



PATENTDIREKTORATET
KØBENHAVN



- (21) Patentansøgning nr.: 2026/82
- (22) Indleveringsdag: 06 maj 1982
- (24) Løbedag: 09 sep 1981
- (41) Alm. tilgængelig: 06 maj 1982
- (44) Fremlagt: 18 jan 1988
- (86) International ansøgning nr.: PCT/SE81/00251
- (86) International indleveringsdag: 09 sep 1981
- (85) Videreførelsesdag: 06 maj 1982
- (30) Prioritet: 10 sep 1980 SE 8006301

(51) Int.Cl.⁴ G 01 T 1/164
G 21 K 1/02

- (71) Ansøger: Agne *Larsson; Barytongatan 24; S-421 38 Västra Frölunda, SE
- (72) Opfinder: SAMME

(74) Fuldmægtig: Patentbureauet Magnus Jensens Eftf.

(54) **Mangehulskollimator eller stråleblænde for eksempelvis scintillationskameraer**

(56) Fremdragne publikationer

US pat. nr. 4118632

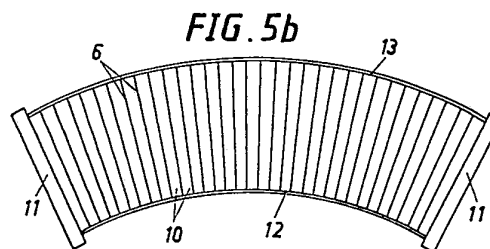
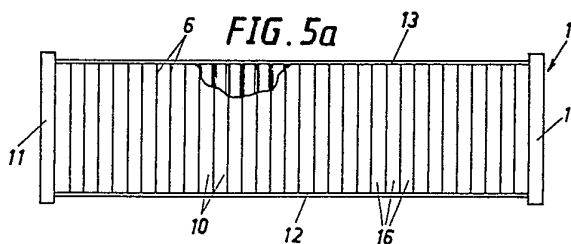
(57) Sammendrag:

2026-82

Mangehulskollimator eller stråleblænde
for eksempelvis scintillationskameraer

En mangehulskollimator for et kamera, især et scintillationskamera, hvis følsomhed og opløsningsevne kan varieres ved en ændring af hullernes (10) længde, hældning, dimensioner og/eller form. Dette er afstedkommet ved, at rasteret på i det mindste to modstående begrænsningssider er omgivet af styreorganer (11), som er indrettet til ved parallelforskydning og/eller forskydning mod eller fra hinanden at påvirke kollimatorhullerne (10) kollektivt med henblik på hullernes stilling i forhold til styreorganerne (11) og/eller dimension i længde- og/eller tværretning.

2026-82



Den foreliggende opfindelse angår en mangehulskollimator eller stråleblænde til placering mellem en strålekilde og et strålingsfølsomt medium, eksempelvis for scintillationskameraer og omfattende et gitter, hvis skillevægge udgøres af flere lameller med et antal indbyrdes adskilte, tværgående flanger eller korrugeringer, hvorved flangerne eller korrugeringerne på nabolameller afgrænser kollimatorhullerne.

I løbet af det seneste decennium er radionuklider (radioaktive isotoper) kommet til at spille en stadig større rolle som hjælpemiddel til medicinsk brug, når det gælder om at diagnosticere og kortlægge udbredelse af sygelige processer i forskellige organer. Dette beror dels på, at antallet af radionuklider med kort levetid og effektive radioaktive lægemidler er øget, dels på, at udviklingen har medført effektive instrumenter for detektering og registrering af gammastrålingen fra det eller de organer, som koncentrerer den til patienten tilførte radionuklid. Et sådant instrument er det såkaldte scintillationskamera, mere almindeligt benævnt et gammakamera, som blev opfundet af Anger i slutningen af 50-erne, og som i dag findes i stort tal udbredt over hele verden.

Et gammakamera er et forholdsvis dyrt instrument og koster i sin enkleste grundudførelse ca. 800.000 kr. Der-til kommer tilbehør, herunder de såkaldte kollimatorer. En moderne mangehulskollimator betinger en cirkapris på 25.000 kr. For at man skal kunne opnå det bedst mulige undersøgelsesresultat i en given situation, kræves der adgang til flere forskellige kollimatorer.

Gammakameraudstyrets pris og muligheden for at opnå høj kvalitative undersøgelsesresultater med dette medfører sædvanligvis, at man forsøger at holde udstyrets brugsfrekvens på et højt niveau. Hyppige kollimatorsift, som således er en nødvendighed, for at man optimalt skal kunne udnytte gammakameraets potentielle muligheder, er et forhold, som stærkt bidrager til at mindske eller at holde brugsfrekvensen på et lavt niveau.

Kollimatoren udgør det billedskabende element i et gammakamera. Karakteristiske egenskaber hos en kollimator er dens geometriske opløsningsstrækning samt dens følsomhed. Kollimatorens geometriske opløsningsstrækning er et mål for den nøjagtighed, med hvilken kollimatoren bidrager til detaljerigdommen i det billede, som gengiver en vis radionuklidfordeling. Kollimatorens følsomhed er et mål for gennemslippeligheden af gammafotoner fra en radionuklidkilde.

10 Gammakameraets systemopløsningsstrækning, som er et mål for gammakamerasystemets totale opløsningsevne, er en funktion af gammakameraets indre opløsningsstrækning og kollimatorens geometriske opløsningsstrækning. Gammakameraets indre opløsningsstrækning, som er lig med den mindst mulige afstand mellem to velkollimerede fotonstråler, når disse kan separeres i et gammakamerabillede, er i moderne gammakameraer af samme størrelsesorden som kollimatorens geometriske opløsningsstrækning, når radionuklidkilden befinder sig tæt ved kollimatoren.

20 Hos en parallelhulskollimator er den geometriske opløsningsstrækning omvendt proportional med hullets længde.

Hos en konvergerende mangehulskollimator, som giver et reduceret synsfelt, er den geometriske opløsningsstrækning omtrent lige så stor som for en parallelhulskollimator. Indvirkning af den indre opløsningsevne reduceres dog med øgende konvergens. Følsomheden er større end for en parallelhulskollimator.

En kollimator kan også være divergerende, hvilket giver et større synsfelt, men en ringere opløsningsevne.

30 Gammakameraets systemopløsningsevne påvirkes stærkt af kollimatorens opløsningsevne.

Kollimatorens følsomhed er afhængig af hullernes geometriske udformning, dvs. deres diameter og længde samt væggenes tykkelse og af hullernes hældning.

35 FR-A-2.336.112 beskriver en kollimator for scintillationskameraer og omfattende et gitter, hvis vægge består af korrugerede lameller, der afgrænser kollimatorhullerne.

Der er ingen mulighed for at regulere dimensionerne af disse huller.

EP-A-40.158 viser et skanderingsgitter med vægge eller gitterstave, som er ophængt drejelige og således kan vippes, så hver stav kan fokuseres i røntgenkildens brændpunkt.

Formålet med opfindelsen er at anvise en kollimator, hvor det effektive areal af kollimatorhullerne og derved følsomheden kan varieres.

10 Dette opnås ifølge opfindelsen ved, at mindst en lamel er forskydelig i sideretningen i forhold til en nabolamel til ændring af det frie rum mellem flangerne eller korrugeringerne og derved af kollimatorhullernes areal.

Opfindelsen skal i det følgende forklares nærmere under henvisning til tegningen, hvor

fig. 1 viser skematisk opbygning af et gamma-kamera, og

fig. 2 en lamelkollimator ifølge opfindelsen set fra oven.

20 Et scintillationskamera eller gammakamera fungerer på i princippet følgende måde med henvisning til fig. 1. Et præparat mærket med en radioaktiv isotop injiceres i en patient, hvorved præparatet vælges således, at det koncentrerer sig i det organ, som skal undersøges. Gammastråler, dvs. fotoner, udsendes fra præparatet og når en mangehulskollimator 1, gennem hvilken alene fotoner, som er i det væsentlige parallelle med hullerne, kan passere. Fotoner med andre indfaldsvinkler absorberes af kollimatoren 1 vægge. Fotoner, som passerer kollimatoren 1, når en detektor 2, dvs. et scintillationskrystal, og scintillerer (afgiver lysglimt), når fotonerne absorberes i detektoren. Lysglimtene opfanges af fotomultiplikatorer 3, hvor de omsættes til elektriske impulser. Disse registreres af en registreringsanordning, fx en datamaskine 4, som sorterer impulserne og giver et billede af, hvorledes det injicerede præparat har fordelt sig i det undersøgte organ.

25
30
35

Ved at tage billeder under mange forskellige vinkler kan man ved hjælp af passende dataprogrammer få et tredimensionalt billede af det undersøgte organ. Af det tredimensionale billede kan man ved hjælp af datamaskinen 4
5 frembringe snitbilleder gennem organet i forskellige planer. Snitbillederne præsenteres på en billedskærm 5.

Optimal udnyttelse af gammakameraets potentielle muligheder, dvs. opnå ønsket følsomhed, opløsningsevne samt ønsket effektivt undersøgelsesområde, har hidtil krævet
10 hyppige kollimatorsift. En række kollimatorer med forskellig geometrisk udformning og/eller forskellige længder af kollimatorhullerne findes kommercielt tilgængelige. Disse kollimatorer er af betydelig størrelse og meget tunge, idet væggene udgøres af blyplade. At skifte
15 kollimator er derfor en meget omstændelig procedure.

Med kollimatoren ifølge den foreliggende opfindelse er det muligt at opnå ønsket følsomhed, opløsningsevne samt ønsket effektivt undersøgelsesområde hos og med en og samme kollimator. Herved kan kvaliteten af hver enkelt
20 kelt undersøgelse holdes på højeste niveau, og samtidig kan den samlede varighed af hver enkelt undersøgelse reduceres til at blive så kort som muligt. Disse fordele er, bortset fra den rent økonomiske fordel, at man kan udføre flere undersøgelser pr. gammakamera og dag, af
25 stor værdi for den enkelte patient, eftersom de medvirker til dels at øge den diagnostiske sikkerhed, dels at gøre undersøgelsen så skånsom som muligt.

I fig. 2 er vist en udførelsesform, hvor lamellerne 16 er udformet med tværgående flanger 26 med en indbyrdes
30 afstand svarende til den dobbelte flangelængde. Nabolamellers flanger er beliggende i mellemrummet mellem flangerne 26, og ved at man forskyder lamellerne til siden, kan det frie mellemliggende rum ændres, dvs. kollimatorhullernes areal ændres.

35 En lignende funktion opnås ved hjælp af korrugerede lameller.

Naturligvis er det muligt at afstedkomme en forandring af kollimatorhullernes længde, form, dimension og hældning på en række andre måder end den ovenfor beskrevne. Det er også muligt med den beskrevne teknik at afstedkomme en kollimator, i hvilken man dels kan ændre hullernes længde og dels disses form henholdsvis hældning.

Kollimatoren kan enten enkeltkrummes, dvs. krummes i én retning, eller dobbeltkrummes, dvs. krummes i to retninger.

- 10 Krumningsaksens centrum kan være forskydelig i forhold til kollimatorens geometriske midterakse, fx ved at kollimatoren er inddelt i sektioner, som hver for sig kan påvirkes pneumatisk eller hydraulisk. Det er derved muligt at fx få kollimatorens geometriske midterakse.
- 15 Dette er værdifuldt, idet det undersøgte organ eller en del af organet ikke altid er beliggende ud for den nævnte midterakse. Hvis kollimatorhullerne skal være parallelle, kan rasterelementerne fremstilles af et fast højabsorbende materiale.

P a t e n t k r a v

1. Mangehulskollimator (1) til placering mellem en strålekilde og et strålingsfølsomt medium og beregnet til anvendelse i eksempelvis et scintillationskamera, hvilken kollimator omfatter et gitter, hvis skillevægge
5 udgøres af flere lameller (16) med et antal indbyrdes adskilte, tværgående flanger (26) eller korrugeringer, hvorved flangerne (26) eller korrugeringerne på nabolameller (16) afgrænser kollimatorhullerne, k e n d e t e g n e t ved, at mindst en lamel (16) er forskydelig i sideretningen i forhold til en nabolamel til ændring af det frie
10 rum mellem flangerne (26) eller korrugeringerne og derved af kollimatorhullernes areal.

2. Mangehulskollimator ifølge krav 1, k e n d e t e g n e t ved, at flangerne (26) eller korrugeringerne
15 har en indbyrdes afstand svarende til den dobbelte flangelængde, og at flangerne eller korrugeringerne på nabolameller (16) er beliggende i mellemrummet mellem flangerne eller korrugeringerne.

3. Mangehulskollimator ifølge krav 1 eller 2,
20 k e n d e t e g n e t ved, at enhver lamel (16) er forskydelig i sideretningen i forhold til de andre lameller.

FIG. 1

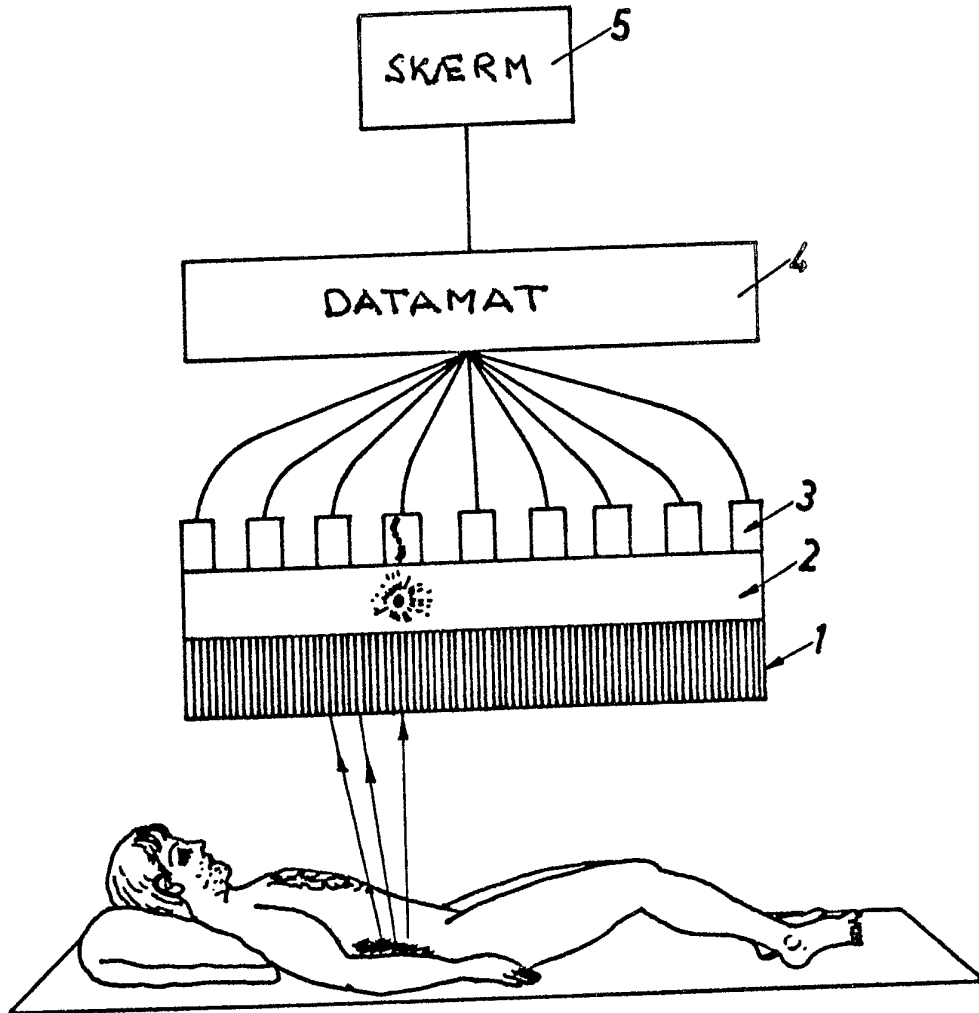


FIG. 2

