
Octroiraad



[10] A **Terinzagelegging** [11] **7605254**

Nederland

[19] NL

[54] **Beeldconstructie.**

[51] Int.Cl²: A61B6/02, G03B41/16.

[71] Aanvrager: N.V. Optische Industrie 'De Oude Delft' te Delft.

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

[21] Aanvraag Nr. 7605254.

[22] Ingediend 17 mei 1976.

[32] --

[33] --

[31] --

[23] --

[61] --

[62] --

[43] Ter inzage gelegd 21 november 1977.

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 Octroiraad op verzoek worden ingezien.

VO 2136

N.V. Optische Industrie "De Oude Delft",
DELFT.

Beeldconstructie.

Werkwijze en inrichting voor beeldconstructie.

De uitvinding heeft betrekking op een werkwijze en een in-
richting voor het construeren van een tomogram uit een aantal profie-
5 len met behulp van terugprojectie. Een tomogram is een beeld van een
doorsnede van een lichaam. Een profiel is in dit verband een weerga-
ve van het transmissieverloop of het absorptieverloop van het lichaam,
gemeten langs een lijn, die in het zelfde vlak ligt als de doorsnede.
Eén en ander zoals beschreven in het Duitse Offenlegungsschrift
10 2017441.

Het is bekend om uitgaande van een groot aantal profielen,
elk corresponderend met een bepaalde draaiingshoek van het te onder-
zoeken lichaam om een as loodrecht op het vlak van de gewenste door-
snede, een doorsnedebeeld te construeren met behulp van "terugpro-
15 jectie" (backprojection). Hiertoe wordt van elk profiel een zgn.
streepbeeld gemaakt, doordat het profiel bijvoorbeeld loodrecht op
de richting van de transmissie- of absorptievariatie uitgebreid wordt.
In het geval dat de profielen worden verkregen door een plek van het
lichaam te bestralen met röntgenstralen bestaat een profiel uit een
20 reeks op een lijn gelegen punten, waarvan de helderheid variëert,
terwijl een uit een dergelijk profiel afgeleid streepbeeld bestaat
uit een reeks naast elkaar gelegen lijnen, waarbij de helderheid van
lijn tot lijn een weergave is van die van de punten van het profiel,
terwijl de helderheid van elke lijn over de gehele lengte van de
25 lijn constant is. Teneinde een tomogram te kunnen construeren dienen
de lijnen van het streepbeeld tenminste zo lang te zijn als de groot-
ste afmeting van de te onderzoeken doorsnede dwars op het profiel.
Door superpositie van alle aldus verkregen streepbeelden, waarbij elk
streepbeeld dezelfde oriëntatie ten opzichte van de andere streep-
30 beelden heeft als het corresponderende profiel had ten opzichte van
de andere profielen, wordt een benadering van het gewenste tomogram
verkregen.

Een nadeel van deze werkwijze voor het vormen van een tomogram

7605254

is, dat bij de beeldconstructie elk beeldpunt uit een waaier van lijnen is opgebouwd, terwijl slechts het gemeenschappelijke snijpunt van de waaier het gewenste beeldpunt representeert. Deze werkwijze wordt wel de sommatiemethode of de methode van lineaire superpositie genoemd, en leidt tot bijzonder onscherpe beelden.

Een en ander is als volgt in te zien:

elk punt van het profiel is een bijbehorende lijn in elk streepbeeld. Bij superpositie van de streepbeelden snijden deze lijnen elkaar ter plaatse van het punt, zodat ook in het geconstrueerde beeld een punt ontstaat.

Voorts vormen de elkaar snijdende lijnen uitgaand van het punt een sterpatroon. Bij superpositie van een zeer groot aantal streepbeelden ontstaat rondom elk punt een vlek. Het verloop van deze vlek geeft men wel weer met de puntspreidingsfunctie (point spread function). Deze puntspreidingsfunctie is zeer uitgebreid zodat het na terugprojectie verkregen beeld zeer onscherp is.

Voorts werden tot nu toe bij beeldconstructie met terugprojectie veelal fotografische technieken toegepast, die veel tijd kosten, terwijl voor het opheffen van de storende werking van de puntspreidingsfunctie gecompliceerde en langdurige mathematische bewerkingen nodig zijn, zoals convolutie van het na terugprojectie verkregen beeld met een geschikte functie of convolutie van elk profiel met een zodanige functie, dat na de terugprojectie direkt het gewenste scherpe tomogram ontstaat. Deze bezwaren gelden ook bij toepassing van computertechnieken.

De uitvinding beoogt de geschetste bezwaren te ondervangen. Hiertoe wordt volgens de uitvinding, een werkwijze voor het construeren van een tomogram uit een aantal profielen met behulp van terugprojectie gekenmerkt, doordat analoge convolutie met een geschikte functie wordt toegepast.

Volgens een nadere uitwerking van de uitvindingsgedachte kan de analoge convolutie ofwel worden uitgevoerd met een tweedimensionale functie teneinde een reeds met behulp van terugprojectie gevormd onscherp beeld om te zetten in een scherp beeld, ofwel met een één-dimensionale functie, waarbij voorafgaand aan de terugprojectie elk

7605254

profiel eerst met een zodanige functie wordt geconvolveerd, dat na terugprojectie direkt een scherp beeld wordt verkregen.

In het volgende zal de uitvinding nader worden beschreven met verwijzing naar de bijgevoegde tekeningen.

5 Fig. 1 toont schematisch een aantal opeenvolgende stappen van twee werkwijzen volgens de uitvinding voor het vormen van een tomogram.

10 Fig. 2 toont schematisch een uitvoeringsvorm van een inrichting, voor het vormen van een tomogram met behulp van twee-dimensionale convolutie van de terugprojectie.

Fig. 3 toont schematisch een uitvoeringsvorm van een inrichting voor het vormen van een tomogram met behulp van één-dimensionale convolutie van de profielen.

15 Fig. 1 toont een aantal opeenvolgende stappen van de werkwijzen volgens de uitvinding, voor het vormen van een tomogram.

Deel A van fig. 1 toont een werkwijze welke opeenvolgende stappen $P(\varphi)$, S_b , $S(\varphi)$, C_2 , en W omvat. Bij $P(\varphi)$ worden de profielen of projecties, behorende bij verschillende draaiingshoeken φ van het te onderzoeken lichaam, gevormd; bij S_b worden uit de profielen streepbeelden gevormd; bij $S(\varphi)$ worden deze streepbeelden gesuperponeerd, waarbij telkens rekening wordt gehouden met de bij het aan het streepbeeld ten grondslag liggende profiel behorende hoek φ . Het door superpositie van de streepbeelden verkregen onscherpe beeld, of een dit onscherpe beeld representerend signaal, wordt bij C_2 analoog
25 geconvolveerd met een geschikte twee-dimensionale functie $F(x,y)$. De functie $F(x, y)$ kan worden bepaald uit de volgende vergelijking:

30
$$\int_{x = -\infty}^{+\infty} \int_{y = -\infty}^{+\infty} (\text{PSF}) \cdot F(x, y) \, dx \, dy = \delta(x, y)$$

waarin met PSF de (bekende) puntspreidingsfunctie is aangegeven en met $F(x, y)$ de tweedimensionale convolutiefunctie en met $\delta(x,y)$ de dirac-functie. Na voltooiing van de twee-dimensionale convolutie wordt het resultaat bij W weergegeven of verder verwerkt.

35 Deel B van fig. 1 wijkt in zoverre van deel A af, dat direkt

7605254

na het vormen van de profielen bij P (φ) de profielen zelf bij C1 worden geconvolveerd met een geschikte één-dimensionale functie F(x). Vervolgens worden de geconvolveerde profielen bij Sb omgezet in streepbeelden, die bij S(φ) worden gesuperponeerd, waarna bij W de weergave of verdere verwerking plaatsvindt.

Opgemerkt wordt, dat het ook mogelijk is eerst de streepbeelden te vormen, vervolgens elk van deze streepbeelden met een geschikte functie te convolueren en dan de superpositie uit te voeren. Een dergelijke werkwijze is echter niet principiëel afwijkend van de in deel A van fig. 1 weergegeven werkwijze en zal in het volgende niet nader worden beschreven.

Fig. 2 toont schematisch een inrichting voor het vormen van een tomogram, waarbij gebruik wordt gemaakt van snelle analoge convolutie van een door terugprojectie verkregen beeld. Met 1 is een lichaam aangegeven, bijvoorbeeld een patiënt, waarvan men een tomogram wenst tot stand te brengen. Het lichaam 1 wordt bestraald met bv. een bundel evenwijdige röntgenstralen 2 en het kan draaien rond een loodrecht op het vlak van tekening verlopende as 3. De bundel röntgenstralen heeft een geringe dikte loodrecht op het vlak van tekening, zodat slechts een dunne plak van het lichaam wordt bestraald. Opgemerkt wordt, dat hoewel de uitvinding wordt beschreven in het kader van met behulp van röntgenstralen te verkrijgen tomogrammen, de uitvinding niet beperkt is tot het gebruik van röntgenstralen, noch tot het gebruik van evenwijdige stralen.

Door op de beschreven wijze een dunne plak van het lichaam 1 te bestralen kan aan de andere zijde een strookvormig beeld worden verkregen, waarvan de intensiteit in de richting van de lijn varieert corresponderend met de dichtheid van het lichaam ter plaatse. Bij elke draaiingshoek φ van het lichaam behoort een dergelijk strookvormig beeld, i.h.a. "profiel" of "projectie" genoemd.

De verkregen profielen worden verwerkt tot een elektrisch signaal^{bv.} met behulp van een röntgen-televisieketen 4, zoals bijvoorbeeld beschreven in de Nederlandse Octrooiaanvraag 75.03862. Op de trefplaat van een aftast-omzetbuis (scan convertor), worden nu de bij de profielen behorende streepbeelden gesuperponeerd, waarbij

7605254

de juiste hoek φ telkens wordt ingesteld door bijvoorbeeld het niet afgebeelde juk, waarop de afbuigspoelen 7 zijn bevestigd, te roteren.

5 Het op deze wijze verkregen onscherpe ladingsbeeld wordt weer afgetast door een aftastgedeelte 8 en weergegeven op het scherm van een kathodestraalbuis 9. Dit scherm dient een nalichtend scherm te
10 zijn, zodat de schrijvende elektronenstraal van de buis 9 kan worden uitgeschakeld alvorens de convolutiebewerking plaatsvindt. De convolutiebewerking kan op geschikte wijze worden uitgevoerd met behulp van een van afbuigspoelen 10 voorziene helderheidsversterker 11, en
15 maskers 12, 13 waarvan het ene het positieve deel van de convolutiefunctie $F(x, y)$ bevat en het andere het negatieve deel. Het in de helderheidsversterker periodiek afgebogen beeld, dat als het ware over de anode van de helderheidsversterker veegt, wordt eventueel met behulp van een lenzenstelsel 15, via een bundelsplitser 14 op de
20 maskers afgebeeld. Achter elk masker bevindt zich een fotovermenigvuldigerbuis 16, 17. De uitgangssignalen van de fotovermenigvuldigerbuizen worden met behulp van een geschikte versterker 18 gecombineerd en representeren dan het gewenste scherpe beeld, dat vervolgens op bekende wijze kan worden weergegeven op een monitor en/of verder
25 kan worden verwerkt. De beschreven wijze van convolueren met behulp van een helderheidsversterker, een bundelsplitser, maskers en fotovermenigvuldigerbuizen is reeds beschreven in de Nederlandse Octrooi-aanvraag 76.00155 welke voor zover nodig hier geïncorporeerd wordt geacht te zijn.

25 Het is essentieel, dat de schrijvende bundel van de kathodestraalbuis 9 niet in de convolutie wordt betrokken. Aangezien de in de maskers vervatte, de functie $f(x, y)$ representerende, aperturen zich over het gehele beeldvlak uitstrekken kan er niet voor worden
30 gezorgd, dat de schrijvende bundel zich op het moment van convolutie buiten de apertuur bevindt. De schrijvende bundel dient derhalve tijdens de convolutie uitgeschakeld te zijn. De nalichttijd van het scherm van de kathodestraalbuis dient zo lang te zijn, dat tijdens deze nalichttijd de convolutie plaats kan vinden.

35 Niettemin zal een helderheidsverschil optreden tussen het deel van het beeld dat het eerst is geschreven en de later geschreven delen.

7605254

Teneinde dit effect tegen te gaan wordt de schrijvende elektronenbun-
del in de kathodestraalbuis 9 zodanig gemoduleerd, dat het tijdens het
schrijven reeds optredende helderheidsverloop van het nalichtende beeld
wordt gecompenseerd. Hiertoe kan men de intensiteit van de schrijvende
5 bundel doen afnemen tijdens het schrijven.

Fig. 3 toont een inrichting voor het uitvoeren van de in fig.
1B weergegeven werkwijze. Delen van fig. 3 die overeenkomen met delen
van fig. 2 zijn van dezelfde verwijzingscijfers voorzien.

Bij de inrichting volgens fig. 3 worden de verkregen profielen
10 eerst geconvolveerd met een geschikte één-dimensionale functie $F(x)$,
waarna middels terugprojectie direkt het gewenste tomogram wordt ge-
vormd. Een voordeel van deze methode is, dat de convolutiebewerking
reeds tijdens de registratie van de opeenvolgende profielen kan wor-
den uitgevoerd.

15 De profielen worden weer op de bovenbeschreven wijze gevormd
en vanuit de röntgen-televisieketen 4 direkt in de vorm van elek-
trische signalen toegevoerd aan de kathodestraalbuis 9. De opeenvol-
gende profielen worden nu boven elkaar op het scherm van de kathode-
straalbuis 9 geschreven. Dit scherm heeft weer een zekere nalichttijd.
20 De convolutiebewerking vindt weer plaats met behulp van een van af-
buigspoelen 10 voorziene helderheidsversterker 11, een bundelsplitser
14, maskers 12, 13 en fotovermenigvuldigerbuizen 16, 17. De maskers
bevatten thans echter een lijnvormige, in beginsel één-dimensionale,
apertuur. Aangezien de één-dimensionale apertuur zich niet over het
25 totale beeldveld uitstrekt, kan, indien gewenst, simultaan een signaal
worden geschreven op het scherm van de kathodestraalbuis 9 en worden
afgetast met behulp van de helderheidsversterker 11, terwijl toch de
schrijvende bundel niet in de convolutie wordt betrokken (zie ook
Nederlandse Octrooiaanvraag 76.00155.

30 Het uitgangssignaal van de versterker 18 representeert nu
telkens de met $F(x)$ geconvolveerde profielen. Op soortgelijke wijze
als met betrekking tot fig. 2 reeds werd aangegeven wordt nu middels
terugprojectie op de trefplaat van een aftast-omzetbuis 19 het ge-
wenste beeld geconstrueerd, dat op bekende wijze met behulp van een
35 monitor 20 zichtbaar kan worden gemaakt.

760 5254

Doordat het schrijven der profielen op het scherm van de
kathodestraalbuis in hoofdzaak simultaan met de convolutiebewerking
plaatsvindt, kan de constructie van een tomogram zo snel geschieden,
dat tijdens één omwenteling van het te onderzoeken lichaam tomogrammen
5 van een aantal plakken boven elkaar kunnen worden gevormd. In dat ge-
val is voor elke plak een aftast-omzetbuis vereist, omdat voor elke
constructie van een tomogram een twee-dimensionaal medium nodig is.
Men kan dan ofwel een corresponderend aantal monitors toepassen, of
één monitor, die telkens met de gewenste aftast-omzetbuis wordt ver-
10 bonden. Het is ook mogelijk een geheugen 21 toe te passen teneinde
de geconvolueerde profielen op te slaan. Men kan dan op een gewenst
tijdstip voor elk te presenteren tomogram het geheugen raadplegen en
de bij elkaar behorende profielen middels terugprojectie op de tref-
15 plaat van een aftast-omzetbuis omzetten in een tomogram.
enkele

7605254

C O N C L U S I E S :

1. Werkwijze voor het construeren van een tomogram uit een aantal profielen met behulp van terugprojectie, met het kenmerk, dat analoge convolutie met een geschikte functie wordt toegepast.
- 5 2. Werkwijze volgens conclusie 1, met het kenmerk, dat streepbeelden, afgeleid van de profielen, middels terugprojectie gesommeerd worden weergegeven op een kathodestraalbuis met een nalichtend scherm; dat het nalichtende beeld met behulp van een van afbuigspoelen voorziene helderheidsversterker analoog wordt geconvolueerd met een, in
10 tenminste één, zich achter de helderheidsversterker bevindend, masker vastgelegde functie $F(x, y)$.
3. Werkwijze volgens conclusie 2, met het kenmerk, dat de somming van de streepbeelden plaatsvindt in een aftastconversiebuis.
4. Werkwijze volgens conclusies 2 of 3, met het kenmerk, dat
15 de intensiteit van de schrijvende bundel van de kathodestraalbuis zodanig wordt gemoduleerd, dat het tijdens het schrijven van het beeld op het scherm van de kathodestraalbuis optredende helderheidsverloop wordt gecompenseerd.
5. Werkwijze volgens conclusie 1, met het kenmerk, dat de profielen worden geregistreerd op het nalichtende scherm van een kathodestraalbuis; dat de geregistreeerde profielen met behulp van een van afbuigspoelen voorziene helderheidsversterker analoog worden geconvolueerd met een, in tenminste één, zich achter de helderheidsversterker bevindend masker, vastgelegde functie $F(x)$; en dat uit
25 de geconvolueerde profielen middels terugprojectie het gewenste tomogram wordt gevormd.
6. Werkwijze volgens conclusie 5, met het kenmerk, dat tijdens één omwenteling van het te onderzoeken lichaam de profielen van meer dan één plak van het lichaam worden geconvolueerd.
- 30 7. Werkwijze volgens conclusie 6, met het kenmerk, dat voor het terugprojecteren van de bij elke plak behorende geconvolueerde profielen een afzonderlijke aftastconversiebuis wordt toegepast.

7605254

8. Werkwijze volgens conclusie 7, met het kenmerk, dat de geconvolueerde profielen tijdelijk worden geregistreerd in een geheugen en dat het bij elke plak behorende tomogram telkens wordt gevormd door de bij de betreffende plak behorende geregistreeerde geconvolueerde profielen uit het geheugen toe te voeren aan een aftastconversiebuis.

9. Werkwijze volgens één der conclusies 5 t/m 8, met het kenmerk dat de intensiteit van de schrijvende bundel van de kathodestraalbuis zodanig wordt gemoduleerd, dat het tijdens het schrijven van het beeld op het scherm van de kathodestraalbuis optredende helderheidsverloop wordt gecompenseerd.

10. Inrichting voor het uitvoeren van de werkwijze volgens één der conclusies 1 t/m 4, gekenmerkt door een röntgentelevisieketen (4) voor het opnemen van de profielen; een met de uitgang van deze keten verbonden aftastconversiebuis (6) met afbuigspoelen (7); een met de uitgang van de aftastconversiebuis (6) verbonden kathodestraalbuis (9) met nalichtend scherm; een analoge convolutie-inrichting (10 t/m 18) voor het analoog convolueren van het nalichtende beeld van de kathodestraalbuis met een in één of meer maskers (12, 13) vastgelegde twee-dimensionale convolutiefunctie $F(x, y)$.

11. Inrichting voor het uitvoeren van de werkwijze volgens één der conclusies 5 t/m 9, gekenmerkt door een röntgentelevisieketen (4) voor het opnemen van de profielen; een met de uitgang van deze keten verbonden kathodestraalbuis (9); een op de kathodestraalbuis (9) volgende analoge convolutie-inrichting (10 t/m 18) voor het analoog convolueren van de op het scherm van de kathodestraalbuis geregistreeerde profielen met een in één of méér maskers (12, 13) vastgelegde één-dimensionale convolutiefunctie $F(x)$; en een met de uitgang van de convolutie-inrichting verbonden geheugen- en/of verwerkingsinrichting (21 resp. 19, 20).

7605254

FIG. 1

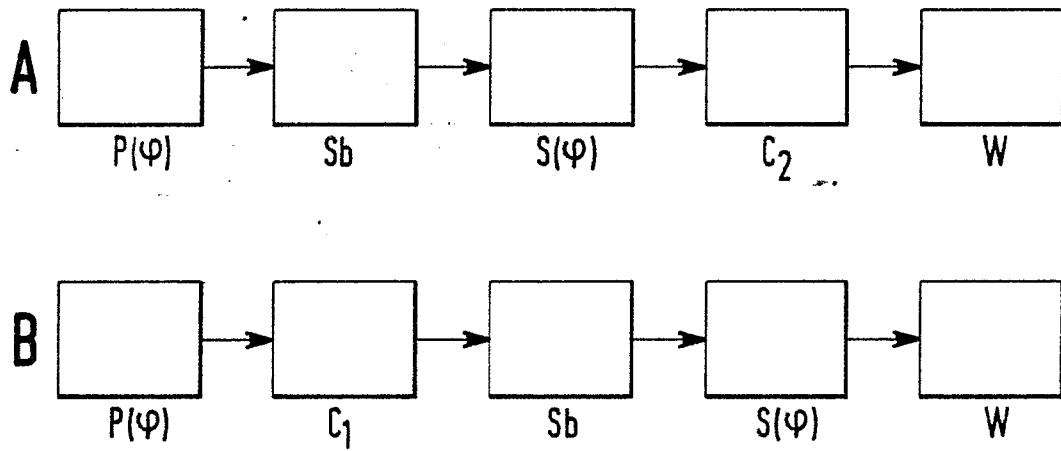
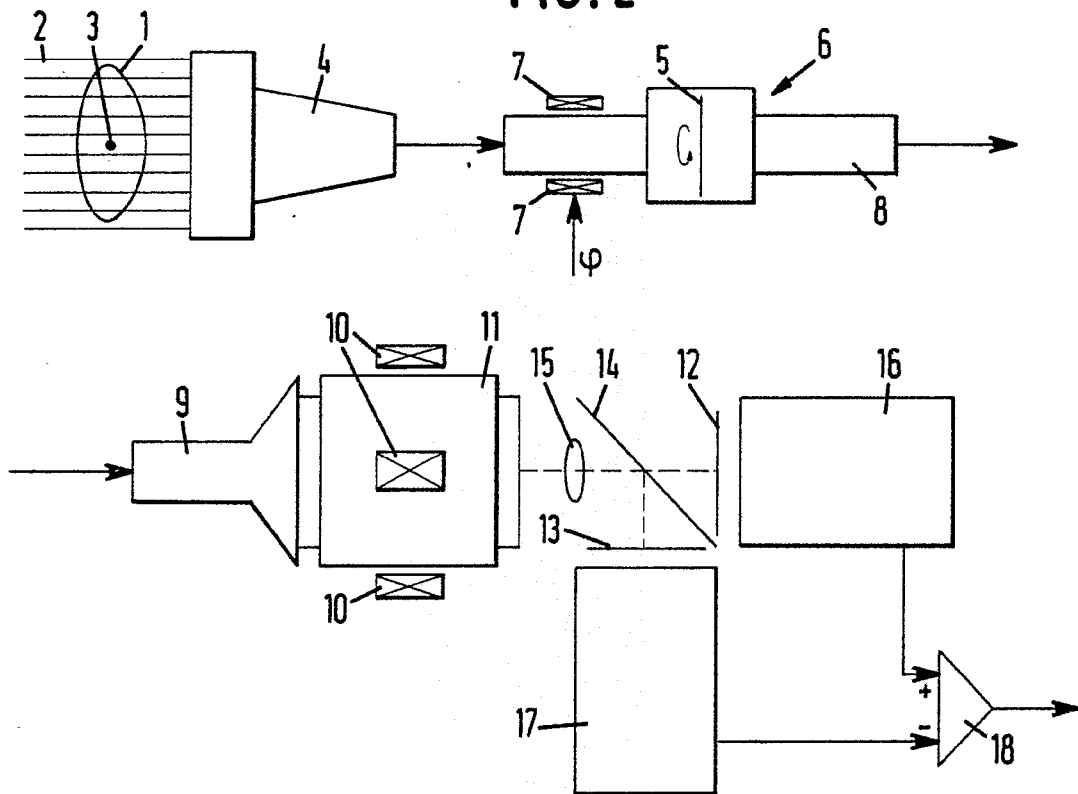
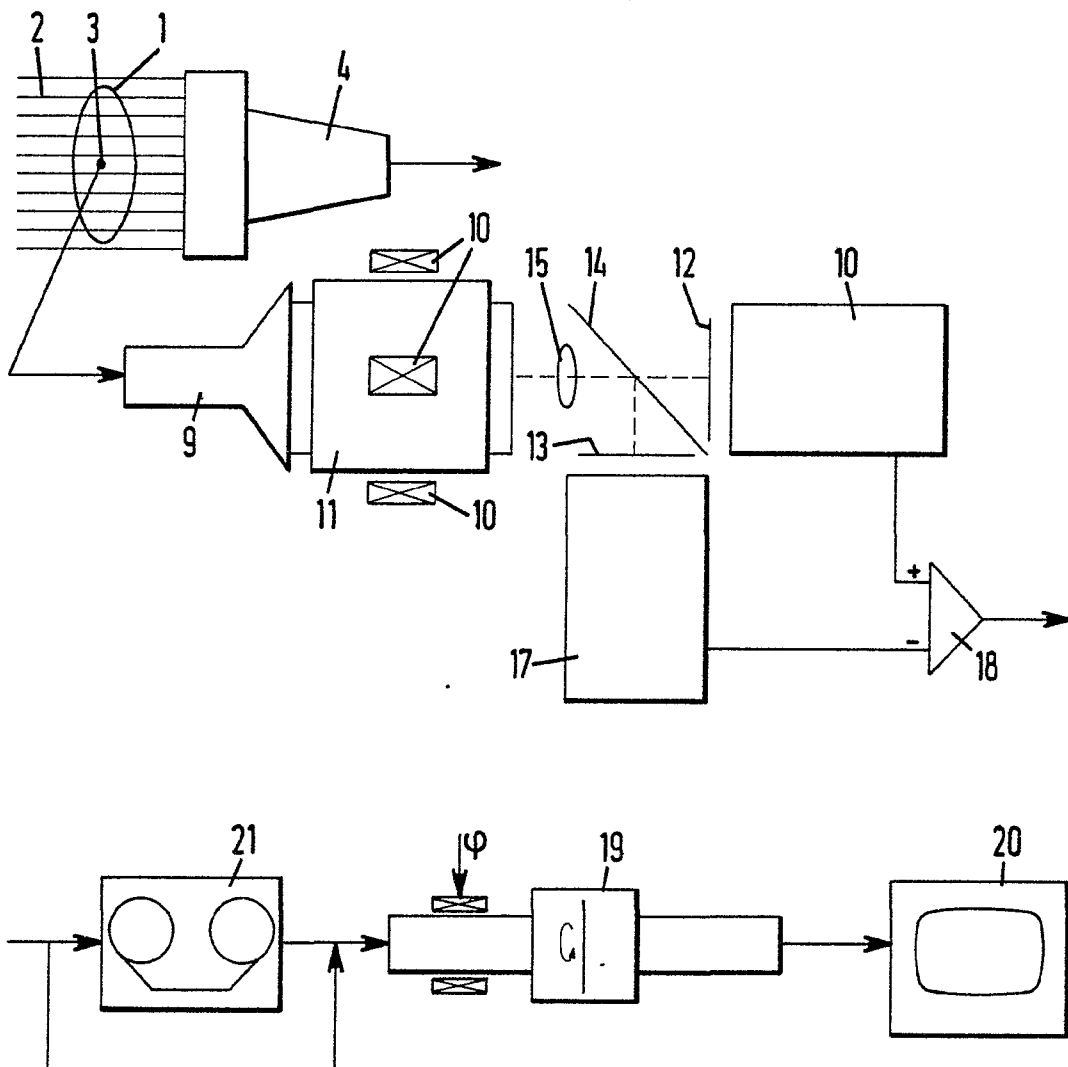


FIG. 2



7605254

FIG. 3



7605254