
Octrooiraad



⑩ A Terinzagelegging ⑪ 8201836

Nederland

⑲ NL

⑤4 Röntgen-afbeeldstelsel.

⑤1 Int.Cl.³: A61B 6/00, G06F 15/42, H05G 1/32.

⑦1 Aanvrager: The Board of Trustees of the Leland Stanford Junior University te Stanford, Californië, Ver. St. v. Am.

**⑦4 Gem.: Ir. H.M. Urbanus c.s.
Vereenigde Octrooibureaux
Nieuwe Parklaan 107
2587 BP 's-Gravenhage.**

②1 Aanvraag Nr. 8201836.

②2 Ingediend 4 mei 1982.

③2 Voorrang vanaf 5 mei 1981.

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

③1 Nummer van de voorrangsaanvraag: 260694 .

⑥2 --

④3 Ter inzage gelegd 1 december 1982.

De aan dit blad gehechte afdruk van de beschrijving met conclusie(s) en eventuele tekening(en) bevat afwijkingen ten opzichte van de oorspronkelijk ingediende stukken; deze laatste kunnen bij de Octrooiraad op verzoek worden ingezien.

Röntgen-afbeeldstelsel.

De uitvinding heeft betrekking op een röntgen-afbeeldstelsel. In eerste instantie heeft de uitvinding betrekking op het verkrijgen van geïsoleerde beelden van een toegediend contrastmiddel.

Er bestaat de laatste tijd een grote belangstelling in het verkrijgen van beelden van bloedvaten onder gebruik van een niet-invasieve toediening van een geïodeerd contrastmiddel. Hierdoor wordt de gevaarlijke, pijnlijke en dure procedure van het inbrengen van catheters in aders onder gebruik van een chirurgische ingreep vermeden. De op dit moment meest toegepaste methode hiertoe staat bekend als digitale radiografie. Bij deze methode worden fluoroscopische televisiebeelden zowel voor als na het toedienen van een contrastmiddel gevormd, digitaal opgeslagen en van elkaar af getrokken voor het verschaffen van een beeld van slechts het jodium. Het is duidelijk, dat het probleem bij dit stelsel de beweging is. Elke beweging tussen twee opgeslagen beelden leidt tot ernstige artifacten in het afgetrokken beeld en vervormt of verduistert het gewenste beeld van het geïodeerde vat. Zelfs indien de patiënt stil blijft, is hij onderhevig aan een aantal onwillekeurige bewegingen van zachte weefselstructuren, zoals slikken, respiratoire beweging, hartbewegingen en peristaltiek. Een omschrijving van het betreffende stelsel vindt men in een artikel van T. Ovitt, e.a. "Development of a Digital Video Subtraction System for Intravenous Angiography" in Proceedings of the SPIE Conference on Recent and Future Developments in Medical Imaging II, Vol. 205, augustus 1979, pag. 73-76.

Het bewegingsprobleem kan worden geëlimineerd door het stelsel, dat in het Amerikaanse octrooischrift 3.848.130 is beschreven. Hierbij worden beelden van verschillende materialen gevormd door metingen bij verschillende gebieden van het röntgenstralen-energiespectrum uit te voeren. Deze metingen worden verwerkt om de gewenste materiaalbeelden te verkrijgen. Op deze wijze kan jodium na toediening zonder dat een temporale subtractie nodig is worden afgebeeld. In vele gevallen echter is het lastig of ongemakkelijk alle gewenste spectraalmetingen uit te voeren. Zo kan bijvoorbeeld de scheiding van jodium van zowel been als zacht weefsel een meting bij drie verschillende energiespectra

vereisen. De vereiste energie-omschakeling kan lastig worden uitgevoerd. Verder is het dikwijls moeilijk om alle gewenste energiespectra op een doeltreffende wijze te verschaffen. Zo bezit bijvoorbeeld indien een
5 röntgenstralenbuis een zeer laag rendement. Het is derhalve van voor-
deel gebleken dit selectieve materiaalafbeeldstelsel met minder spec-
traalmetingen toe te passen. Indien twee spectraalmetingen worden uit-
gevoerd kan een meer beperkt stel materialen worden gescheiden. Zo
kunnen bijvoorbeeld twee metingen bij de onderste en bovenste gebieden
10 van het diagnostische röntgenstralenspectrum worden verwerkt, als
beschreven in het Amerikaanse octrooischrift 3.843.130, voor het ver-
schaffen van een beeld van jodium en beencomponenten, waarbij het
zachte weefsel buiten beschouwing wordt gelaten. Op een soortgelijke
wijze kunnen deze zelfde twee metingen worden gecombineerd voor het
15 verkrijgen van een beeld van het jodium en zachte weefsel, waarbij het
been wordt geëlimineerd. Een stelsel van dit type is beschreven in een
artikel van R.E. Alvarez, e.a. "Energy Information in X-ray Imaging"
Proceedings of the SPSE Conference on Image Analysis Techniques and
Applications, januari 1981, pag. 150-154. Dit stelsel, waarbij gebruik
20 wordt gemaakt van twee spectraalmetingen verschaft evenwel geen geïso-
leerd beeld van geïodeerde bloedvaten, vrij van tussengelegen weefsel.

Een verwerkingsstelsel waaraan de voorkeur wordt gegeven is be-
schreven in het Amerikaanse octrooischrift 4.029.963. Hier worden de
twee spectraalmetingen onderworpen aan een niet-lineaire verwerking
25 voor het verschaffen van twee energie-onafhankelijke componenten:
de Compton-verstrooiingscomponent en de fotoëlektrische component.
Deze stellen primair respectievelijk de dichtheid en het atoomnummer
van elk materiaal voor. Onder gebruik van deze twee verwerkte informa-
tiestellen kan elk willekeurig materiaal worden geëlimineerd door ge-
bruik te maken van een lineair gewogen som van de twee componenten.
30 Dit proces is beschreven in het eerder genoemde artikel van R.E. Alvarez.

De uitvinding beoogt te voorzien in een werkwijze en inrichting
voor het verkrijgen van geïsoleerde beelden van een toegediend con-
trastmateriaal. Een verder doel van de uitvinding is het elimineren
35 van de bewegingsartifecten, welke zich voordoen bij temporaal afgetrok-
ken beelden van geïodeerde contrastmiddelen. Een verder doel van de

uitvinding is het elimineren van de ongewenste weefselcomponenten, welke optreden bij beelden met dubbele energie van geïodeerde contrastmiddelen.

5 In het kort worden volgens de uitvinding projectiemetingen bij verschillende röntgenstralen-energiespectra uitgevoerd. Deze metingen worden verwerkt voor het verkrijgen van beeldinformatie waarbij de zachte weefselcomponenten zijn opgeheven. Beeldinformatie van dit type wordt verkregen zowel voor als na het toedienen van het contrastmiddel. De twee stellen beeldgegevens worden van elkaar afgetrokken voor het
10 verschaffen van een geïsoleerd contrastbeeld, dat immuun is voor zachte-weefselbewegingen.

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

fig. 1 een blokschema van een uitvoeringsvorm volgens de uit-
15 vinding, waarbij gebruik wordt gemaakt van een sequentiële variatie in the energie van de bron; en

fig. 2 een blokschema van een uitvoeringsvorm volgens de uitvinding, waarbij gebruik wordt gemaakt van een energie-selectief detectiestelsel.

20 Men verkrijgt een juist begrip van de grondslagen van de uitvinding door figuur 1 van de tekening nader te beschouwen. Daarbij is het gewenst een beeld van een bloedvat 11 in een gebied van het lichaam 10 te vormen. Bij de bekende inrichtingen werden beelden voor en na de intraveneuze toediening van een geïodeerd contrastmiddel 26 onder ge-
25 bruik van een injectiespuit 2 gevormd en van elkaar af getrokken. Deze beelden waren dikwijls vervormd door bewegingsartifecten, die een gevolg waren van onwillekeurige zachte-weefselbewegingen, die tussen de twee beelden optraden.

Volgens de uitvinding wordt voordat het contrastmiddel 26 wordt
30 toegediend de röntgenstralenbron 12 gebruikt voor het leveren van beelden bij twee delen van het röntgenstralen-energiespectrum. Dit geschiedt door de energiebron sequentieel te wijzigen. De schakelaar 3 wordt gebruikt om de anodespanning van de röntgenstralenbron 12 tussen een hoge en een lage waarde om te schakelen. Deze spanningen kunnen bij be-
35 nadering respectievelijk 130 en 80 zijn. De energie van de bron kan ook worden gevarieerd door röntgenstralenfilters te gebruiken.

Men kan de bedieningsinrichting 6 gebruiken om een filter 4 of een filter 5 vóór de röntgenstralenbron te brengen. Het filter 4 kan een spectrum met lage energie verschaffen, waarbij bijvoorbeeld gebruik wordt gemaakt van een gadolinium-filtermateriaal met K-rand, terwijl
5 het filter 5 kan voorzien in een bron van hogere energie doordat bijvoorbeeld gebruik wordt gemaakt van een koperfiltermateriaal waarbij een bundelverharding optreedt. Voor optimale spectra worden zowel de spanningsomschakeling als de filterwijziging gebruikt voor het verschaffen van een spectrum met geringe energie van ongeveer 40-70 keV
10 en een spectrum met grote energie van ongeveer 70-120 keV.

Elk spectrum van de bron wordt sequentieel via een gebied van het lichaam 10 op een beeldversterker 13 geprojecteerd. Het resulterende lichtbeeld wordt onder gebruik van een lens 14 op een televisiecamera 15 afgebeeld. De projectiemetingen, overeenkomende met elk
15 energiespectrum, worden dan in opslagstelsels 17 en 18 opgeslagen, waarbij bijvoorbeeld het beeld met grote energie in de opslaginrichting 17 en het beeld met kleine energie in de opslaginrichting 18 wordt opgeslagen. Deze opslaginrichtingen zijn in het algemeen digitale opslagstelsels. Derhalve moet het uitgangssignaal van de TV-camera
20 worden toegevoerd aan een niet-afgebeelde analoog-digitaalomzetter en daarna aan de schakelaar 16 worden toegevoerd. Deze schakelaar voert het digitale signaal toe aan de opslaginrichting 17 wanneer de bron met grote energie wordt gebruikt en aan de opslaginrichting 18 wanneer de bron met kleine energie wordt gebruikt.

25 Overeenkomstig het reeds genoemde Amerikaanse octrooischrift 3.848.130 kunnen de opgeslagen metingen bij elk energiespectrum worden verwerkt voor het verkrijgen van een selectieve materiaalafbeelding. Onder gebruik van de twee metingen kan een beperkte klasse van materialen worden gekozen. In dit geval verschaft de processor 19 praktisch een opheffing van de zachte-weefselcomponenten, zodat het verwerkte stel gegevens informatie bevat, welke in hoofdzaak op een
30 betrekking heeft. Er vindt een opheffing van het zachte weefsel plaats aangezien dit een bron is van onwillekeurige bewegingen, zoals slikken, ademen, hartslag, pulserende vaten, peristaltiek, enz. Indien aan een
35 patiënt wordt gevraagd zich tijdens een intraveneuze injectie stil te houden, kan hij gewoonlijk op een betrouwbare wijze zijn beenderen-

gestel stil houden. Derhalve is de beweging van de beenderen geen probleem.

5 Dit eerste stel verwerkte informatie uit de processor 19 wordt bijvoorbeeld onder gebruik van de schakelaar 25 in de digitale opslag-
inrichting 20 opgeslagen. Na de intraveneuze toediening van het con-
trastmiddel 26, gewoonlijk een geïodeerd materiaal, onder gebruik van
een injectiespuit 2 laat men een geschikte tijd verstrijken opdat het
jodium het af te beelden vat 11 kan bereiken. Dit vat kan bijvoorbeeld
10 de aorta of de halsslagader zijn. Het gehele afbeeldproces met dubbele
energie wordt dan herhaald onder gebruik van de twee energieniveaus
ditmaal in aanwezigheid van het geïodeerde contrastmiddel. De processor
19 verwerkt weer de twee stellen metingen en levert een verwerkt stel
gegevens waarin het zachte weefsel in hoofdzaak is opgeheven, zodat
een zachte-weefselbeweging niet tot artifacten kan leiden. Het tweede
15 stel gegevens bevat informatie ten aanzien van zowel been- als jodium-
beeld. Dit tweede stel gegevens wordt onder gebruik van de schakelaar 25
in de digitale opslaginrichting 21 opgeslagen.

De opslagstelsels 20 en 21 bevatten in wezen beenbeelden zonder
en met de geïodeerde contrastbeeldinformatie. De combinatieinrichting
20 22 kan op een eenvoudige wijze een aftrekking uitvoeren, waarbij het
informatiestel in 20 van het informatiestel in 21 wordt afgetrokken
voor het verschaffen van een geïsoleerd beeld van het geïodeerde
contrastmiddel in het vat 24 op de monitor 23. Aangezien het beenbeeld
bij de beide informatiestellen hetzelfde is, is het verschil slechts
25 het jodium. Het resulterende beeld is immuun voor zachte-weefselbewe-
gingen aangezien energie-informatie wordt gebruikt om het zachte
weefsel op te heffen voordat de uiteindelijke aftrekking plaatsvindt.

Een voorkeursstelsel voor de processor 19 is het stelsel, be-
schreven in het eerdergenoemde Amerikaanse octrooischrift 4.029.963
30 en het eveneens eerdergenoemde artikel van R.E. Alvarez. Hierbij
worden onder gebruik van niet-lineaire functies de meetgegevens bij
de twee energiespectra verwerkt voor het verschaffen van twee energie-
onafhankelijke stellen gegevens. Deze kunnen de Compton-verstrooiing
en fotoëlektrische componenten of alternatief twee bepaalde materiaal-
35 componenten zoals calibratiematerialen aluminium en kunststof voor-
stellen. Men kan een lineair gewogen som van deze twee energie-

onafhankelijke componenten bijvoorbeeld gebruiken om een eventueel materiaal op te heffen. Voor dit stelsel worden de geschikte gewichten gebruikt om het zachte weefsel te elimineren.

5 Ten aanzien van de niet-lineaire functies, die in de processor 19 worden gebruikt worden bij het betrokken materiaal de logaritmen van de metingen genomen. Deze logaritmen worden dan ingevoerd in een polynome niet-lineaire vergelijking om de lijnintegralen van de twee gewenste basiscomponenten af te nemen. Indien bijvoorbeeld mono-energetische röntgenstralen bij verschillende energieën werden ge-
10 bruikt, zou slechts een logaritmische plus lineaire verwerking nodig zijn om de gewenste lijnintegralen te verschaffen. De niet-lineaire polynomen corrigeren de niet-lineariteiten, die door de bundelverharding worden veroorzaakt.

Bij het stelsel volgens fig. 1 worden de energiemetingen achter-
15 eenvolgens uitgevoerd. Ofschoon dit snel kan geschieden bestaat de kans op een beweging tussen de twee metingen. In fig. 2 worden deze metingen gelijktijdig uitgevoerd onder gebruik van de energie-gevoelige detector 30. De bron 12 is een normale röntgenstralenbron met groot energiegebied, dat het diagnostische energiespectrum omvat. De uitge-
20 zonden straling wordt via het lichaam 10 op het detectorstelsel 30 geprojecteerd.

Elk element van het stelsel bestaat uit een voor- en achterdeel. Zoals beschreven in het Amerikaanse octrooischrift 4.029.963 werken de röntgenstralen met lage energie in hoofdzaak in het voorste deel
25 van de detector, terwijl de röntgenstralen met grotere energie in hoofdzaak in het achterste deel van de detector werkzaam zijn. Het detectormateriaal kan bestaan uit een scintilatormateriaal zoals natriumjodide, in welk geval fotodetectoren worden gebruikt om de hoeveelheid uitgaand licht aan de voor- en achterdelen te meten.
30 Het detectormateriaal kan ook bestaan uit een gas onder hoge druk, zoals xenon, in welk geval geïsoleerde draden worden gebruikt om de ladingen in de voor- en achterdelen individueel op te vangen. Voor de duidelijkheid zijn drie draden aangegeven, welke meetsignalen met lage energie uit de voorste helften en meetsignalen met grote energie
35 uit de achterste helften opzamelen. Van de voorste detectorelementen 31, 32 en 33 worden de metingen met lage energie opgeslagen in de

digitale opslaginrichting 18, zoals bij het stelsel volgens fig. 1. Op een soortgelijke wijze worden van de achterste detectorelementen 34, 35 en 36 de metingen bij hoge energie opgeslagen in de digitale opslaginrichting 17. Ofschoon de verbindingen terwille van de duidelijkheid niet zijn weergegeven, zijn de voorste detectoren 37, 38 en 39 met de opslaginrichting 18 verbonden en zijn de achterste detectoren 40, 41 en 42 met de opslaginrichting 17 verbonden. De metingen worden in de processor 19 op precies dezelfde wijze verwerkt als bij het stelsel volgens fig. 1, waarbij de rest van het stelsel hetzelfde is en derhalve niet is weergegeven. In fig. 2 evenwel worden de meetsignalen met hoge en lage energie gelijktijdig verkregen onder gebruik van energie-selectieve detectoren. Evenals eerst worden deze metingen zowel vóór als na het toedienen van het contrastmiddel uitgevoerd.

Het stelsel 30 kan een twee-dimensionaal stelsel zijn, dat het gehele beeld omvat. Om economische redenen evenwel verdient het de voorkeur een enkel lijnstelsel te gebruiken. Dit lijnstelsel kan langs het beeldvlak ten opzichte van het lichaam 10 worden afgetast voor het verschaffen van een volledig beeldmetingenstel. De detector kan ook stationair zijn en de patiënt 10 kan worden afgetast, zoals geschiedt bij het in de handel verkrijgbare GE-Scoutview-stelsel.

Indien het stelsel met enkele lijnaftasting wordt gebruikt verdient het de voorkeur tussen de bron 12 en de patiënt 10 een bundelcollimator op te stellen om de straling tot de lijn, welke wordt gedetecteerd, te beperken. Hierdoor wordt niet slechts de dosis gereduceerd doch wordt tevens de ontvangen strooi-straling tot een minimum teruggebracht. Er wordt evenwel op gewezen dat dit stelsel een inherente immuniteit heeft voor de invloed van verstrooiing. Aangezien gegevens, welke vóór en na het toedienen van een contrastmiddel worden verkregen, van elkaar worden afgetrokken zal het grootste gedeelte van de verstrooiingscomponenten worden opgeheven. Derhalve zal het stelsel volgens fig. 1, dat niet is voorzien van een enkelvoudige lijncollimator, doch waarbij het gehele volume gelijktijdig wordt afgebeeld, ook een grote immuniteit hebben voor de invloed van verstrooiing.

Bij de bovenbeschreven uitvoeringsvormen werd gebruik gemaakt van twee energiemetingen vóór en na het toedienen van een contrast-middel. Het is duidelijk, dat de uitvinding hiertoe niet is beperkt. Het kan dikwijls gewenst zijn een groot aantal verschillende materia-
5 len, die tijdens de periode vóór en na het toedienen van het contrast-middel beweging kunnen vertonen, te elimineren.

Derhalve kan een aantal energiemetingen, zoals beschreven in het Amerikaanse octrooischrift 3.848.130 worden gebruikt voor het verkrijgen van de vereiste selectiviteit vóór en na het toedienen van
10 het contrastmiddel. Ofschoon bij wijze van voorbeeld geïodeerde contrastmiddelen worden gebruikt voor het afbeelden van vaten, kunnen vele andere middelen worden toegepast waaronder barium, xenon, tantaal, enz.

C O N C L U S I E S

1. Inrichting voor het verschaffen van een projectiebeeld van een toegediend contrastmateriaal in een gebied van het lichaam, gekenmerkt door organen voor het meten van de röntgenstralentransmissie door het gebied bij een aantal röntgenstralen-energiespectra, organen voor
5 het verwerken van het aantal röntgenstralentransmissiemetingen voor het verschaffen van een stel gegevens waarbij ten minste één materiaal-component van het gebied in hoofdzaak is geëlimineerd, verwerkingsorganen om stellen gegevens, vóór en na het toedienen van het contrastmateriaal verkregen, te combineren teneinde beeldinformatie ten aan-
10 zien van het toegediende contrastmateriaal te verschaffen, en organen voor het weergeven van de beeldinformatie.
2. Inrichting volgens conclusie 1, met het kenmerk, dat de organen voor het meten van de röntgenstralentransmissie bij een aantal röntgenstralen-energiespectra zijn voorzien van organen voor het sequentieel
15 variëren van de energie van de bron en een röntgenstralendetector voor het detecteren van elk overgedragen spectrum.
3. Inrichting volgens conclusie 2, met het kenmerk, dat de organen voor het sequentieel variëren van de energie van een röntgenstralenbron zijn voorzien van organen om de anodespanning van een röntgenstralen-
20 buis te variëren.
4. Inrichting volgens conclusie 2, met het kenmerk, dat de organen voor het sequentieel variëren van de energie van de röntgenstralenbron zijn voorzien van organen om het filteren van een röntgenstralenbundel te variëren door sequentieel röntgenstralenfilters in de baan van de
25 röntgenstralenbundel op te stellen.
5. Inrichting volgens conclusie 1, met het kenmerk, dat de organen voor het meten van röntgenstralentransmissie bij een aantal röntgenstralen-energiespectra zijn voorzien van een röntgenstralenbron met uitgebreid spectrum en een energie-selectieve röntgenstralen-detector,
30 die voor elk röntgenstralen-energiespectrum afzonderlijke uitgangssignalen verschaft.
6. Inrichting volgens conclusie 1, 2 of 5, met het kenmerk, dat de organen voor het verwerken van het stelsel van röntgenstralentransmissiemetingen zijn voorzien van rekenorganen om niet-lineaire functies
35 van de metingen te combineren.

8201836

7. Inrichting volgens 1, 2 of 5, met het kenmerk, dat de organen voor het combineren van stellen gegevens, vóór en na het toedienen van het contrastmateriaal verkregen, zijn voorzien van een aftrek-inrichting.
- 5 8. Inrichting volgens conclusie 1, 2 of 5, met het kenmerk, dat de organen voor het meten van de röntgenstralentransmissie door het gebied bij een aantal röntgenstralenspectra zijn voorzien van organen voor het opslaan van elk van de stellen metingen.
9. Inrichting volgens conclusie 1, 2 of 5, met het kenmerk, dat de
10 verwerkingsorganen voor het combineren van stellen gegevens, vóór en na het toedienen van contrastmateriaal verkregen, zijn voorzien van organen voor het opslaan van de verwerkte stellen gegevens, vóór en na het toedienen van het contrastmateriaal.
10. Inrichting volgens conclusie 1, 2 of 5, met het kenmerk, dat
15 het aantal röntgenstralenspectra twee bedraagt en de materiaalcomponent, welke in hoofdzaak wordt geëlimineerd, uit zacht weefsel bestaat.
11. Inrichting volgens conclusie 10, met het kenmerk, dat de organen voor het verwerken van de twee röntgenstralentransmissiemetingen zijn voorzien van organen voor het eerst berekenen van twee energie-onafhankelijke stellen gegevens en het daarna combineren van deze stellen
20 gegevens voor het verschaffen van een informatiestel, waarbij het zachte weefsel in hoofdzaak is geëlimineerd.
12. Werkwijze voor het verschaffen van een projectiebeeld van een toegediend contrastmateriaal in een gebied van het lichaam met het
25 kenmerk, dat de röntgenstralentransmissie door het gebied bij een aantal röntgenstralen-energiespectra wordt gemeten voordat het contrastmateriaal wordt toegediend, het contrastmateriaal wordt toegediend, de röntgenstralentransmissie door het gebied bij hetzelfde aantal röntgenstralenspectra wordt gemeten na toediening van het contrast-
30 materiaal, en het aantal transmissiemetingen, uitgevoerd vóór en na het toedienen van het contrastmateriaal, wordt verwerkt voor het verschaffen van een beeld van het contrastmateriaal.
13. Werkwijze volgens conclusie 12, met het kenmerk, dat bij het verwerken van het aantal transmissiemetingen de functies van het aantal metingen, die vóór het toedienen van het contrastmiddel zijn uitgevoerd, worden gecombineerd voor het verschaffen van een eerste

informatiestel waarbij ten minste één materiaalcomponent van het gebied in hoofdzaak wordt geëlimineerd, de functies van het aantal metingen, welke na het toedienen van het contrastmateriaal zijn uitgevoerd, worden gecombineerd voor het verschaffen van een tweede informatiestel waarbij dezelfde materiaalcomponenten in hoofdzaak worden geëlimineerd, en de eerste en tweede informatiestellen worden gecombineerd voor het verschaffen van de beeldinformatie van het contrastmateriaal.

14. Werkwijze volgens conclusie 12 of 13, met het kenmerk, dat bij het meten van de röntgenstralentransmissie bij verschillende energiespectra de energiespectra van de röntgenstralenbron sequentieel worden gevarieerd, en de overgedragen röntgenstralenbundel bij elk röntgenstralenbronspectrum wordt gedetecteerd.

15. Werkwijze volgens conclusie 12 of 13, met het kenmerk, dat bij het meten van de röntgenstralentransmissie bij verschillende energiespectra een röntgenstralenbundel wordt geprojecteerd door het gebied waarvan het brede energiespectrum elk van de individuele röntgenstralenenergiespectra omvat, en de overgedragen röntgenstralenbundel wordt gedetecteerd onder gebruik van een energie-selectieve detector, die voor elk energiespectrum individuele uitgangssignalen levert.

