



⑩ A **Terinzagelegging** ⑪ **8202415**

Nederland

⑲ NL

- ⑤4 **Werkwijze en inrichting voor verschilbeeldbepaling.**
- ⑤1 Int.Cl³.: A61B 6/00, H04N 5/14, H04N 5/22, A61N 5/10, G06F 15/42.
- ⑦1 Aanvrager: N.V. Philips' Gloeilampenfabrieken te Eindhoven.
- ⑦4 Gem.: Ir. R.A. Bijl c.s.
Internationaal Octrooibureau B.V.
Prof. Holstlaan 6
5656 AA Eindhoven.

②1 Aanvraag Nr. 8202415.

②2 Ingediend 15 juni 1982.

③2 --

③3 --

③1 --

⑥2 --

④3 Ter inzage gelegd 2 januari 1984.

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

N.V. Philips' Gloeilampenfabrieken te Eindhoven.

Werkwijze en inrichting voor verschilbeeldbepaling.

De uitvinding heeft betrekking op een werkwijze voor het ver-
werken van röntgenbeelden, waarbij het verschil wordt gevormd tussen
twee beelden, die elk uit ten minste een röntgenbeeld zijn gevormd en
zijn opgeslagen. De uitvinding heeft verder betrekking op een inrichting
5 voor het verwerken van röntgenbeelden, met een met röntgenstraling beeld-
vormende inrichting voor het leveren van röntgenbeelden, met ten minste
twee geheugens elk voor het opslaan van een beeld, dat uit ten minste
een röntgenbeeld is gevormd, met rekenmiddelen voor het bepalen van
het verschil tussen de twee in de geheugens opgeslagen beelden en met
10 weergeefmiddelen voor het weergeven van het verschilbeeld. Een dergelijke
werkwijze en inrichting zijn bekend uit de Europese octrooipublicatie
No. 00 37.722. Met behulp van een dergelijke inrichting is het bijvoor-
beeld mogelijk het bloedvatenstelsel van het menselijk lichaam duidelijk
in beeld te brengen door verschilbeelden te bepalen uit röntgenbeelden,
15 die zowel voor als na injectie van een contrastvloeistof in het bloed-
vatenstelsel worden gemaakt. De verschilbeelden dienen slechts verander-
ingen (het vatenstelsel met/zonder vloeistof) weer te geven. Het niet
veranderende deel van de röntgenbeelden, zoals bot- en weefselstructuren,
dient door de verschilbeeldbepaling volledig onderdrukt te worden. In
20 het ideale geval is het verschilbeeld overal gelijk aan nul, behalve
daar waar de bloedvaten met contrastmiddel aanwezig zijn. Nu is het con-
trastverschil in een verschilbeeld erg klein (enkele procenten), zodat
het contrast moet worden versterkt om een voldoende zichtbaarheid op
bijvoorbeeld een TV scherm te behalen. Ook dient een zgn. grijsstoep
25 (constante waarde) aan de signaalwaarden van het verschilbeeld te worden
toegevoegd om deze signaalwaarden in het werkgebied van de TV monitor
te brengen.

Het is gebleken, dat tijdens het bepalen en weergeven van de
verschilbeelden op de TV monitor het grijsniveau schommelt. Deze schomme-
30 lingen zijn terug te voeren op het niet constant zijn van de röntgen-
pulsen en/of de signaaloverdracht in de toegepaste beeldverster-
beeldopneembuisketen (BV-TV keten), waarmee de röntgenbeelden worden
opgewekt. Niet enkel inschakelverschijnselen, maar ook veranderingen

in de röntgenstraling (dip in de hoogspanning ten gevolge van inschakelen van verder ziekenhuisapparatuur) en bijvoorbeeld schommelingen in de versterking van de beeldversterker, hebben een ernstige nadelige invloed op de weer te geven verschilbeelden.

- 5 Het toepassen van video AVC schakelingen (automatische versterkingregelingen) brengt bij deze inrichtingen geen volledige oplossing van het probleem. Dergelijke schakelingen hebben een regeltijd-constante waardoor bijvoorbeeld de eerste (twee) röntgenbeelden niet met nut kunnen worden gebruikt voor de verschilbeeldbepaling. Voorgaande is slechts
10 waar, als er sprake is van een inschakelverschijnsel. Indien de röntgenstraling met verdere veranderingen behept is, dan levert een AVC schakeling additionele problemen. Een en ander zal verderop nog worden toegelicht.

- De uitvinding heeft tot doel om in een werkwijze en in een
15 inrichting te voorzien, waarbij de nadelige invloed van veranderingen van de röntgenstraling en van de signaaloverdracht in de BV-TV keten is ondervangen.

- Een werkwijze volgens de uitvinding heeft daartoe tot kenmerk, dat een verschil van de logaritmen van de piekwaarden van elk beeld
20 wordt bepaald en het piekwaarde-verschil aan het verschil van de logaritmen van de beelden wordt toegevoegd. Een inrichting volgens de uitvinding heeft daartoe tot kenmerk, dat de inrichting van detectiemiddelen voor het detecteren van het piekwaarde-verschil van de logaritmen van de beelden, van verdere geheugenmiddelen voor het opslaan van het piekwaarde-
25 verschil en van correctiemiddelen is voorzien voor het toevoegen van het piekwaarde-verschil aan het verschilbeeld. Het ondervangen van de invloed van de hierboven genoemde veranderingen is als volgt te verklaren. De piekwaarde A_1 van een beeld, dat bij een röntgenpuls V_1 is bepaald, is uit te drukken als $A_1 = V_1 \cdot e^{-\mu \cdot d}$, waarbij μd de verzwakking
30 van de röntgenstraling door een patient weergeeft. De piekwaarde A_2 van de beeldinformatie van een tweede (röntgen)beeld, dat bij een röntgenpuls $V_2 = \alpha \cdot V_1$ is bepaald, is gelijk aan $A_2 = V_2 \cdot e^{-\mu d} = \alpha \cdot V_1 \cdot e^{-\mu d}$. Het verschil van de logaritmen van de piekwaarden $\log A_1 - \log A_2 = -\mu d + \log V_1 - (-\mu d + \log V_2) = \log V_1 - \log \alpha V_1 = -\log \alpha$.
35 Wordt het aldus bepaalde verschil tussen de logaritmen van de waarden bij het uit het 1^e en 2^e röntgenbeeld bepaalde verschilbeeld opgeteld, dan is de invloed van de veranderingen (van de röntgenpuls) bij het maken van het eerste en tweede röntgenbeeld opgeheven.

Een voorkeursuitvoeringsvorm van een werkwijze volgens de uitvinding heeft tot kenmerk, dat van de in beeldelementen verdeelde röntgenbeelden de piekwaarden worden gemeten en ten minste in een van de laatste beeldelementen van het beeld wordt opgeslagen, waarna het verschil in
5 logaritmen van de opgeslagen piekwaarden wordt bepaald, opgeslagen en aan elk beeldelement van het verschilbeeld wordt toegevoegd.

Een voorkeursuitvoeringsvorm van een inrichting volgens de uitvinding heeft tot kenmerk, dat op een uitgang van de inrichting voor het leveren van röntgenbeelden een piekwaarde detectieschakeling is aange-
10 sloten, waarbij schakelmiddelen zijn voorzien voor toevoeren van een in een röntgenbeeld gedetecteerde piekwaarde aan het geheugen voor het opslaan van de piekwaarde in een niet-significant deel van het beeld, dat in het geheugen wordt opgeslagen, waarbij de rekenmiddelen voor het bepalen van het verschilbeeld een aftrekschakeling bevatten, waaraan de
15 logaritmen van de amplituden van de in de geheugens opgeslagen beelden worden toegevoerd, waarbij de uitgang van de aftrekschakeling op een optelschakeling en op een bufferschakeling voor het opslaan van het verschil tussen de logaritmen van de piekwaarden van de opgeslagen beelden is aangesloten, van welke optelschakeling een verdere ingang met een uit-
20 gang van de aftrekschakeling is verbonden voor het toevoegen van het logaritmische piekwaardeverschil aan het verschilbeeld.

De uitvinding zal worden toegelicht aan de hand van in een tekening weergegeven voorbeelden, in welke tekening :

25	figuur 1a en b	basisschema van een inrichting voor verschilbeeld bepaling weergegeven;
	figuur 2a tot en met e	de bij een verschilbeeld bepaling voorkomende signaalvormen tonen;
	figuur 3a tot en met e	de bij verschilbeeld bepaling voorkomende signaalvormen tonen bij
30		veranderende röntgenpulsen;
	figuur 4a, b en c	schematisch een veranderende röntgenpuls, het verloop van videosignalen en de invloed van een AVC schakeling tonen;
	figuur 5	een uitvoeringsvorm van een inrichting volgens de uitvinding weergeeft, en
35	figuur 6	een voorkeursuitvoeringsvorm van een inrichting volgens de uitvinding toont.

De in figuur 1a weergegeven röntgenonderzoekinrichting voor
verschilbeeldbepaling van röntgenbeelden bevat een hoogspanningsbron G
voor het voeden van een röntgenbuis B, een beeldversterker II, een op-
neembuis PU, een versterker OA, een analoog-digitaal omzetter ADC1 en
5 twee verwerkingsinrichtingen RF1 en RF2, die met schakelaars S1 en S2 met
de ingang van de analoog-ditiaal omzetter ADC1 zijn verbonden. De uit-
gangen van de verwerkingsinrichtingen zijn met rekenmiddelen, in feite,
een aftrekschakeling V_1 , verbonden, waarvan een uitgang via een digitaal
analoog omzetter DAC1 en een optelschakeling A1 met een weergeefinrichting
10 MON is verbonden.

Het gedigitaliseerde videosignaal wordt via schakelaars S1 of S2
aan een van de verwerkingsinrichting RF1 of RF2 toegevoerd, waarvan figuur
1b een blokschema RF toont. De verwerkingsinrichting RF bevat een recur-
sief filter, bestaande uit een aftrekschakeling V, een vermenigvuldiger
15 M, een optelschakeling A, en een geheugen MM, en verder een logaritmische
omvormer L, die de logaritmische waarde van de in het geheugen MM opge-
slagen beeldinhoud aan de aftrekschakeling V_1 (figuur 1a) toevoert. Van
de in de geheugens MM van de twee verwerkingsschakelingen opgeslagen
beelden wordt met behulp van aftrekschakeling V_1 een verschilbeeld be-
20 paald, dat via de omzetter DAC1 op de monitor zichtbaar wordt gemaakt,
nadat aan het verschilbeeld met behulp van optelschakeling A1 een zoge-
naamde grijsstoep C is toegevoegd.

De verwerkingsschakeling RF (figuur 1b) bevat een recursief
filter, waaraan het gedigitaliseerde videobeeld wordt toegevoerd. Het re-
25 cursief filter bepaalt uit de aangeboden beelden een samengesteld beeld,
dat uit een gewogen som van de aangeboden röntgenbeelden bestaat, volgens
de formule

$$V_{u(i+1)} = K \cdot V_{i(i)} + (1-K) \cdot V_{u(i)} ,$$

30 waarbij $V_{i(i)}$ het i^e aangeboden beeld is,

$V_{u(i)}$ het i^e in het geheugen MM opgeslagen samengesteld beeld,

$V_{u(i+1)}$ het $(i+1)^e$ samengesteld beeld is, dat in het geheugen MM
35 wordt opgeslagen, en

K een weegfactor ($0 \leq K \leq 1$) is.

Om bovenstaand resultaat te bereiken wordt het i^e samengesteld beeld uit het geheugen MM gelezen en aan de aftrekschakeling V toegevoerd, waaraan verder het i^e videobeeld wordt aangeboden. Het verschil wordt door een vermenigvuldiger M met een factor K vermenigvuldigd en daarna
5 bij het i^e samengestelde beeld opgeteld in een optelschakeling A, die daarvoor verbonden is met de uitgangen van de vermenigvuldigerschakeling M en van het geheugen MM. Om de videobeelden op de juiste wijze (gewogen) bij elkaar op te tellen worden videosynchronisatiepulsen SYNC aan een adresteller AT (figuur 1a) toegevoerd, die daardoor steeds eenzelfde
10 beeldelement van het videobeeld aan hetzelfde adres in het geheugen MM toewijst (voor beide verwerkingsschakelingen RF1 en RF2). Er wordt erop gewezen, dat ter verduidelijking van het functioneren van de verwerkingsschakeling RF en omwille van de eenvoud een simpele adresteller AT is beschreven. Het is echter in te zien dat voor het ophalen van beeldinfor-

15 matie op een adres in het geheugen MM en voor de verwerking van deze informatie en van de daaraan toe te voegen beeldinformatie van een volgend röntgenbeeld door de schakelingen V, M en A enige tijd nodig is. Derhalve dient in de verwerkingsschakeling RF van zogenaamde "pijplijnverwerkings-technieken" gebruik te worden gemaakt.

20 Voor het bepalen van een verschilbeeld wordt bijvoorbeeld eerst via S1 een korte reeks röntgenbeelden (bijvoorbeeld vier) aan de verwerkingsschakeling RF1 toegevoerd, die uit de korte reeks een samengesteld beeld (masker zonder contrastmiddel) vormt. Daarna wordt S1 geopend en S2 gesloten. Uit elke volgende reeks röntgenbeelden (na inspuiten van contrast-

25 middel in bijvoorbeeld het bloedvatenstelsel) wordt een samengesteld beeld bepaald door de verwerkingsschakeling RF2. Het verschilbeeld wordt gevormd uit de sequentieel elkaar opvolgende veranderende samengestelde beelden uit RF2 en het masker uit RF1, zodat in principe slechts het met contrastmiddel voorziene bloedvatenstelsel op de monitor zichtbaar wordt.

30 Opgemerkt dient te worden, dat de in een korte reeks elkaar sequentieel opvolgende röntgenbeelden ook simpelweg opgeteld kunnen worden (bijvoorbeeld voor het onderdrukken van ruis, zie "Optical Engineering", 17, nr. 6, nov./dec. 1978, pagina's 652-657). Om dit te realiseren is de verwerkingsschakeling RF (figuur 1b) van een schakelaar S voorzien, zodat
35 indien de weegfactor K de waarde 1 heeft en de schakelaar S is geopend, de röntgenbeelden worden opgeteld.

In figuur 2a en 3a tot en met e zijn verscheidene signaalvormen als functie van de tijd weergegeven, die bij een verschilbeeldbepaling

voorkomen. Bij de signaalvormen van figuur 2a tot en met e is er vanuit
gegaan, dat elke parameter van de röntgenbeeldopwekkende inrichting con-
stant is. Bij de signaalvormen van figuur 3a tot en met e is er vanuit
gegaan, dat de röntgenpuls een verandering (afname) heeft ondergaan,
5 nadat het masker (figuur 3a) in het geheugen MM in verwerkingsinrichting
RF1 is gevormd. In figuur 2a en 3a zijn de amplitudes weergegeven van
een videobeeld. Na inspuiten van een contrastmiddel wordt een tweede
videobeeld gevormd (figuur 2b en 3b), waarin negatieve pieken P zitten
(slechts een is in tekening weergegeven) op die plaatsen waar het con-
10 trastmiddel zich in het bloedvatenstelsel bevindt. In figuur 2c en 3c is
het verschilsignaal tussen de in figuur 2a en b respectievelijk in figuur
3a en b weergegeven videobeelden. Duidelijk is in figuur 2c te zien,
dat als geen enkele parameter verandert, slechts de negatieve piek P als
verschilsignaal overblijft. In figuur 3c daarentegen is de negatieve
15 piek P op een additionele negatieve waarde gesuperponeerd, die zijn oor-
zaak vindt in het niet constant zijn (kleiner zijn) van de röntgenpuls
(of van een andere opname parameter, bijvoorbeeld versterking in de beeld-
versterker TV-keten) bij het maken van de videobeelden van figuur 3a en 3b.
Het verschilsignaal wordt versterkt (figuur 2d en 3d) en wordt op de moni-
20 tor MON weergegeven, waarvoor aan het versterkte verschilsignaal een D.C.
signaalwaarde wordt toegevoegd om het weer te geven versterkte verschil-
signaal in het werkgebied W van de monitor MON te brengen. In figuur
2e is duidelijk te zien dat het versterkte verschilsignaal, dat op de
D.C. signaalwaarde is gesuperponeerd, op een gunstige wijze binnen het
25 werkgebied W van de monitor MON ligt. In figuur 3e is direkt zichtbaar,
dat het versterkte verschilsignaal waaraan de D.C. signaalwaarde is toege-
voegd, geheel buiten het werkgebied W ligt, zodat het scherm van de
monitor geheel donker blijft. (Was de röntgenpuls bij het maken van het
beeld van figuur 3b groter geweest dan bij het maken van het beeld van
30 figuur 3a dan is in te zien dat monitor een geheel wit beeld getoond
zou hebben).

In figuur 4a is schematisch het verloop van een röntgenpuls R als
functie van de tijd weergegeven. De röntgenpuls R is in zes perioden ver-
deeld, waarin steeds een röntgenbeeld wordt opgewerkt, waarvan figuur 4b
35 het signaalverloop weergeeft. De sterkte I_1 van de röntgenpuls R groeit
aan tot de gewenste waarde (onvermijdelijk inschakelverschijnsel) blijft
daarna constant tot periode 4, waarin de röntgenpuls R een dip met een
duur van een periode vertoont, waarna deze nog twee perioden constant

blijft tot het uitschakeltijdstip om daarna exponentieel af te nemen. Het door een dergelijke röntgenpuls R opgewekt videosignaal is in figuur 4b weergegeven. Duidelijk zijn de gevolgen van het inschakelverschijnsel en de dip op het verloop van de sterkte I_2 van het videosignaal te zien.

5 Wordt een dergelijk videosignaal aan een automatische versterker regeling (AVC) toegevoerd, dan zal een signaalverloop ontstaan, zoals dat in figuur 4c is weergegeven. De sterkte I_2 van het videosignaal van het videobeeld van periode 1 is te klein en dus zal de AVC schakeling het videosignaal in de tweede periode meer versterken, hetgeen een "te hoge"

10 amplitude I_3 van het signaal op de uitgang van de AVC schakeling veroorzaakt, omdat het videosignaal tijdens de tweede periode veel groter is dan in de eerste periode. Duidelijk is dat de AVC schakeling de video-signalen in de periodes 2, 3, 4 en 5 niet op een gewenste, constante amplitude kan brengen, omdat de van de AVC schakeling aangeboden signalen

15 in de periodes 1, 2, 3 en 4 niet een voor het goed functioneren van de AVC schakeling vereiste "langzaam" verlopende verstoring hebben maar een die te snel fluctueert. Het is begrijpelijk dat in de beschreven situatie een AVC schakeling niet op gewenste wijze kan functioneren, daar de AVC schakeling pas na afloop van elke periode "weet" hoe groot

20 de maximale amplitude van het videosignaal was. Op basis van dit gegeven wordt de versterking van het videosignaal tijdens de volgende periode geregeld. Het is dus duidelijk dat een dergelijke schakeling steeds "achter de feiten" aanloopt en nooit volledig de ongewenste schommelingen kan opheffen.

25 Zelfs indien geen dip tijdens periode 4 in de röntgenpuls R zou optreden, zou een AVC schakeling niet afdoende het inschakelverschijnsel op kunnen vangen, hetgeen betekent dat bijvoorbeeld de videobeelden van periode 1 en 2 niet en de videobeelden van periode 3 tot en met 6 wel voor de verschilbeeldbepaling met nut gebruikt zouden worden.

30 Dit betekent een ernstig nadeel, daar een derde van de röntgenstraling niet wordt benut en dus een patient met onnuttige röntgenstraling wordt belast. Het is duidelijk dat indien van een korte reeks röntgenbeelden, waarvan de amplituden fluctueren zoals in figuur 4c is weergegeven, een samengesteld beeld wordt gevormd voor het bepalen van

35 een verschilbeeld, in het verschilbeeld een D.C. verschuiving optreedt vanwege het niet constant zijn van de amplituden (ten opzichte van die van de röntgenbeelden, waarmee het referentie samengesteld beeld (masker) wordt gevormd). Het gevolg hiervan is dat de gemiddelde grijswaarde van

het verschilbeeld fluctueert van verschilbeeld tot verschilbeeld, waarbij de amplitude van het verschilbeeld buiten het werkgebied van de monitor kan komen te liggen.

- In figuur 5 is een uitvoeringsvorm van een inrichting 50 volgens de uitvinding weergegeven. De in figuur 5 weergegeven inrichting 50 komt in grote mate overeen met de inrichting 10 die in figuur 1a is weergegeven. Voor de met elkaar overeenkomende elementen van de inrichting 10 en 50 zijn dezelfde verwijzingstekens gebruikt. Aan de inrichting 10 uit figuur 1a zijn de volgende elementen toegevoegd : twee piekwaardedetectoren PD1 en PD2, een tweede aftrekschakeling V2 en een optelschakeling A2. De piekwaardedetectoren PD1 en PD2 zijn elk op een uitgang van de verwerkingsschakelingen RF1 en RF2 aangesloten. De uitgangsignalen van de twee piekwaardedetectoren PD1 en PD2 worden aan de aftrekschakeling V2 toegevoerd, die het verschil tussen de piekwaarden van de logaritmen van de in de geheugens MM van de verwerkingsinrichting RF1 en RF2 bepaalt en aan de optelschakeling A2 toevoert, waar het piekwaardeverschil aan het verschilbeeld wordt toegevoegd. Het aldus gecorrigeerde verschilbeeld wordt via de omzetter DAC1 aan de monitor MON (figuur 1b) toegevoerd. De werking van de inrichting volgens de uitvinding is zoals voorafgaand beschreven. Na bepaling van een eerste (gewogen) beeld, dat in inrichting RF1 is opgeslagen, is de door piekwaardedetector PD1 opgeslagen piekwaarde gelijk aan $\log V_{\max}$, waarbij $V_{\max}$ die piekspanning is van één röntgenbeeld of een gewogen piekspanning van een korte reeks elkaar opvolgende röntgenbeelden, waaruit een samengesteld beeld wordt gevormd. Na bepaling van een tweede (gewogen) beeld is de door piekwaardedetector PD2 opgeslagen piekwaarde $\log V_{\max} + \log \alpha$, zoals in het voorgaande is toegelicht. Het verschil van de logaritmen van de piekwaarden ($\log \alpha$) wordt met aftrekschakeling V2 bepaald en door optelschakeling aan het verschilbeeld toegevoegd. Opgemerkt dient te worden dat een weer te geven verschilbeeld pas volledig voor veranderingen in opname parameters gecorrigeerd wordt nadat zowel van het eerste (samengestelde) beeld (in RF1) als van het tweede (samengesteld) beeld (in RF2) de piekwaarden zijn bepaald. Deze situatie treedt pas op nadat het tweede (samengestelde) beeld (volledig) in RF1 is opgeslagen.
- Een voorkeursuitvoeringsvorm van een inrichting volgens de uitvinding is in figuur 6 weergegeven. De in figuur 6 getoonde elementen, die overeenkomen met in figuur 1a weergegeven elementen, zijn van dezelfde verwijzingstekens voorzien. Aan de in figuur 1a weergegeven inrichting

zijn de volgende elementen toegevoegd : een analoge piekwaardedetector PD3, waarvan de ingang op de uitgang van de versterkerschakeling OA is aangesloten en waarvan de uitgang via een schakelaar S3 (bijvoorbeeld FET schakelaar) met een ingang van de analoog-digitaal omzetter ADC1 kan worden verbonden. Via een tweede schakelaar S4 is de uitgang van de versterker OA met de omzetter ADC1 verbonden. De schakelaars S3 en S4 worden zodanig gestuurd dat S3 open is als S4 gesloten is en visa versa om redenen zoals verderop wordt toegelicht. Een uitgang van de adresteller AT (figuur 1a) van beide verwerkingsinrichtingen RF1 en RF2 is op de schakelaars S3 en S4 aangesloten, zodat bij een bepaalde tellerstand de schakelaar S3 sluit en S4 opent. De tellerstand komt bij voorkeur overeen met de laatste lijn (of een deel ervan) van het videobeeld, waarin in nagenoeg alle gevallen geen diagnostische informatie aanwezig is. Door toedoen van de teller AT wordt de in de piekwaardedetector PD3 opgeslagen piekwaarde van een zojuist gegenereerd en nagenoeg verwerkt röntgenbeeld aan de omzetter ADC1 toegevoerd, gedigitaliseerd en op het op dat moment in de teller AT aanwezige adres in het geheugen van de inrichting RF (figuur 1b) opgeslagen. De piekwaarde van een röntgenbeeld ligt dus altijd op een vast adres in het geheugen opgeslagen. De uitgang van de teller AT bedient verder nog een houdschakeling (latchschakeling) BC, die bij ontvangst van een stuurpuls uit de teller AT het op de uitgang van de aftrekschakeling V_1 staande waarde opslaat. Deze waarde is het verschil tussen de logaritmen van de piekwaarden, die op een vast adres in de geheugens van de inrichtingen RF1 en RF2 zijn opgeslagen. Het in de houdschakeling BC opgeslagen piekwaardeverschil wordt via optelschakeling A3 aan het verschilbeeld toegevoegd, zodat via omzetter DAC1 een gecorrigeerd verschilbeeld op de monitor MON zichtbaar wordt gemaakt.

Opgemerkt dient te worden, dat ook bij de in figuur 6 weergegeven inrichting pas na voltooiing van het tweede (samengestelde) beeld in RF2 een volledig gecorrigeerd verschilbeeld wordt gegeven, omdat daarvoor de piekwaarde van het tweede beeld nog niet aan de verwerkingsinrichting RF2 is toegevoerd.

Verder is het nuttig gebleken om de mogelijkheid voor correctie van de verschilbeelden uitschakelbaar te maken. Het is namelijk gebleken dat het nuttig is bij bepaalde typen van onderzoek een dergelijke correctie niet toe te passen.

CONCLUSIES :

1. Werkwijze voor het verwerken van röntgenbeelden, waarbij het verschil wordt gevormd tussen twee beelden, die elk uit ten minste een röntgenbeeld zijn gevormd en zijn opgeslagen, met het kenmerk, dat een verschil van de logaritmen van de piekwaarde van elk beeld wordt be-
5 paald en het piekwaardeverschil aan het verschil van de logaritmen van de beelden wordt toegevoegd.
2. Werkwijze volgens conclusie 1, met het kenmerk, dat ten minste een beeld is gevormd door bepaling van een gewogen som van een sequentieel elkaar opvolgende röntgenbeelden.
- 10 3. Werkwijze volgens conclusie 1 of 2, met het kenmerk, dat van de in beeldelementen verdeelde röntgenbeelden de piekwaarden worden ge-
meten en ten minste in een van de laatste beeldelementen van het beeld wordt opgeslagen, waarna het verschil in logaritmen van de opgeslagen piek-
waarden wordt bepaald, opgeslagen en aan elk beeldelement van het
15 verschilbeeld wordt toegevoegd.
4. Inrichting voor het verwerken van röntgenbeelden, met een met röntgenstraling beeldvormende inrichting voor het leveren van röntgenbeel-
den, met ten minste twee geheugens elk voor het opslaan van een beeld, dat uit ten minste een röntgenbeeld is gevormd, met rekenmiddelen voor
20 het bepalen van het verschil tussen de twee in de geheugens opgeslagen beelden en met weergeefmiddelen voor het weergeven van het verschilbeeld, met het kenmerk, dat de inrichting van detectiemiddelen voor het detec-
teren van het piekwaardeverschil van de logaritmen van de beelden, van verdere geheugenmiddelen voor het opslaan van het piekwaardeverschil, en
25 van correctiemiddelen is voorzien voor het toevoegen van het piekwaardeverschil aan het verschilbeeld.
5. Inrichting voor het verwerken van röntgenbeelden, met een met röntgenstraling beeldvormende inrichting voor het leveren van röntgen-
beelden, met ten minste twee geheugens elk voor het opslaan van een beeld, dat uit ten minste een röntgenbeeld is gevormd, met rekenmiddelen voor
30 het bepalen van het verschil tussen de twee in de geheugens opgeslagen beelden en met weergeefmiddelen voor het weergeven van het verschil-
beeld, met het kenmerk, dat de inrichting van detectiemiddelen voor het detecteren van de logaritmen van de piekwaarden van de beelden, en van
35 geheugenmiddelen voor het opslaan van de logaritmen van de piekwaarden, en van correctiemiddelen is voorzien voor het toevoegen van het verschil van de logaritmen van de piekwaarden aan het verschilbeeld.

6. Inrichting volgens conclusie 5, met het kenmerk, dat de detectiemiddelen twee piekwaardedetectors omvatten, waaraan de logaritmische waarden van amplituden van de in de geheugen opgeslagen beelden worden toegevoerd, en waarvan de uitgangen met een aftrekschakeling zijn verbonden, waarvan de uitgang met een ingang van een optelschakeling is
5 verbonden, waarvan een verdere ingang met een uitgang van een tweede aftrekschakeling voor het bepalen van het verschilbeeld is verbonden, van welke optelschakeling de uitgang een gecorrigeerd verschilbeeld levert.

7. Inrichting volgens conclusie 4, met het kenmerk, dat op een
10 uitgang van de inrichting voor het leveren van röntgenbeelden een piekwaardedetectorschakeling is aangesloten, waarbij schakelmiddelen zijn voorzien voor toevoeren van een in een röntgenbeeld gedetecteerde piekwaarde aan het geheugen voor het opslaan van de piekwaarde in een niet-significant deel van het beeld, dat in het geheugen wordt opgeslagen,
15 waarbij de rekenmiddelen voor het bepalen van het verschilbeeld een aftrekschakeling bevatten, waaraan de logaritmen van de amplituden van de in de geheugen opgeslagen beelden worden toegevoerd, waarbij de uitgang van de aftrekschakeling op een optelschakeling en op een bufferschakeling voor het opslaan van het verschilbeeld tussen de logaritmen van
20 de piekwaarden van de opgeslagen beelden is aangesloten, van welke optelschakeling een verdere ingang met een uitgang van de aftrekschakeling is verbonden voor het toevoegen van het logaritmische piekwaardeverschil aan het verschilbeeld.

8. Inrichting volgens een der voorgaande conclusies, met het
25 kenmerk, dat in de geheugen de lineaire waarde van de amplituden van de röntgenbeelden worden opgeslagen en dat op elk van de uitgangen van de geheugen een logaritmische omzetter is aangesloten.

9. Inrichting volgens conclusie 8, met het kenmerk, dat de logaritmische omzetter een geheugen (ROM, RAM) omvat, waarin een getallen-
30 tabel voor logaritmische omzetting is opgeslagen.

10. Inrichting volgens conclusie 7, met het kenmerk, dat de piekwaardedetectorschakeling een analoge schakeling is, waarvan de uitgang evenals de uitgang van de inrichting voor het leveren van röntgenbeelden via de schakelmiddelen met een ingang van een analoog-digitaal
35 omzetter is verbonden.

11. Inrichting volgens een der voorgaande conclusies 4 tot en met 10, met het kenmerk, dat ten minste een geheugen van de inrichting deel uitmaakt van een recursief filter voor het bepalen van een gewogen sombeeld

van een aantal sequentieel elkaar opvolgende röntgenbeelden.

5

10

15

20

25

30

35

8202415

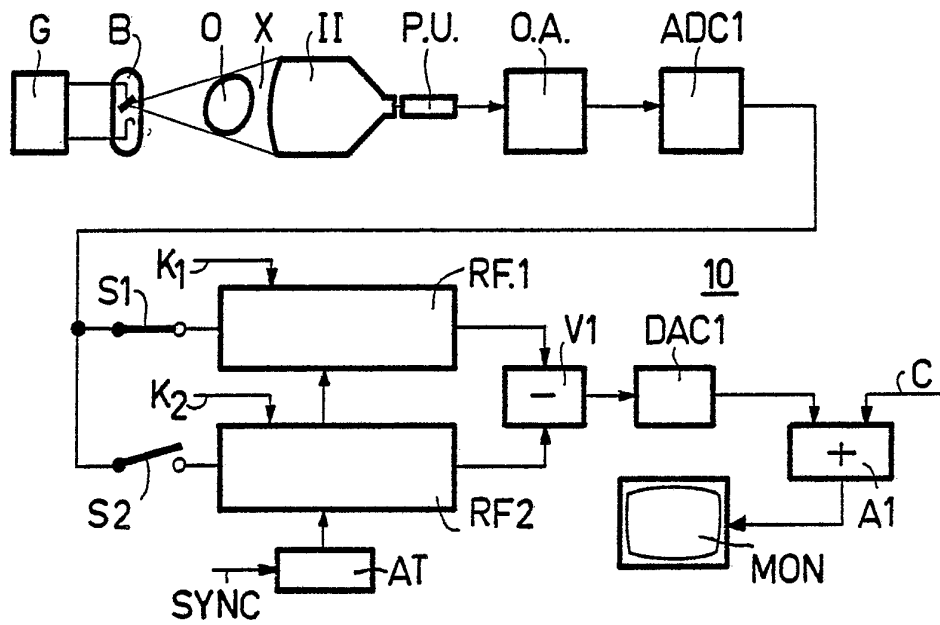


FIG.1a

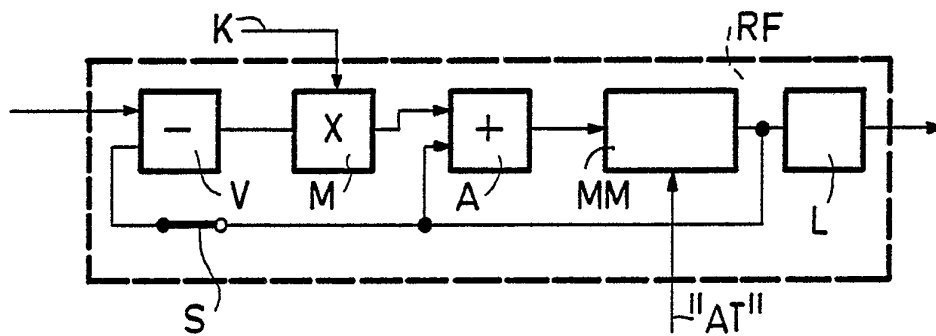


FIG.1b

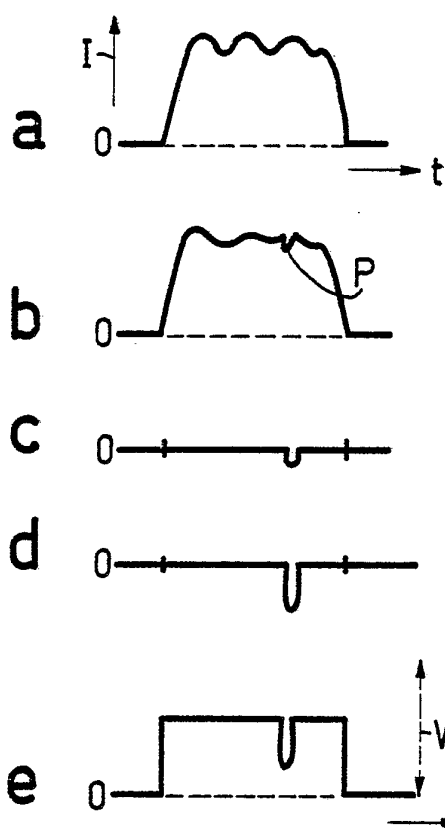


FIG.2

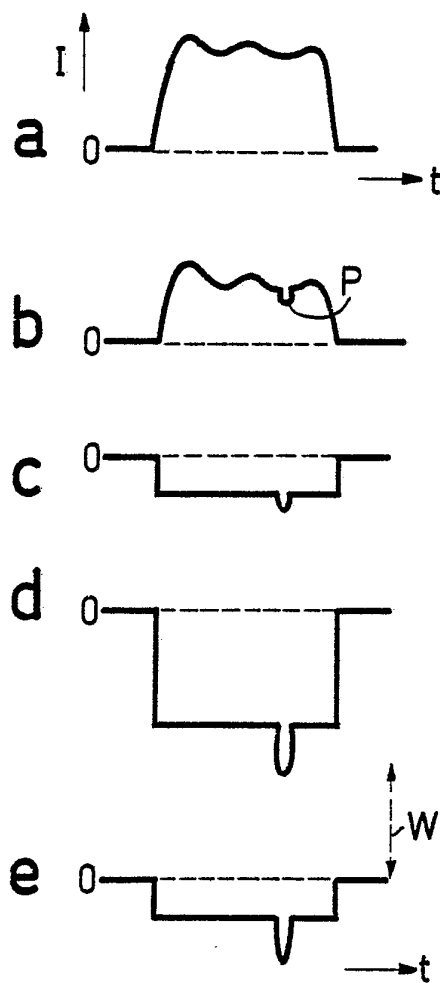


FIG.3

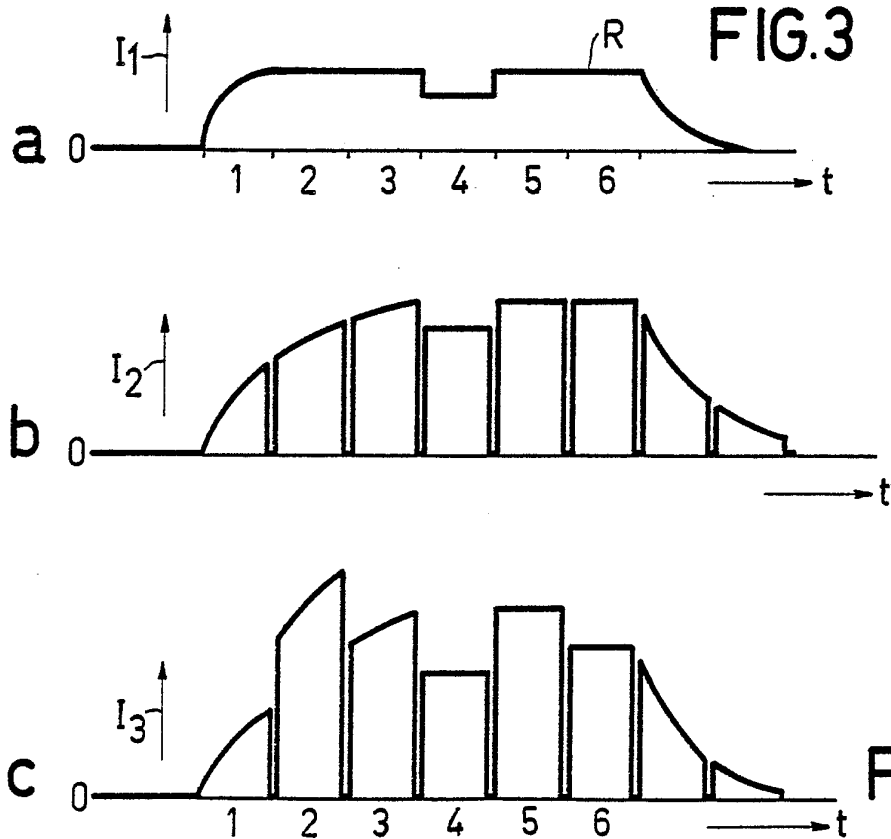


FIG.4

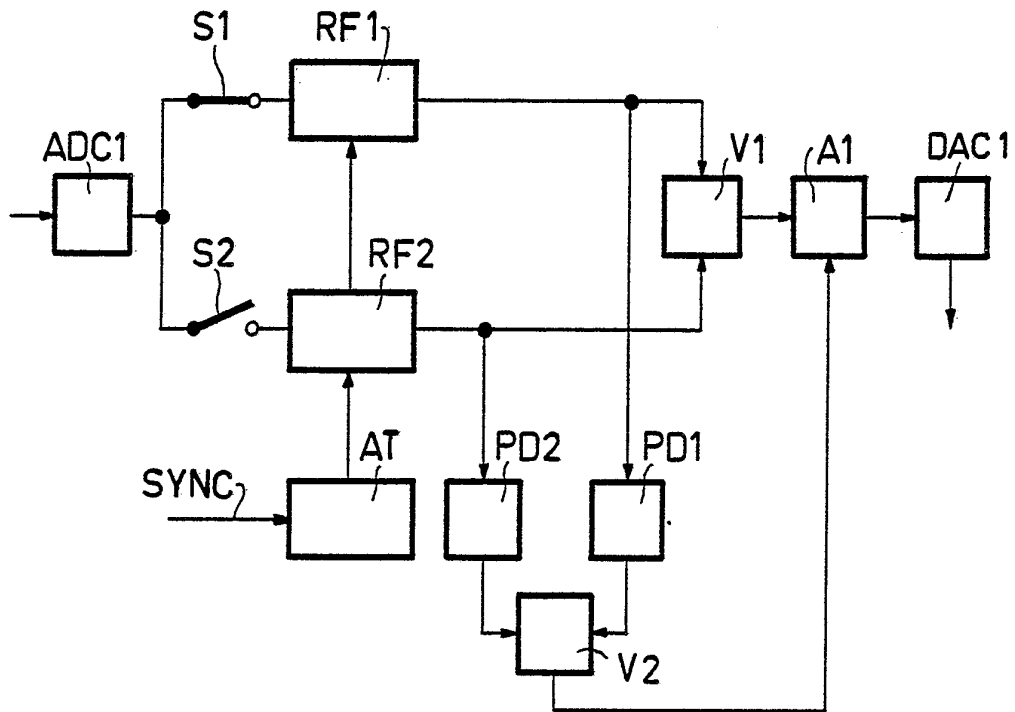


FIG. 5

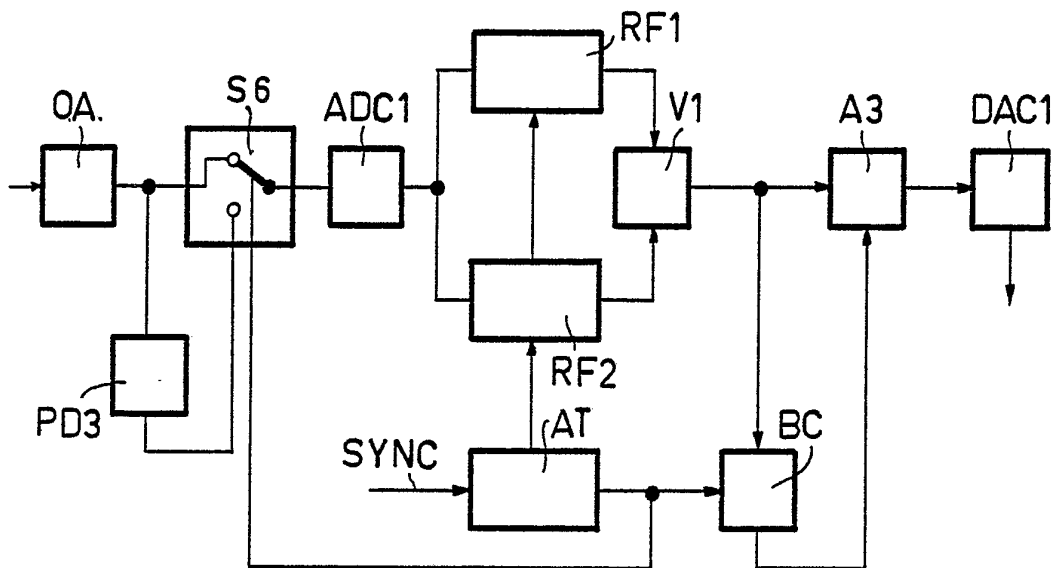


FIG. 6