
Octrooiraad



[10] A **Terinzagelegging** [11] **7711585**

Nederland

[19] NL

[54] **Positronafbeeldstelsel.**

[51] Int.Cl.²: A61B6/00, G01T1/164.

[71] Aanvrager: G.D. Searle & Co. te Skokie, Illinois, Ver. St. v. Am.

[74] Gem.: Dr. S. Rosenthal c.s.
Vereenigde Octrooibureaux
Nieuwe Parklaan 107
's-Gravenhage.

[21] Aanvraag Nr. 7711585.

[22] Ingediend 21 oktober 1977.

[32] Voorrang vanaf 22 oktober 1976.

[33] Land van voorrang: Ver. St. v. Am. (US).

[31] Nummer van de voorrangsaanvraag: 734797.

[23] --

[61] --

[62] --

[43] Ter inzage gelegd 25 april 1978.

De aan dit blad gehechte stukken zijn een afdruk van de oorspronkelijk ingediende beschrijving met conclusie(s) en eventuele tekening(en).

G. D. Searle & Co.,
Skokie, Illinois, Verenigde Staten van Amerika.

Positronafbeeldstelsel.

De uitvinding heeft betrekking op een afbeeldinrichting voor het detecteren van een stralingsverdeling ten gevolge van positronannihilaties in een van belang zijnd orgaan van een levend subject.

5 Ofschoon positronafbeelding het gebruik van een gehele nieuwe klasse van radiofarmaceutische middelen van groot fysiologisch belang mogelijk maakt, heeft de ontwikkeling van geschikte instrumenten, vergeleken bijvoorbeeld met gamma-afbeelding nageijlt. Positronafbeeldin-
10 richtingen kunnen in twee categorieën worden gerangschikt: (a) dié, waarbij gebruik wordt gemaakt van een groot aantal discrete detectoreenheden en een overeenkomstig groot aantal coïncidentieketens voor het onderbrengen van deze detectoren; en (b) dié, waarbij gebruik wordt gemaakt van
15 tenminste één scintillatiekamer van het Angertype met een enkel kristal, tezamen met een tweede detector, en een enkele coïncidentieketen. Een rapport van H. O. Anger, gedrukt voor de U. S. Atomic Energy Commission, getiteld "Scintillation in Positron Cameras" (UCRL-8640, 12 augustus, 1959) geldt voor het concept van de oorspronkelijke
20 Anger-scintillatiekamer (zie Amerikaanse octrooischrift 3.011.057) met enige geschikte modificaties en wijzigingen voor het detecteren van positronverschijnselen.

Onafhankelijk van de categorie van het stelsel zijn
25 de oormerken dezelfde, d.w.z. het verkrijgen van een grote gevoeligheid en een grote resolutie en tegelijkertijd een groot telsnelheidsvermogen. Ofschoon de op een kamera gebaseerde stelsels in het algemeen een betere resolutie hebben, missen zij tot nu toe het telsnelheidsvermogen,

dat vergelijkbaar is met de discrete detectorstelsels (zie bijvoorbeeld H. O. Anger, "Radioisotope Cameras: Instrumentation in Nuclear Medicine", vol. 1, G. J. Hine, Editor, New York, Academic Press, 1967; G. L. Brownell en C. A. Burham, "Recent Developments in Positron Scintigraphy: Instrumentation in Nuclear Medicine", vol. 2, G. J. Hine en J. A. Sorensen, Editors, New York, Academic Press, 1973; en P. J. Kenny, "Spatial Resolution and Count Rate Capacity of a Positron Camera: Some Experimental and Theoretical Considerations", International Journal of Applied Radiation and Isotopes, vol. 22, Pergamon Press, blz. 21 - 28, 1971). De resultaten van de bovengenoemde onderzoeken hebben geleid tot de conclusie, dat het nuttige telsnelheidsvermogen van een positronkamera slechts een fractie van de werkelijke telsnelheid is.

Derhalve is de belangstelling van andere op dit gebied werkzame personen gericht op het ontwikkelen van discrete detectorpositroninrichtingen. Kort geleden is de eerste commercieel verkrijgbare positroninrichting een inrichting van het discrete detectortype : een inrichting, ontwikkeld door Dr. G. Brownell, wordt aangeboden door Cyclotron Corporation, en een stelsel, ontwikkeld door Drs. M. Phelps en M. Ter Pogossian, wordt aangeboden door Ortec Inc. Ofschoon de beide inrichtingen een goed telvermogen hebben, zijn zij beperkt wat betreft gevoeligheid, hetgeen leidt tot lange belichtingstijden met vele gemerkte, van belang zijnde farmaceutische stoffen.

Ondertussen zijn de pogingen voortgezet bij het ontwikkelen van een verbeterde op een Angercamera gebaseerde positronafbeeldinrichting. Een recente van belang zijnde ontwikkeling is het verschaffen van een gegradeerde stralingsabsorptie-inrichting met een aantal coïncidentiekanaalen voor de Angerdetectoren teneinde het mogelijk te maken, dat zowel de primaire straling als de Compton verschijnse- len, welke eerst verloren gingen, worden verwerkt, waar-

7711585

door de totale telsnelheid wordt verbeterd. In dit verband wordt gewezen op het Amerikaanse octrooischrift 3.955.088.

De opkomst van tomografische afbeelding bij andere afbeeldmodaliteiten, meer in het bijzonder röntgenstralen, heeft het verkrijgen van bevredigende telsnelheden van nog groter belang gemaakt. In wezen is de transversale tomografische afbeelding tot nu toe niet volledig succesvol geweest voor positroninrichtingen met Angerkamera in verband met het gevoeligheids- en telsnelheidsprobleem en in verband met de vraag naar betere informatieverwerking. Men heeft bijvoorbeeld getracht een transversale rotatie, modus te realiseren door het toevoegen van colimators, bestaande uit evenwijdige spleten, aan een paar tegenover elkaar opgestelde kameradetectoren, welke worden geroteerd, waarbij dan dezelfde algoritmen aan herconstructiemethoden worden toegepast als bij de met een rekeninrichting werkende röntgentomografiestelsels. Het is evenwel gebleken, dat de collimators de gevoeligheids- en telstatistieken te sterk reduceren om een dergelijk stelsel van groot algemeen nut te doen zijn.

De bovengenoemde op discrete detectoren gebaseerde afbeeldinrichtingen zijn ook toegepast in pogingen voor het verschaffen van een transversale rotatiemodus, doch de tot dusver gebouwde inrichtingen hebben een beperkt vermogen ten gevolge van de noodzaak tot irissen of andere collimatie-organen, de mogelijkheid van slechts een bepaald aantal resolutiepunten over de detectorstelsels, het gemis van continuïteit tussen beeldplakken en het vermogen van slechts één of ten hoogste een paar beeldplakken gelijktijdig per aftasting.

De uitvinding beoogt derhalve de gevoeligheid en de telsnelheid van een op een Angerkamera gebaseerd positronafbeeldstelsel te verbeteren.

Een ander doel van de uitvinding is het verbeteren van het scintillatiekristal en de elektronische pulsverwerkings-

7711585

organen van de positronkamera om de telsnelheid daarvan te verbeteren.

5 Een verder doel van de uitvinding is het vermijden van de beperking van collimators op de telsnelheid en de gevoeligheid bij een positronafbeeldstelsel.

De uitvinding beoogt voorts te voorzien in een positronafbeeldstelsel met Angerkamera, waarbij het gebruik van collimators wordt vermeden.

10 Een ander doel van de uitvinding is het verschaffen van een positronafbeeldinrichting met Angerkamera, welke tot een bevredigende, transversale tomografische afbeelding in staat is.

15 De uitvinding heeft betrekking op een positronafbeeldstelsel met een verbeterde telsnelheid voor het detecteren van een radio-actieve verdeling van positronverschijnselen in een van belang zijnd orgaan van een levend subject, voorzien van scintillatiedetectoren, welke in responsie op de positronverschijnselen elektrische signalen leveren, en elektronische organen voor het verwerken van de elektrische signalen en het toevoeren van beeldreconstructie-
20 signalen aan weergeeforganen voor het verkrijgen van een beeld van de radio-actieve verdeling, welk stelsel volgens de uitvinding is voorzien van een paar scintillatiekamera's van het Angertype als scintillatiedetectoren, waarbij
25 de kamera's respectievelijk ter weerszijden van het van belang zijnde orgaan zijn opgesteld, en pulsvormorganen voor het reduceren van de pulsduur onder bij benadering 900 nanosec. en het reduceren van de integratietijd onder bij benadering 500 nanosec, waardoor de telsnelheid en de
30 telstatistieken van het stelsel worden verbeterd voor een betere beeldkwamiteit en grotere behandelingssnelheid. De uitvinding omvat voorts organen om de tegenover elkaar opgestelde kamera's te roteren om een as, die zich door het van belang zijnde orgaan uitstrekt, waarbij de kamera's
35 elk geen collimator bevatten, waardoor straling, die zich

7711585

niet in vlakken loodrecht op de planaire scintillatiekristallen beweegt, kan worden ontvangen.

De uitvinding zal onderstaand nader worden toegelicht onder verwijzing naar de tekening. Daarbij toont :

5 fig. 1 een perspectivisch aanzicht van het mechanische gedeelte van een stelsel volgens de uitvinding, waarbij de roteerbare steun voor de tegenover elkaar opgestelde kamera's is aangegeven;

10 fig. 2 een blokschema van het gehele positronafbeeldstelsel;

 fig. 3 een tabel ter illustratie van de verbetering in telsnelheid, welke men volgens de uitvinding verkrijgt;

 fig. 4 de wijze waarop een transversale rotatietomografie wordt uitgevoerd; en

15 fig. 5 een illustratie van de methode, welke wordt gebruikt voor de reconstructie van het beeld van het object.

Onder verwijzing naar de tekening kan de inrichting volgens fig. 1 van het type zijn, waarbij gebruik wordt gemaakt van twee Angerscintillatiekamerakoppen 1 en 2, die ter weerszijden van orgaan 4 van een levend subject zijn opgesteld, welk orgaan men wenst af te beelden, en wel ruwweg op gelijke afstanden van het orgaan 4. De basis van een dergelijk symmetrisch opgebouwd afbeeldstelsel vindt men in het bovengenoemde artikel van Kenny. Zoals uit fig. 25 1 blijkt, worden de geschikte ruwweg gelijke afstanden tussen en de orientatie van de twee kamera's onderhouden door een stijf, open kastvormig gesteld 5, waarbij de kamerakoppen 1 en 2 aan tegenover elkaar gelegen uiteinden van dit gestel zijn bevestigd. Het gestel is midden tussen de koppen 30 1 en 2 in de vertikale benen 7 van een stijve, U-vormige voet 8 scharnierbaar gemonteerd. Zoals uit de tekening blijkt, is het gestel 5 op de voet 8 scharnierbaar gemonteerd onder gebruik van grote, holle, cilindrische legers 9 met een binnendiameter, welke voldoende is om door deze 35 legers een patient 10 te laten passeren, welke op een ge-

7711585

schikte tabel 12 rust. Ofschoon de tafel slechts schematisch is afgebeeld, is de constructie van dergelijke tafels bekend. Op deze wijze kan een orgaan, dat zich ergens in het lichaam van de patient bevindt, worden afgebeeld.

Bij de bovenbeschreven constructie kunnen de tegenover elkaar opgestelde kamerakoppen 1 en 2 langs een in het algemeen cirkelvormige baan om een horizontale as C-C worden geroteerd, welke as in het algemeen samenvalt met de craniaal-caudaal as van de patient. Voor het aandrijven van het gestel 5 in de voet 8 is een motor 14 (zie fig. 2) op de voet 8 gemonteerd. De motor 14 werkt samen met een aspositiecodeerinrichting 16, die de hoek en mate van voltooiing van een rotatie van de koppen 1 en 2 detecteert en een signaal levert, dat representatief is voor deze informatie. De motor 14 omvat ook een indexorgaan 17 om de koppen 1 en 2 continu langs hun baan voort te bewegen. Het indexorgaan leidt de stralingstelintervallen in een vooraf bepaald booginterval van de baan in en beëindigt deze intervallen ook.

Elk van de koppen 1 en 2 omvat, zoals gebruikelijk, de respectieve schijf van een scintillatorkristal van met thallium geactiveerd natrium jodide, met een diameter van bij benadering 38 cm, respectieve stelsels van fotodetectoren, welke zodanig zijn opgesteld, dat elkaar overlappende gebieden van bij elkaar behorende scintillatoren worden waargenomen, en een scintillatiepositie-identificatieschakeling. De kamerakoppen zijn evenwel in de andere opzichten niet op de gebruikelijke wijze uitgevoerd. De kamerakoppen zijn voorzien van scintillatiekristallen, die een dikte van bij benadering 2,5 cm hebben en welke aanmerkelijk dikker zijn dan die, welke tot nu toe voor positronafbeelding zijn toegepast, evenals die, welke normaliter voor routinewerkzaamheden bij gamma-afbeelding worden gebruikt. Het is bekend, dat typische kristaldikten zich van bij

7711585

benadering 1,35 cm naar beneden uitstrekken.

Normaliter wordt aangenomen, dat de uniformiteit en de resolutie op een schadelijke wijze worden beïnvloed door een grotere kristaldikte. Het is evenwel gebleken, dat in de context van twee tegenover elkaar opgestelde Anger-
 5 kamera's volgens een positronafbeeldmodus, de uniformiteit en de resolutie niet op een onacceptabele wijze door het dikke kristal worden beïnvloed. Er is bijvoorbeeld geen één-op-één-overeenkomst tussen een bepaald punt in elk
 10 kristal en een punt van het beeld. De extra dikte leidt evenwel tot een verbetering in telsnelheid en gevoeligheid. Dit omdat de extra dikte dient om de waarschijnlijkheid van een scintillatie-veroorzakende interactie met het kristal bij de overheersende van belang zijnde vermogens te vergro-
 15 ten. Zo wordt bijvoorbeeld de waarschijnlijkheid van één of meer Compton interacties, gevolgd door een foto-elektrische interactie, door de grotere dikte meer dan verdubbeld.

Elk van de fotodetectorstelsels is met een respectieve drempeldiscriminatorketen 27 en 28 verbonden via respectie-
 20 ve pulsformketens 30 en 31, zoals meer in het bijzonder uit fig. 2 blijkt. Indien de gecombineerde grootte van de elektrische pulsen uit elk fotodetectorstelsel een drempelwaarde overschrijdt, die door de discriminatoren 27 en 28 is vastgelegd, wordt via de snelle coïncidentiedetectieketen
 25 33 een uitgangssignaal geleverd. Bij het detecteren van een coïncidentiescintillatie in de twee kamera's, levert de coïncidentieketen 33 een inschakelsignaal voor elk van twee vertragings- en poortketens 35 en 36, die elk eveneens met de uitgang van een respectief fotodetectorstelsel zijn ver-
 30 bonden.

De vertragings- en poortketens 35 en 36 voorkomen, dat uitgangspulsen uit de kameradectors verder door het stelsel worden behandeld tenzij uit de coïncidentiedetector
 35 33 een inschakelsignaal wordt ontvangen, waardoor derhalve wordt geverifieerd, dat het signaal afkomstig is uit een

7711585

positron annihilatieverschijnsel. Aangezien de coïncidentie-analyse een eindige tijd vereist, leggen de vertraging- en poortketens 35 en 36 ook een voorafbepaalde mate van vertraging aan binnenkomende signaalpulsen op teneinde een aanpassing van het inschakelsignaal uit de coïncidentiedetector 33 aan de juiste binnenkomende pulsen te verzekeren.

De signalen uit elke vertraging- en poortketen 35 respectievelijk 36, worden dan naar een respectieve elektronische kameraketens 38 en 39 gepoort, welke ketens in het algemeen normale ketens zijn, die de positie van een interactie in de kristallen 18, en 20, die aanleiding heeft gegeven tot een scintillatie in de kristallen, volgens rechtlijnige coördinaten berekenen. De kameraketens 38 en 39 omvatten integrators 40 en 41 voor elke uit de fotodetectorstelsels ontvangen signaalcomponent. De integrators 40 en 41, welke bijvoorbeeld operationele versterkers kunnen zijn, worden bestuurd door middel van respectieve integratieregelaars 43 en 44 teneinde de integratietijd voor de individuele signaalpulsen te snijden. In het geval van een uit een operationele versterker bestaande integrator stelt de regelaar bijvoorbeeld een pulsbreedte in, welke het ingangssignaal naar de uit de operationele versterker bestaande integrator poort.

Er wordt op dit punt op gewezen, dat de pulsvormketens 30 en 31 en de integratoren 40 en 41 met bijbehorende regelaars 43 en 44 voorzien in een middel om de beperkingen, die aan de telsnelheid van de inrichting worden opgelegd door de inherente tijdconstante van het kristal en de daaropvolgende inherente pulsduur van de individuele verschijnselen, welke worden behandeld, te redresseren. De pulsvormketens 30 en 31, welke bij voorkeur opheffingsfilters met een pool nul zijn, doch welke even goed van een ander type kunnen zijn, verkorten de duur van de pulsen, waarbij de lange pulsafneemstaarten worden geëlimineerd.

77 1 15 85

Derhalve blijven voorafgaande verschijnselen niet bestaan en storen deze niet de detectie van daaropvolgende plaatsvindende verschijnselen of blokkeren deze. Bij een grote snelheid van binnenkomst van informatie, is het duidelijk, dat dientengevolge veel meer verschijnselen per eenheid van tijd kan worden gedetecteerd. Standaardkameraconfiguraties werken met een pulsduur van bij benadering 900 nanosec; bij de inrichting volgens de uitvinding wordt een afgesneden puls van 500 nanosec tengevolge van de pulsformketens 30 en 31 met verbeterde resultaten gebruikt.

Op een soortgelijke wijze ligt een ander punt van het stelsel, waarin het voortduren van een voorafgaand verschijnsel en de behandeling daarvan het verlorengaan van een daaropvolgend verschijnsel veroorzaakt in de bovengenoemde integratoren 40 en 41. Wanneer de regelaars 43 en 44 zijn ingesteld voor het reduceren van het integratieinterval, zodat de integratietijd voor de individuele puls, welke een voorafgaand verschijnsel voorstelt, wordt gereduceerd, zullen meer volgende, binnenkomende pulsen worden behandeld in plaats van dat deze verloren gaan in "opstapel"-effecten. Het is duidelijk, dat de verbetering van meer belang is bij hoge snelheden van binnenkomst van informatie. Bij standaardkamera's is een integratieinterval van 900 nanosec gebruikelijk, terwijl bij de inrichting volgens de uitvinding gebruik wordt gemaakt van een interval van 350 nanosec. Het is gebleken, dat de telsnelheid in verband met een dergelijke pulsforming en pulsintegratieverkorting met tenminste een factor twee wordt verbeterd. Verdere details ten aanzien van de methoden zijn gegeven door G. Amsel e.a., "Shortening of Detector Signals with Passive Filters for Pile-Up Reduction" in Nuclear Instruments and Methods, 71 (1969) 1 - 12, North Holland Publishing Company; en C. Brassard, "Fast Counting with NAI Spectrometers", in Nuclear Instruments and Methods, 94 (1971) 301 - 306.

7711585

Dergelijke methoden zijn tot nu toe slechts beperkt tot bepaalde zeer gespecialiseerde toepassingen en zijn niet toegepast bij een normale Angerkamera-afbeelding omdat de methoden normaliter een zeer storende degradatie van de resolutie met slechtere statistieken veroorzaken. Bij toepassingen op de positroncontext met twee Angerkamera's is het evenwel gebleken, dat deze methoden niet tot een dergelijke schadelijke degradatie leiden en dat de tehsnelheid sterk wordt verbeterd.

Elk van de ketens 38 en 39 levert een uitgangssignaal aan een analoog-digitaalozetter 46 en aan de trage coïncidentie-organen 48. Met deze organen worden bedoeld de elektronische organen, welke gedetailleerd zijn omschreven in het bovengenoemde Amerikaanse octrooischrift 3.955.088. In het kort omvatten deze organen 48 een aantal analysatoren met een enkel kanaal voor elk van de uitgangssignalen, die een aantal discrete kanalen of vensters van acceptabele energiegebieden bepalen. Een van de vensters is gecentreerd om 511 keV, de fotopiek, terwijl een ander venster een breder energiegebied overspant, waarin Compton verschijnselen overheersen. Een poortketen, die de ingangssignalen uit de analysatoren met enkel kanaal, behorende bij de beide kamera's ontvangt, levert een trekkeruitgangssignaal bij het bepalen van een coïncidentie tussen een signaal in een van de kanalen, behorende bij de kamera 1 en een signaal in een van de kanalen, behorende bij de kamera 2, waardoor alle combinaties van fotopiekverschijnselen en Compton verschijnsel coïncidenties tot een uitgangstrekkersignaal leiden. De analoog-digitaal omzetter 46 verwerkt de signalen uit de ketens 38 en 39 slechts indien deze signalen ook veroorzaken, dat de organen 48 een trekkersignaal aan de analoog-digitaal omzetter toevoeren. Deze omzetter zet, wanneer deze op deze wijze wordt gepocht, de tot dusverre analoge signalen in digitale vorm om voert deze toe aan berekeningsorganen 50 (welke later zullen worden beschreven), die ingangs-

7711585

signalen toevoeren aan de weergeefinrichting 49 om het object af te beelden.

Het is instructief te verwijzen naar fig. 3, waarin het type verbetering in telsnelheid is aangegeven, dat met het stelsel volgens de uitvinding kan worden verwacht.

Er wordt op gewezen, dat de verbeterde werking niet slechts een gevolg is van de zojuist genoemde elektronische onderdelen, doch ook van het dikkere kristal en de gegradeerde absorptie-inrichtingen met trage, elektronische coïncidentieticketens, welke het onderwerp vormen van het Amerikaanse

octrooischrift 3.955.088. Uit de tabel volgens fig. 3

blijkt, dat de vroegere stelsels met kristallen van 1,3 cm in verschillende werkingscategorieën zijn vergeleken met het stelsel volgens de uitvinding bij de detectie van positronbronnen met dezelfde activiteit. Het blijkt, dat vergeleken met het gebruik van een bekend stelsel voor het detecteren van fotopiek-fotopiek coïncidenties de totale versterking, welke men met het stelsel volgens de uitvinding verkrijgt, waarbij alle combinaties van fotopiek- en

Compton verschijnselen worden gedetecteerd behoudens Compton-Compton-coïncidenties (uitgesloten in verband met de kleine resolutie daarvan) gelijk is aan $6,11/0,75$ of een factor 8. Tegelijkertijd is de snelheid van de enkelvoudige verschijnselen, een maat voor niet-coïncidente verschijnselen, welke op een onjuiste wijze als coïncidente positronverschijnselen worden geteld, met slechts 25% vergroot.

De bovenbeschreven verbeteringen, waarbij de telsnelheid wordt vergroot, zijn bijzonder belangrijk bij een transversale tomografische afbeelding, waarbij de tegenover elkaar opgestelde kamerakoppen worden geroteerd om een as C-C, welke in hoofdzaak samenvalt met de craniaal-caudaal as van de patient, als aangegeven in fig. 1. Bij een dergelijke afbeeldmodus beeldt het stelsel een of meer parallelle "plakken" van de inwendige structuur van de patient af, gelegen in vlakken, die dwars op de craniaal-cuadaal as staan.

7711585

In verband met de veel grotere hoeveelheid informatie, welke men daarmede poogt af te beelden, vereist de transversale tomografische modus grotere teldichtheden dan bij de gebruikelijke longitudinale waarnemingen.

5 Bij de tot nu toe gebruikelijke praktijk, waarbij spleetcollimators worden gebruikt, wordt evenwel een compromis ten aanzien van de gevoeligheid gemaakt, terwijl de verbeteringen in de telsnelheid, ofschoon deze van nut zijn, het grondprobleem niet oplossen. Het is gebleken, 10 dat de volle voordelen van de bovenbesproken verbeteringen in de telsnelheid tot uiting komen in samenwerking met nog een andere verbetering, welke daarin bestaat, dat de collimators uit de kamerakop worden verwijderd wanneer volgens de transversale rotatiemodus wordt gewerkt. Een voorname 15 bron van beelddegradatie, welke een gevolg is van de gereduceerde gevoeligheid en telsnelheid, wordt derhalve geëlimineerd. Niet slechts wordt straling geaccepteerd, welke zich beweegt in vlakken, die loodrecht op de scintillatiekristallen staan, doch ook straling, welke zich onder een 20 hoek ten opzichte van de kristallen beweegt. Bij de extra gevoeligheid en vergrote telsnelheid, welke men verkrijgt door de afwezigheid van collimators, en de bovengenoemde verbeteringen, kan nu op een bevredigende wijze een transversale tomografische positronafbeelding worden gerealiseerd. 25

Aangezien projecties door het van belang zijnde orgaan niet langer in evenwijdige vlakken behoeven te liggen, zoals bij stelsels met uit evenwijdige spleten bestaande collimators, wordt natuurlijk een groot aantal projecties verkregen, meer in het bijzonder tijdens de rotatie. Er doet 30 zich een groot probleem voor ten aanzien van de organisaties van de door de kamera's verstrekte informatie. De grootte van het probleem blijkt uit het feit, dat elke kamera ruwweg 4000 resolutie-elementen voorstelt. Elk element kan in 35 coïncidentie zijn met elk resolutie-element in de tegenover-

7711585

gelegen detector; derhalve zijn 16×10^6 combinaties mogelijk, zelfs wanneer de beide detectors stationair zijn. Dit aantal neemt met een orde van grootte toe wanneer alle mogelijke hoeken worden omvat. Methoden voor informatie-organisatie, welke worden toegepast bij inrichtingen met discrete detectors en beperkte coïncidentiekanalen, zijn derhalve niet zonder meer toepasbaar. Tengevolge van het grote aantal coïncidentiekanalen, dat nodig is om een groot aantal mogelijke coïncidentiecombinaties te bestrijken, is het onwaarschijnlijk, dat een dergelijk coïncidentiekanal tijdens een volledige bestudering meer dan één telling vertoont. Er gaat veel informatie verloren, indien de resolutie-elementen zo grof worden uitgevoerd, dat de mogelijke coïncidentiekanalen tot een te hanteren aantal worden gereduceerd.

Derhalve zijn informatiebehandelingsorganen met groter vermogen nodig om een volledig gebruik van de vermogens van dit stelsel mogelijk te maken, indien een compromis ten aanzien van de complexe bouw en/of onjuiste werking moet worden vermeden. Derhalve wordt met de omzetter 46 een geschikte rekeninrichting 50 gekoppeld, bijvoorbeeld zoals deze door Interdata Corporation als Model-832 op de markt wordt gebracht, welke inrichting de gedigitaliseerde uitgangssignalen van de kameraketens 38 en 39 ontvangt, evenals het uitgangssignaal van de codeerinrichting 16, welke een signaal opwekt en aflevert, dat representatief is voor de hoekorientatie van het gestel 5. Niet alleen moet de plaats van elk positronverschijnsel in het van belang zijnde orgaan worden bepaald, gegeven de twee kameracoördinaten van de coïncidentiescintillaties, welke daarvan een gevolg zijn, doch ook moet een dergelijke informatie in een aantal hoekorientaties worden geassimileerd en gebruikt voor de beeldreconstructie. De rekeninrichting maakt het mogelijk, dat deze handelingen worden uitgevoerd zonder dat informatie verloren gaat en zonder dat de bouw

7711585

te complex wordt.

Volgens bekende programmeerprincipes worden de binnenkomende gegevens behandeld door deze op een verschijnselvoor-verschijnselbasis te onderwerpen aan een terugprojectiemethode, welke later meer gedetailleerd zal worden beschreven, waarna de terugprojectiebeelden worden gezeefd of gedeconvolveerd. De geometrie, welke wordt toegepast voor een dergelijke terugprojectie en beeldreconstructie vindt men in fig. 4. De objectruimte 52, die om de craniaal-caudaal as C-C is gecentreerd, is in de y-richting in acht plakken gesplitst. Beelden worden gereconstrueerd in het xz-vlak, d.w.z. loodrecht op het detectorvlak, doch gelegen in het rotatievlak. De keuze van acht plakken wordt in sterke mate bepaald door de afmetingen van het geheugen, dat in de rekeninrichting 50 ter beschikking staat. De inrichting heeft een grote resolutie in de y-richting en de reconstructiemethode is zodanig, dat door het aantal plakken uit te breiden de rekentijd niet toeneemt. Tegelijkertijd verkrijgt men door een klein aantal plakken te kiezen, een adequate statistische informatie in elke plak zonder een te grote afbeeldtijd. Verder worden de plakken zodanig gekozen, dat deze in het rotatievlak liggen, zodat elk element in het beeldvlak vanuit alle hoeken wordt afgebeeld, waardoor men een adequate hoekbemonstering verzekert. Aangezien evenwel coïncidenties tussen de twee kamerakoppen 1 en 2 niet zijn beperkt tot de y-richting, worden projecties verkregen met een aantal dwarsplakken en derhalve kan de filter- of convolutiefunctie, welke voor de beeldreconstructie wordt toegepast, niet worden beperkt tot een enkele plak, doch strekt deze zich tot een aantal plakken uit.

De terugprojectiemethode is weergegeven in fig. 5; terwille van de eenvoud is een projectie door een enkele plak, n.l. $y_a = y_b$ aangegeven. Voor elke willekeurige rotatiehoek θ wordt een positronverschijnsel bepaald door

7711585

coïncidente scintillaties a en b, welke bijvoorbeeld de interactie van twee in tegengestelde richting bewegende gammastralen voorstellen, die een gevolg zijn van het positronverschijnsel. Deze scintillaties a en b bevinden

5 zich op kameracoördinaten x_a, y_a voor de kamerakop en x_b, y_b voor de kamerakop 2. Deze worden in objectcoördinaten x', y', z' omgezet met behulp van de transformatie :

$$\begin{aligned}
 x'_a &= \frac{s}{2} \sin \theta + x_a \cos \theta \\
 y'_a &= y_a \\
 z'_a &= \frac{s}{2} \cos \theta - x_a \sin \theta \\
 x'_b &= -\frac{s}{2} \sin \theta + x_b \cos \theta \\
 y'_b &= y_b \\
 z'_b &= -\frac{s}{2} \cos \theta - x_b \sin \theta
 \end{aligned}$$

10

15 waarbij s de afstand tussen de detectors is.

De rechte lijn, welke de twee punten x_a en y_a en x_b, y_b verbindt, of na transformatie x'_a, y'_a en x'_b, y'_b stelt de teruggeprojecteerde straal R voor. Omdat de teruggeprojecteerde reconstructie van een ideale puntbron met

20 de beide detectors stationair er uitziet als twee kegelvolumina, die top-aan-top zijn opgesteld, wordt de geometrie een "kegelbundelgeometrie" genoemd.

Plaatsen in het geheugen van de rekeninrichting 50 werken samen met overeenkomstige plaatsen in de werkelijke objectruimte 52 en met het voorafbepaalde aantal "plakken",

25 in dit geval acht, zoals boven is vermeld. Punten in de objectruimte 52 worden op gelijke afstanden q, r, s enz. langs de straal R berekend. De xyz-coördinaten van elk van deze punten worden afgeknot, waarna de inhoud van de overeenkomstige geheugenplaats met "één" wordt geïncrementeed.

30 Deze methode verzekert een gelijke, geprojecteerde dichtheid langs de baan en vermijdt tijdrovende berekeningen betreffende het volume van overlapping tussen elk element

7711585

en een cilindrisch volume, dat de straal omgeeft, zoals soms geschiedt bij een tweedimensionale terugprojectie.

Er wordt op gewezen, dat bij een bepaalde terugprojecteerde straal sommige geheugenplaatsen tweemaal
5 kunnen worden geïncrementeed, meer in het bijzonder indien de straal de objectruimte 52 langs een diagonaal doorloopt, een toestand, welke een gevolg is van de eis van gelijke dichtheid langs de straal. De terugprojectie
10 behoeft niet tijdsgetrouw met een "on-line" rekeninrichting te worden uitgevoerd, doch de behandeling kan natuurlijk ook "off-line" worden uitgevoerd onder gebruik van een magneetband om alle kameracoördinaten van de gedetecteerde positronverschijnselen te registreren. Daarna wordt het
15 teruggeprojecteerde beeld onderworpen aan een driedimensionale filter- of convolutiewerking teneinde de objectverdeling van positronradio-activiteit te verkrijgen. De weergeefinrichting 49 kan dan één van het vooraf bepaalde aantal plakken of een aantal gelijktijdig in verschillende respectieve gedeelten van het scherm afbeelden.
20

7711585

C O N C L U S I E S :

1. Positronafbeeldstelsel met verbeterd telsnelheidsvermogen voor het detecteren van de radio-actieve verdeling van positronverschijnselen in een van belang zijnd orgaan van een levend subject voorzien van scintillatiedetectors, die in responsie op deze verschijnselen elektrische signalen opwekken, elektronische organen om de elektrische signalen te behandelen en beeldreconstructiesignalen aan weergeeforganen toe te voeren teneinde een beeld van de radio-actieve verdeling te verschaffen gekenmerkt door een paar scintillatiecamera's van het Angertype als de scintillatiedetectors, waarbij elke kamera is voorzien van een enkel planair scintillatiekristal, waarvan de dikte groter is dan 1,3 cm, welke kamera's respectievelijk ter weerszijden van het orgaan zijn opgesteld, en pulsvormorganen om de pulsduur onder een waarde van bij benadering 900 nanosec te reduceren en de integratietijd van de puls onder een waarde van bij benadering 500 nanosec te reduceren, waardoor het telsnelheidsvermogen en de telstatistieken van het stelsel voor een betere beeldkwaliteit en een grotere behandelingsnelheid worden verbeterd.
2. Stelsel volgens conclusie 1 met het kenmerk, dat de dikte van het kristal bij benadering 2,5 cm is.
3. Stelsel volgens conclusie 1 met het kenmerk, dat de pulsvormorganen een aantal golfvormfilters omvatten, elk in serie met een uitgang van elk van de kamera's.
4. Stelsel volgens conclusie 3 met het kenmerk, dat de pulsvormorganen zijn voorzien van instelbare integratororganen, die het gedeelte van de kamera-uitgangssignalen ontvangen, waarvan is geverifieerd, dat deze representatief zijn voor positronverschijnselen, en besturingsorganen voor de integratieorganen teneinde de integratietijd voor de signalen in te stellen.

7711585

5. Stelsel volgens conclusie 1 gekenmerkt door organen om de tegenover elkaar opgestelde koppen te roteren op een as, die zich door het van belang zijnde orgaan uitstrekt.

5 6. Stelsel volgens conclusie 1 met het kenmerk, dat de kamera's elk geen collimator bevatten, waardoor straling, die zich niet beweegt in vlakken, welke loodrecht op de planaire scintillatiekristallen staan, kan worden opgenomen.

10 7. Positronafbeeldscintillatiestelsel voor het detecteren van de radio-actieve verdeling van positronverschijnselen in een van belang zijnd orgaan van een levend subject, voorzien van scintillatiedetectors, welke in responsie op straling elektrische signalen leveren, elektronische weergeeforganen, en elektronische organen om de elektrische signalen te behandelen en reconstructiesignalen
15 aan de weergeeforganen toe te voeren teneinde een beeld van de stralingsverdeling van positronverschijnselen te verschaffen gekenmerkt door een paar scintillatiekamera's van het Angertype als de scintillatiedetectors, elk voorzien van een enkel planair scintillatiekristal, waarbij
20 de kamers respectievelijk ter weerszijden van het orgaan zijn opgesteld, en de beide kamera's geen collimators bevatten teneinde straling, welke zich niet in vlakken
25 loodrecht op de scintillatiekristallen beweegt, te accepteren, coïncidentieschakelingsorganen, welke het uitgangssignaal van de beide kamera's controleren en aan de signaalbehandelingsorganen validatiesignalen toevoeren teneinde dié pulsen te identificeren, welke bij positron-
30 verschijnselen behoren, en organen om de tegenover elkaar opgestelde koppen te roteren om een as, die zich door het van belang zijnde orgaan uitstrekt.

8. Stelsel volgens conclusie 7 met het kenmerk, dat de dikte van het planaire scintillatiekristal groter
35 is dan 1,3 cm.

77 1 15 85

9. Stelsel volgens conclusie 7 met het kenmerk, dat signaalbehandelingsorganen zijn voorzien van organen om de duur en de integratietijd van de signaalpulsen te reduceren.

5 10. Werkwijze voor het detecteren van radio-actieve verdeling van positronverschijnselen in een van belang zijnd orgaan binnen een levend subject ten gebruike bij een paar tegenover elkaar gelegen scintillatiekamera's van het Angertype en elektrische organen om de signalen uit de kamera's te behandelen en beeldreconstructiesignalen aan
10 weergeeforganen toe te voeren met het kenmerk, dat het van belang zijnde orgaan met de twee kamera's worden waargenomen, waarbij het orgaan zich tussen de tegenover elkaar opgestelde detectors bevindt, de tegenover elkaar opgestelde
15 scintillatiekamera's om het van belang zijnde orgaan worden geroteerd, de door de kamera's opgewekte elektrische pulsen worden geëvalueerd door middel van een coïncidentieschakeling om signaalpulsen uit één kamera, welke coïncident zijn met signaalpulsen uit de andere kamera te identificeren,
20 aan de signaalbehandelingsorganen een validatiesignaal wordt toegevoerd om de coïncidente signaalpulsen te identificeren, waardoor de coïncidente signalen selectief door de behandelingsorganen worden behandeld, en duur en de integratietijd van de signaalpulsen wordt gereduceerd om
25 het telsnelheidsvermogen en daardoor de kwaliteit van het resulterende beeld te verbeteren.

11. Werkwijze volgens conclusie 10 met het kenmerk, dat uit het van belang zijnde orgaan straling wordt geaccepteerd, welke zich niet slechts in vlakken loodrecht op de scintillatiekristallen, doch ook in vlakken, welke niet loodrecht
30 op het kristal staan, beweegt.

7711585

FIG. 1

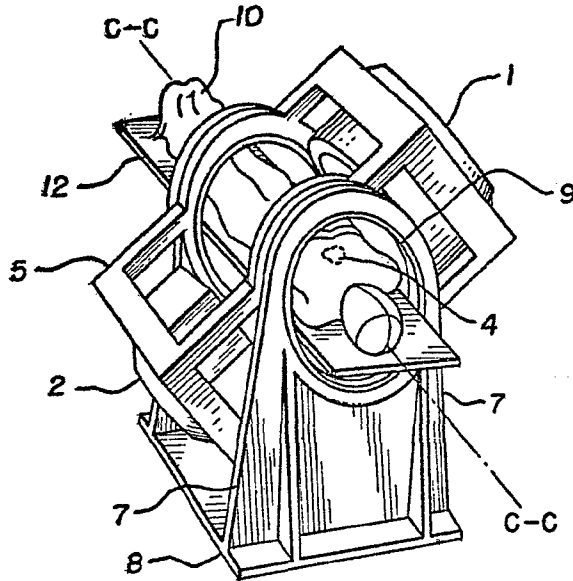


FIG. 3

TALSNELHEDEN ONDER GEBRUIK VAN VERDEELDE BRON IN LUCHT

	13 mm KRISTAL X 10 ³ TELL./SEC.	25 mm KRISTAL X 10 ³ TELL./SEC.
N _s	124	155
N _c	6,8	12,4
N _{pp}	0,75	2,67
N _{pc,cp}	1,89	3,44
N _{cc}	1,45	1,2

N_{pp} = FOTOPIEK - FOTOPIEK - COINC. VERSCH.

N_{pc,cp} = FOTOPIEK - COMPTON, COMPTON FOTOPIEK - COINC. VERSCH.

N_{cc} = COMPTON - COMPTON COINC. VERSCH.

N_s = AFZOND. VERSCH.

N_c = COINC. VERSCH.

7711585

FIG. 2

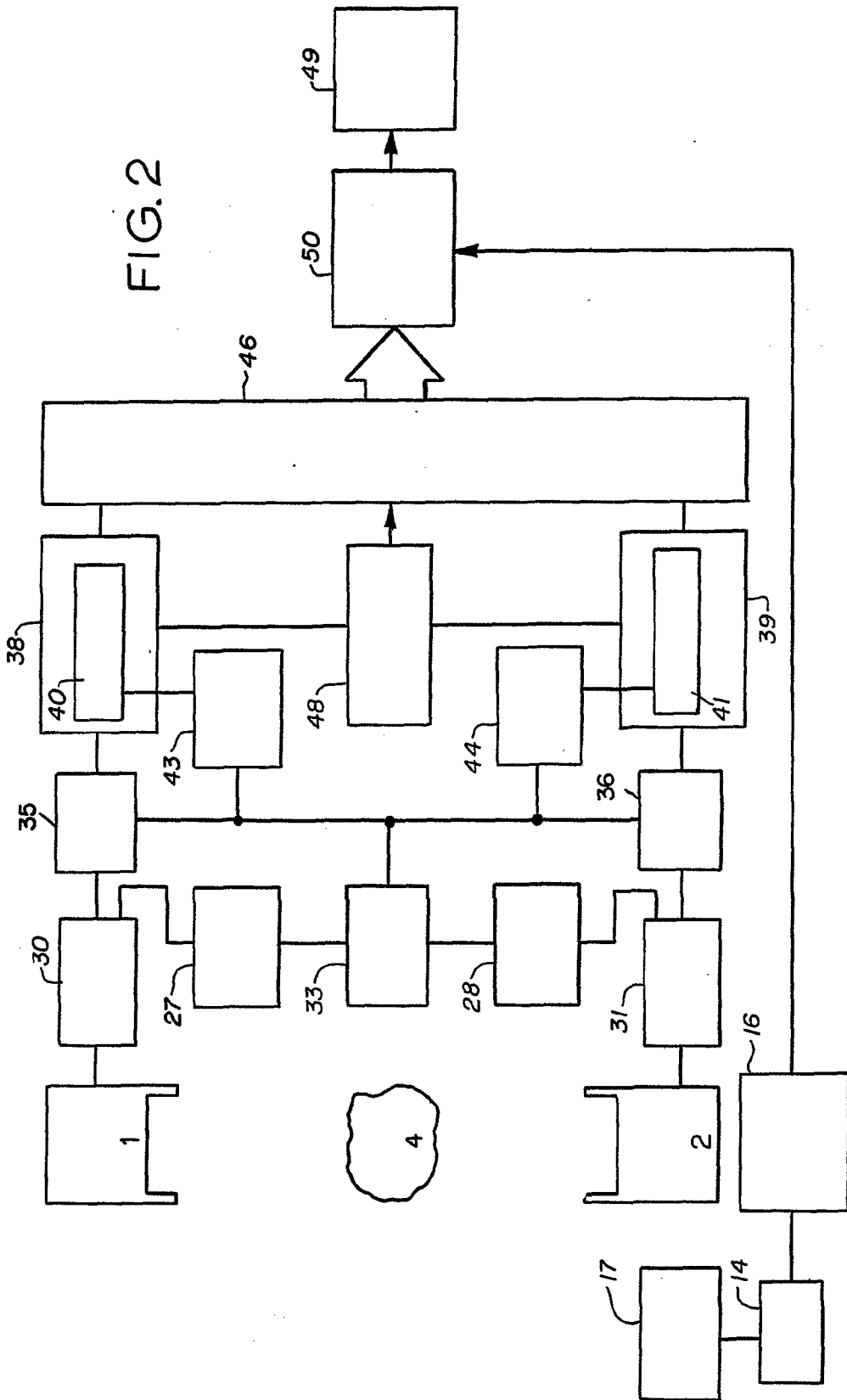


FIG. 4

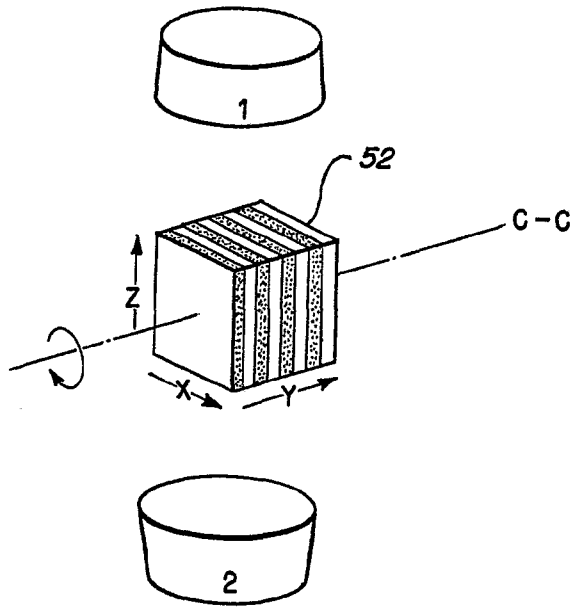
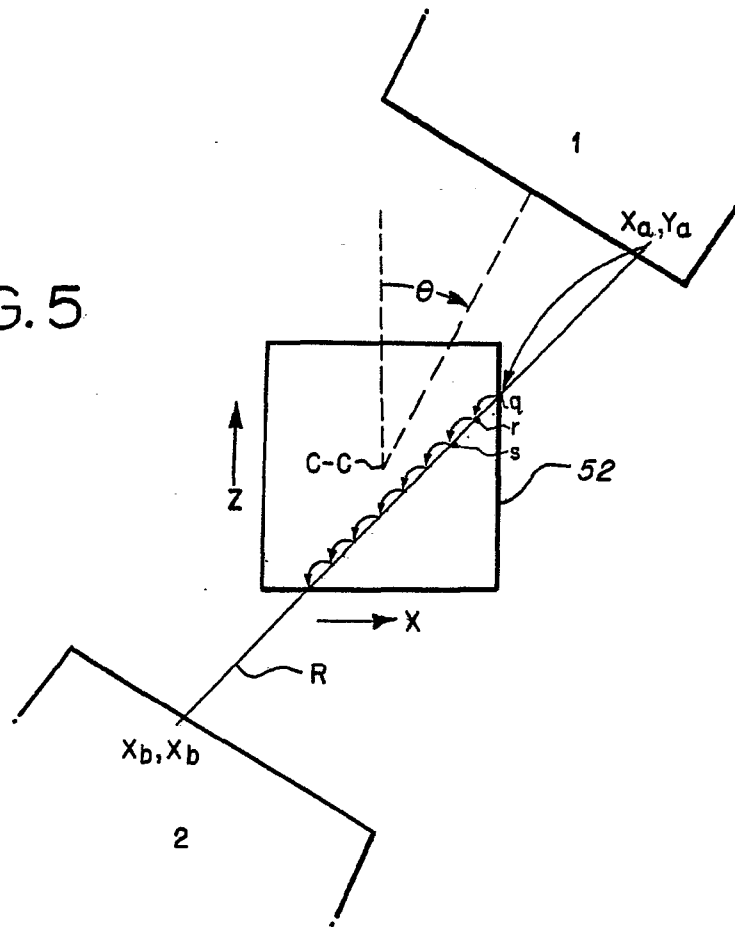


FIG. 5



7711585