 12 januari 2005 (2005-01-12) * alineas [0002] - [0004], [0008]; conclusie 1; figuren 3,6,7 *	1,4-6	
D,A	& JP 2005 040582 A 17 februari 2005 (2005-02-17)		

Onderzochte gebieden van de techniek
A61B
G06T

Indien gewijzigde conclusies zijn ingediend, heeft dit rapport betrekking op de conclusies ingediend op :.....

1

Plaats van onderzoek	Datum waarop het onderzoek werd voltooid	Vooronderzoeker (EOB)
's-Gravenhage	14 Juni 2007	Visser, Rogier

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 aanvrage 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 135883
NL 1032967

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

14-06-2007

In het rapport genoemd octrooigeschrift	Datum van publicatie	Overeenkomend(e) geschrift(en)	Datum van publicatie
JP 2000300549 A	31-10-2000	GEEN	
JP 9010206 A	14-01-1997	GEEN	
EP 1495720 A	12-01-2005	CN 1575765 A	09-02-2005
		JP 2005040582 A	17-02-2005
		KR 20050006067 A	15-01-2005
		US 2005008116 A1	13-01-2005
JP 2005040582 A	17-02-2005	CN 1575765 A	09-02-2005
		EP 1495720 A1	12-01-2005
		KR 20050006067 A	15-01-2005
		US 2005008116 A1	13-01-2005

Algemene informatie over dit aanhangsel is gepubliceerd in de 'Official Journal' van het Europees Octrooibureau nr 12/82 blz 448 ev

OCTROOICENTRUM NEDERLAND

SCHRIFTELIJKE OPINIE

DOSSIER NUMMER	INDIENINGSDATUM	VOORRANGSDATUM	AANVRAAGNUMMER
NO135883	30.11.2006	30.11.2005	NL1032967

CLASSIFICATIE
INV. A61B6/03 G06T11/00

AANVRAGER
GE Medical Systems Global Technology Company, LLC

Deze schriftelijke opinie bevat een toelichting op de volgende onderdelen:

- ☒ Onderdeel I Basis van de schriftelijke opinie
- ☐ Onderdeel II Voorrang
- ☐ Onderdeel III Vaststelling nieuwheid, inventiviteit en industriële toepasbaarheid niet mogelijk
- ☐ Onderdeel IV De aanvraag heeft betrekking op meer dan één uitvinding
- ☒ Onderdeel V Gemotiveerde verklaring ten aanzien van nieuwheid, inventiviteit en industriële toepasbaarheid
- ☐ Onderdeel VI Andere geciteerde documenten
- ☐ Onderdeel VII Overige gebreken
- ☐ Onderdeel VIII Overige opmerkingen

DE BEVOEGDE AMBTENAAR
Visser, Rogier

Aanvraag nr.:
NL1032967

SCHRIFTELIJKE OPINIE

Onderdeel I Basis van de Schriftelijke Opinie

1. Deze schriftelijke opinie is opgesteld op basis van de meest recente conclusies ingediend voor aanvang van het onderzoek.

2. Met betrekking tot **nucleotide en/of aminozuur sequenties** die genoemd worden in de aanvraag en relevant zijn voor de uitvinding zoals beschreven in de conclusies, is dit onderzoek gedaan op basis van:

   a. type materiaal:

   ☐ sequentie opsomming

   ☐ tabel met betrekking tot de sequentie lijst

   b. vorm van het materiaal:

   ☐ op papier

   ☐ in elektronische vorm

   c. moment van indiening/aanlevering:

   ☐ opgenomen in de aanvraag zoals ingediend

   ☐ samen met de aanvraag elektronisch ingediend

   ☐ later aangeleverd voor het onderzoek

3. ☐ In geval er meer dan één versie of kopie van een sequentie opsomming of tabel met betrekking op een sequentie is ingediend of aangeleverd, zijn de benodigde verklaringen ingediend dat de informatie in de latere of additionele kopieën identiek is aan de aanvraag zoals ingediend of niet meer informatie bevatten dan de aanvraag zoals oorspronkelijk werd ingediend.

4. Overige opmerkingen:

Aanvraag nr.:

SCHRIFTELIJKE OPINIE

NL1032967

Onderdeel V Gemotiveerde verklaring ten aanzien van nieuwheid, inventiviteit en industriële toepasbaarheid

1. Verklaring

Nieuwheid	Ja:	Conclusies 1-8
	Nee:	Conclusies
Inventiviteit	Ja:	Conclusies
	Nee:	Conclusies 1-8
Industriële toepasbaarheid	Ja:	Conclusies 1-8
	Nee:	Conclusies

2. Citaties en toelichting:

Zie aparte bladzijde

Re Item V

Reasoned statement with regard to novelty, inventive step or industrial applicability; citations and explanations supporting such statement

1. Inventive step

Reference is made to the following documents:

D1 : JP 2000-300549
D2 : JP 9-10206
D3 : EP 1495720 A1

1.1. **Claims 1 and 6.** (1) **D1** discloses a (werkwijze van het besturen van) Röntgen-CT-apparatuur (X-ray CT scanner 100, cf. claim 1 and Fig. 1) omvattende:

(a) een gegevensverwervingsinrichting (central processing unit 3, carrying out the method of Fig. 2) voor het verwerven van projectiegegevens van een subject door middel van een met een hartslag gesynchroniseerde schroefvormige aftasting (helical scan, where the table speed V is in real time adjusted/synchronised according to V=D/(nT), where D is the desired image spacing and T is the cardiac cycle period obtained from ECG monitoring, cf. par. [0014]);

(b) een beeldreconstructie-inrichting (constant phase image reconstruction means, cf. claim 1) voor het reconstrueren van een beeld (corresponding to one constant phase during cyclical movement, cf. claim 1, of the heart, cf. par. [0014]) op basis van de verworven projectiegegevens (implied by the CT); en

(c) een stuureenheid (implied by the scan and its methods being carried out) voor het besturen van de gegevensverwervingsinrichting en de beeldreconstructieinrichting,

(d) waarin de stuureenheid omvat: een eerste stuurmiddel voor het veranderen van de schroef **velocity** (V) in overeenstemming (bacause V is set according to V=D/(nT)) met een verandering in de hartslag (with cycle time T) tijdens de schroefvormige aftasting (during the helical scan in real time, cf. end of par. [0014]); en

(e) een tweede stuurmiddel (implied by the constant phase image reconstruction means, cf. claim 1) voor het reconstrueren van beelden in een aantal plakposities op gelijke intervallen (fixed spacing, cf. par. [0018], which is the desired image spacing D, cf. par. [0014]) op basis van projectiegegevens.

(2) **D1** does not disclose:

(d) that not only the schroef **velocity** is changed but also the schroef**pitch** (this pitch is, see application page 6 line 33-37, defined as "lineaire verplaatsingsafstand per rotatie/width of the detector in the z-direcion", which is V /[(number of rotations per time unit of the gantry)(width of the detector in z-direction)]). This serves to solve the **first problem** of how to determine the number of rotations per time unit of the gantry;

(e) that the projectiegegevens ook de tijdens de verandering in de (schroef **velocity** or) schroefpitch verworven projectiegegevens bevatten. This serves to solve the **second problem** of how to minimise data acquisition time;

(3) **D2** is treating the first problem and as a solution discloses a constant rotation speed (cf. **D2** abstract). Moreover, even apart from **D2**, a constant rotation speed is the most commonly used mode of rotation in the field of CT. Therefore, the person skilled in the art would obviously in **D1** use constant rotation speed of the gantry, i.e. constant (number of rotations per time unit of the gantry), especially because **D1** does not give any indication that another rotation mode is to be used. On the contrary, scanning time tau, i.e. (number of rotations per time unit of the gantry), is treated as a (constant) value to be inputed by the operator (cf. **D1** par. [0016]). Then, schroef**pitch** V /[(number of rotations per time unit of the gantry)(width of the detector in z-direction)] is V times a constant and with change of schroef **velocity** V, also schroef**pitch** is changed.

(4) **D3** is treating the second problem (of wasting a distance, i.e. part of the imaging procedure, cf. par. [0004]) and as a solution discloses that the projectiegegevens ook de tijdens de verandering in de (schroef **velocity** or) schroefpitch verworven projectiegegevens bevatten (cf. **D3** claim 1 and Figs. 6 and 7).

Therefore, the subject-matter of claims 1 and 6 does not involve an inventive step.

1.2. Dependent **claims 2-5, 7 and 8** contain features being slight constructional changes which come within the scope of the customary practice followed by the person skilled in the art. The applicant should in particular refer to the following passages and/or features (in brackets) in the following respective documents:

The disclosure of **D1** anticipates the subject-matter of **claims 2, 3, 7, 8** (velocity V is the table velocity, cf. par. [0014])

The disclosure of **D3** anticipates the subject-matter of **claims 4** (two-dimensional, cf, par. [0008]), **5** (multi-row, cf. Fig. 3)

Therefore, the subject-matter of claims 2-5, 7 and 8 does not involve an inventive step.

Onderdeel V
Beargumenteerde verklaring met betrekking tot de nieuwheid, inventiviteit of industriële toepasbaarheid; referenties en toelichting ter ondersteuning van deze verklaring

1. **Inventiviteit**

Er wordt verwezen naar de volgende documenten:

D1 : JP 2000-300549
D2 : JP 9-10206
D3 : EP 1495720 A1

1.1. De **conclusies 1 en 6.** (1) **D1** openbaart een werkwijze van het besturen van Röntgen-CT-apparatuur (Röntgen CT=scanner 100, vgl. conclusie 1 en Fig. 1) omvattende:

(a) een gegevensverwervingsinrichting (centrale bewerkingsunit 3, die de werkwijze volgens Fig. 2) uitvoert voor het verwerven van projectiegegevens van een subject door middel van een met een hartslag gesynchroniseerde schroefvormige aftasting (waar de snelheid van de tafel V real-time wordt afgesteld/gesynchroniseerd volgens V=O/(nT), waar 0 de gewenste beeldspatiëring is en T de periode van de hartslagcyclus is die is verkregen uit ECG-monitoring, vgl. par. [0014]);

(b) een beeldreconstructie-inrichting (beeldreconstructie-inrichting van een constante fase, vgl. conclusie 1) voor het reconstrueren van een beeld (corresponderend met één constante fase tijdens de cyclische beweging, vgl. conclusie 1, van de kern, vgl. par. [0014]) op basis van de verworven projectiegegevens (geïmpliceerd door de CT); en

(c) een stuureenheid (geïmpliceerd door de aftasting en de uitgevoerde werkwijzen ervan) voor het besturen van de gegevensverwervingsinrichting en de beeldreconstructie-inrichting,

(d) waarin de stuureenheid omvat: een eerste stuurmiddel voor het veranderen van de schroef**velociteit** (V) in overeenstemming (omdat V wordt ingesteld volgens V=O/(nT)) met een verandering in de hartslag (met cyclustijd T) tijdens de real-time schroefvormige aftasting, vgl. het einde van par. [0014]); en

(e) een tweede stuurmiddel (geïmpliceerd door de beeldreconstructie-inrichting van een constante fase, vgl. conclusie 1) voor het reconstrueren van beelden in een aantal plakposities op gelijke intervallen (vaste aftasting, vgl. par. [0018], welke de wenselijke beeldspatiëring 0 is, vgl. par. [0014]) op basis van projectiegegevens.

(2) **D1** openbaart niet:

(d) dat niet alleen de schroef**velociteit** wordt veranderd, maar ook de schroef**pitch** (deze pitch wordt, zie bladzijde 6, regel 33-37 van de aanvrage, gedefinieerd als de "lineaire verplaatsingsafstand per rotatie/breedte van de detector in de z-richting", welke V /[(aantal rotaties per tijdseenheid van het draagtoestel)(breedte van de detector in de z-richting)]) is. Dit dient voor het oplossen van het **eerste**

probleem van hoe het aantal rotaties per tijdseenheid van het draagtoestel te bepalen;

(e) dat de projectiegegevens ook de tijdens de verandering in de (schroef**velociteit** of) schroefpitch verworven projectiegegevens bevatten. Dit dient voor het oplossen van het **tweede probleem** van hoe de tijd voor het verwerven van gegevens tot een minimum te beperken;

(3) **D2** behandelt het eerste probleem en openbaart als oplossing een constante rotatiesnelheid (vgl. referaat van **D2**). Bovendien is, afgezien van **D2**, een constante rotatiesnelheid de meest algemeen gebruikte wijze van rotatie binnen de CT. Derhalve zou het voor een vakman voor de handliggend zijn in **D1** een constante rotatiesnelheid van het draagtoestel te gebruiken, dat wil zeggen een constant (aantal rotaties per tijdseenheid van het draagtoestel), met name omdat **D1** niet vermeldt dat een andere wijze van rotatie wordt gebruikt. Daarentegen wordt de tau van de aftastingstijd, dat wil zeggen (het aantal rotaties per tijdseenheid van het draagtoestel), behandeld als een (constante) waarde toe te kennen door de bediener (vgl. **D1** par. [0016]). Vervolgens wordt de schroef**pitch** V /[(het aantal rotaties per tijdseenheid van het draagtoestel)(breedte van de detector in z-richting)] V maal een constante en met een verandering van de schroef**velociteit** V, wordt ook de schroef**pitch** veranderd.

(4) **D3** behandelt het tweede probleem (van het verspillen van een afstand, dat wil zeggen, onderdeel van de beeldvormingprocedure, vgl. par. [0004] en openbaart als oplossing dat de projectiegegevens ook de tijdens de verandering in de (schroef**velociteit** of) schroefpitch verworven projectiegegevens bevatten (vgl. **D3** conclusie 1 en de Figuren 6 en 7).

Derhalve omvat de materie van de conclusies 1 en 6 geen inventiviteit.

1.2. De maatregelen volgens de afhankelijke **conclusies 2-5, 7 en 8** omvatten kleine constructieverandering die binnen de reikwijdte van de gangbare praktijken van deskundigen op het vakgebied vallen. De aanvrager zou in het bijzonder moeten verwijzen naar de volgende passages en/of maatregelen (tussen haakjes) in respectievelijke de volgende documenten:

De openbaring van **D1** loopt vooruit op de materie volgens de **conclusies 2, 3, 7, 8** (velociteit V is de tafelvelociteit, vgl. par. [0014])

De openbaring van **D3** loopt vooruit op de materie volgens de **conclusies 4** (tweedimensionaal, vgl. par. [0008]), **5** (multi-rij, vgl. Fig. 3)

Derhalve omvat de materie van de conclusies 2-5, 7 en 8 geen inventiviteit.