

(19) DANMARK



PATENTDIREKTORATET  
KØBENHAVN

(12) FREMLÆGGELSESSKRIFT

(11) 151679 B



(51) Int.Cl.<sup>4</sup> H 05 G 1/34

(21) Patentansøgning nr.: 1425/84

(22) Indleveringsdag: 29 feb 1984

(41) Alm. tilgængelig: 30 aug 1985

(44) Fremlagt: 21 dec 1987

(86) International ansøgning nr.: -

(30) Prioritet: -

(71) Ansøger: \*ANDREX RADIATION PRODUCTS A/S; Halldansgade 8; 2300 København S, DK

(72) Opfinder: Jens Ulrik \*Madsen; DK

(74) Fuldmægtig: Internationalt Patent-Bureau

(54) Røntgenapparat

(56) Fremdragne publikationer

DE pat. nr. 934067

(57) Sammendrag:

SAMMENDRAG.

1425-84

I et røntgenapparat med et røntgenrør (1), der over en højspændingstransformator (3) tilføres impulser med indstillelig impulsamplitude, impulsbredde og gentagelsesfrekvens, og hvis glødestrøm fås fra nogle få vindinger (5) på transformatorens sekundærside (2), er der i glødestrømskredsløbet indskudt en ensretter (11) med en sådan gennemgangsretning, at den spærrer for strøm i glødestrømskredsløbet, når der går anode-katodestrøm i røntgenrøret (1). Herved opnås, at røntgenrørets glødestrømsenergi, og dermed intensiteten af den frembragte røntgenstråling, bliver i vid udstrækning uafhængig af indstillingen af impulsamplituden og dermed røntgenstrålingens hårdhed.

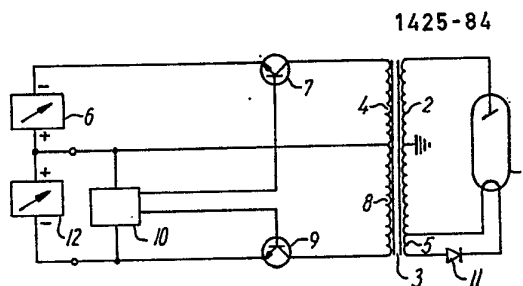


FIG.1

DK 151679 B

Opfindelsen angår et røntgenapparat med et røntgenrør, hvis anode-katodestrækning fødes fra sekundærsiden på en spændingstransformator, hvis primærside tilføres impulser med indstillelig impulsamplitude, impuls-  
5 bredde og gentagelsesfrekvens, hvilket røntgenrørs katode tilføres glødestrøm fra nogle få vindinger på transformatorens sekundærside.

I røntgenapparater til undersøgelsesformål er det ønskeligt at kunne regulere anodespændingens amplitude,  
10 der er bestemmende for røntgenstrålingens hårdhed, og glødestrømmens strømstyrke, der er bestemmende for strålingens intensitet, uafhængigt af hinanden eller i hvert fald uden for stor indbyrdes påvirkning.

Til opnåelse heraf er det kendt at strømforsyne  
15 rørets glødetråd over en separat glødestrømstransformator, men da glødetråden kræver en ikke helt ringe effekt, og da den normalt kommer på en høj spænding i forhold til jord, bliver den nødvendige glødestrømstransformator, hovedsageligt på grund af isolationskravene,  
20 uforholdsmæssig stor og tung, således at den betyder en væsentlig forøgelse af røntgenapparatets volumen og vægt.

Fra DK-patentskrift nr. 124.230 kendes der et røntgenapparat, der fødes fra en kilde for en sinusformet vekselspænding, og hvor glødestrømmen aftages fra  
25 nogle vindinger på højspændingstransformatorens sekundærside. I glødestrømskredsløbet er indskudt en triac, der over en separat transformator styres fra en impuls-giver, der synkroniseres fra vekselspændingskilden. Da der kun kræves ringe effekt til styring af triac'en, kan  
30 den til dette formål anvendte transformator være både lettere og mindre end glødestrømstransformatoren i den netop beskrevne kendte konstruktion, selv om der også her skal foreligge isolering over for højspænding. Glødestrømmen i røntgenrøret kan varieres ved hjælp af im-  
35 pulsgeneratoren, idet tændtidspunkterne for triac'en in-

den for vekselspændingens halvbølger kan indstilles. For en given indstilling af tændtidspunkterne vil glødestrømmen imidlertid variere med en ændring af amplituden af røntgenrørets anode-katodespænding.

5 Med opfindelsen tilsigtes tilvejebragt et røntgenapparat af den indledningsvis nævnte art, hvor glødestrømmens afhængighed af variationer i røntgenrørets anode-katodespænding er mindre end i de kendte apparater af denne type.

10 Til opnåelse heraf er røntgenapparatet ifølge opfindelsen ejendommeligt ved, at der i røntgenrørets glødestrømskredsløb indgår en ensretter med en sådan gennemgangsretning, at den spærrer for strøm i glødestrømskredsløbet, når der går anode-katodestrøm i røntgen-  
15 røret. I dette tilfælde er røntgenrørets glødestrøm alene afhængig af den såkaldte afmagnetiseringsimpuls, der optræder i en del af intervallet mellem de aktive impulser, og glødestrømmen vil derfor, som det forklares nærmere nedenfor, være mindre afhængig af amplituden af  
20 røntgenrørets anode-katodespænding.

Fra DE patentskrift nr. 934.067 er det kendt at indskyde en ensretter med den angivne gennemgangsretning i glødestrømskredsløbet for et røntgenrør, så der kun går glødestrøm i rørets inaktive perioder. I dette  
25 tilfælde fødes røret imidlertid med en sinusformet vekselspænding, og hvis dennes amplitude ændres med henblik på ændring af røntgenstrålingens hårdhed, opstår der uvægerligt en betydelig ændring af glødestrømmen og dermed af strålingens intensitet.

30 Opfindelsen forklares nærmere i det følgende under henvisning til den skematiske tegning, hvor

fig. 1 viser et diagram over en udførelsesform for et røntgenapparat ifølge opfindelsen, og

fig. 2 diagrammer til forklaring af den med op-  
35 findelsen opnåede virkning.

Det i fig. 1 viste røntgenapparat indeholder et røntgenrør 1, hvis anode-katodestrækning får spænding fra sekundærviklingen 2 på en højspændingstransformator 3, der har en primærvikling 4. Glødestrøm til 5 røntgenrøret 1 fås fra nogle få vindinger 5 af højspændingstransformatorens sekundærvikling 2.

I fig. 1 er sekundærviklingen 2 vist med et jordet midtpunkt. Jordpunktet kan findes et andet sted i højspændingskredsløbet, og det vil ofte være anodeenden 10 af sekundærviklingen, der er jordet.

I stedet for den viste højspændingstransformator 3 kan der anvendes to separate transformatorer med seriekoblede sekundærviklinger og parallelkoblede primærviklinger.

15 Røntgenrøret 1 fødes fra en variabel jævnspændingskilde 6, der er tilsluttet transformatorens primærvikling 4 over en transistor 7. Foruden primærviklingen 4 har transformatoren 3's primærside en hjælpevikling eller afmagnetiseringsvikling 8, der fø-  
20 des fra en anden jævnspændingskilde 12 over en transistor 9. Åbning og lukning af transistorerne 7 og 9 styres af en styrekobling 10.

Under driften af røntgenapparatet lægges spændingskilden 6's spænding kortvarigt over primærviklingen 4 ved kortvarig åbning af transistoren 7 styret af styrekoblingen 10. Herved fremkommer der over sekundærviklingen 2 en højspændingsimpuls, der bevirker udsendelse af en impuls af røntgenstråling fra røntgenrøret 1. Herefter åbnes transistoren 9, hvorved spæn-  
30 dingskilden 12's spænding lægges over afmagnetiseringsviklingen 8 i en sådan retning, at den af impulsen over viklingen 4 frembragte magnetisering i transformator-kernen fjernes.

Amplituden af højspændingsimpulsen mellem rønt-  
35 genrørets anode og katode er bestemmende for røntgen-

strålingens hårdhed, og den indstilles ved indstilling af udgangsjævnspændingen fra spændingskilden 6. Varigheden af denne impuls, den aktive impuls, indstilles normalt på en sådan måde, at transformatoren udnyttes 5 bedst muligt, dvs. således, at der netop ikke opstår mætning i transformatoren. Dette indebærer, at spændings-tidsintegralet for den aktive impuls skal være konstant. Hvis spændingens amplitude ønskes nedsat, må impulsbredden derfor forlænges tilsvarende. Til opnå- 10 else af det konstante spændings-tidsintegral kan der findes en på tegningen ikke vist kobling mellem spændingskilden 6 og styrekoblingen 10.

Afmagnetiseringsimpulsen over viklingen 8 gives en sådan amplitude og impulsbredde, at der fås samme 15 spændings-tidsintegral som for den aktive impuls. Normalt vælges amplituden af afmagnetiseringsimpulsen mindre end den maksimale amplitude af den aktive impuls.

Røntgenrørets glødestrømsenergi, der er bestemmende for røntgenstrålingens intensitet, indstilles ved 20 variation af impulsgentagelsesfrekvensen for de impulspar, der hvert består af en aktiv impuls og en afmagnetiseringsimpuls. Impulsgentagelsesfrekvensen indstilles ved hjælp af styrekoblingen 10.

I fig. 2 er vist tre eksempler på impulspar, 25 hvert bestående af en aktiv impuls og en afmagnetiseringsimpuls. De aktive impulser har forskellige amplituder og forskellige impulsbredder, men ens impuls-tidsintegral, og afmagnetiseringsimpulserne er ens og har samme spændings-tidsintegral som de aktive impulser.

30 Glødestrømsenergien til røntgenrøret er proportional med produktet af impulsbredden og kvadratet på impulsamplituden for de tilførte impulser. Uden den i fig. 1 viste ensrettet 11 vil glødestrømsenergien derfor i det ved a) i fig. 2 viste tilfælde være proportional med  $1 \times 3^2 + 3 \times 1^2 = 12$ . I det ved b) viste til-

fælde er glødestrømsenergien proportional med  $1,5 \times 2^2 + 3 \times 1^2 = 9$ , og i det ved c) viste tilfælde proportional med  $3 \times 1^2 + 3 \times 1^2 = 6$ . Det ses altså, at glødestrømsenergien varierer stærkt med impulsamplituden, hvilket 5 ikke er særligt hensigtsmæssigt, idet det ville være ønskeligt, om impulsamplituden (røntgenstrålingens hårdhed) og glødestrømsenergien (røntgenstrålingens intensitet) kunne indstilles uafhængigt af hinanden.

Til opnåelse heraf indføres der i røntgenrørets 10 glødestrømskredsløb den i fig. 1 viste ensretter 11, der har en sådan gennemgangsretning, at den spærrer for strøm i glødestrømskredsløbet, når der går strøm fra røntgenrørets anode til dets katode. I dette tilfælde bidrager de aktive impulser ikke til glødestrømsenergi- 15 en, og da afmagnetiseringsimpulserne er ens i de tre i fig. 2 viste tilfælde, bliver glødestrømsenergien uafhængig af den indstillede værdi for de aktive impulsers amplitude.

Fig. 2 synes at vise, at der fås en fuldstændig 20 kompensering. Dette er imidlertid ikke tilfældet i praksis. En af årsagerne hertil er, at impulserne i praksis ikke har det idealiserede forløb, der fremgår af fig. 2. Dette medfører en omend ringe afhængighed af impulsamplituden. Et andet forhold, der virker i samme 25 retning, er vindingskapaciteten i transformatorens sekundærvikling 2, der medfører, at der i afmagnetiseringsperioden ud over fjernelsen af den opmagasinerede magnetiske energi også skal ske fjernelse af en opmagasineret kapacitiv energi. Under alle omstændigheder op- 30 nås der imidlertid en vidtgående reduktion af glødestrømsenergiens afhængighed af impulsamplituden.

I det i fig. 1 viste apparat sker der en såkaldt aktiv afmagnetisering, idet transformator-kernen i afmagnetiseringsperioden påtrykkes en flux, der er rettet 35 modsat fluxen i den aktive impulsperiode. Opfindelsen

kan imidlertid også finde anvendelse i røntgenapparater med såkaldt selvafmagnetisering. I dette tilfælde kan transistoren 9 udelades, og spændingen over afmagnetiseringsviklingen 8 over et passende ensretterarrangement 5 tilføres spændingskilden 6 eller et andet elektrisk energiopmagasineringsarrangement. Det er også muligt helt at undvære afmagnetiseringsviklingen 8 og i stedet indkoble serieforbindelsen af en modstand og en ensretter over primærviklingen 4. Selv om kurveformen 10 for afmagnetiseringsimpulsen i disse tilfælde kan afvige ret meget fra den i fig. 2 viste idealiserede kurveform, opnås der alligevel med opfindelsen en virkning i den tilsigtede retning, i det væsentlige uafhængigt af den måde, hvorpå afmagnetiseringen foregår.

15

## P A T E N T K R A V

Røntgenapparat med et røntgenrør (1), hvis anodekatodestrækning fødes fra sekundærsiden (2) på en højspændingstransformator (3), hvis primærside (4) tilføres 20 impulser med indstillelig impulsamplitude, impulsbredde og gentagelsesfrekvens, hvilket røntgenrørs katode tilføres glødestrøm fra nogle få vindinger (5) på transformatorens sekundærside, k e n d e t e g n e t ved, at der i røntgenrørets (1) glødestrømskredsløb indgår en 25 ensretter (11) med en sådan gennemgangsretning, at den spærrer for strøm i glødestrømskredsløbet, når der går anode-katodestrøm i røntgenrøret (1).

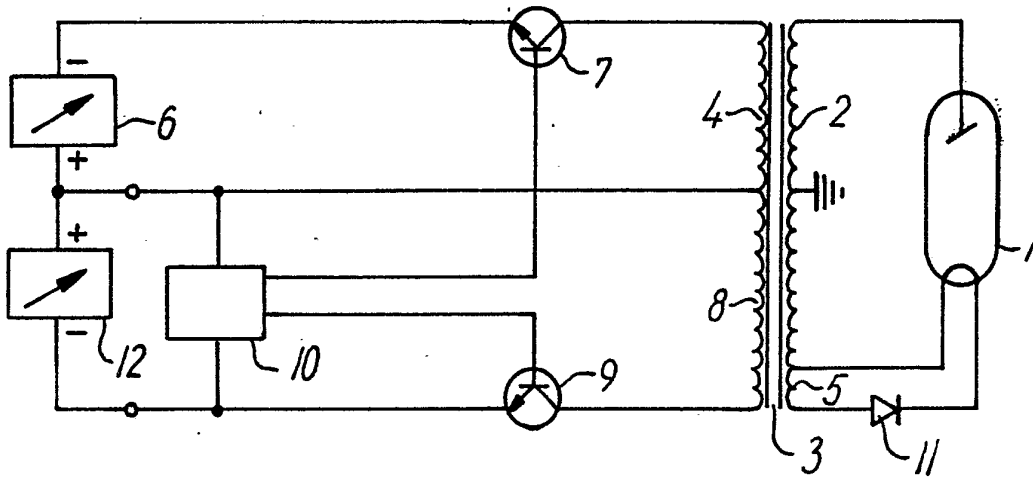


FIG. 1

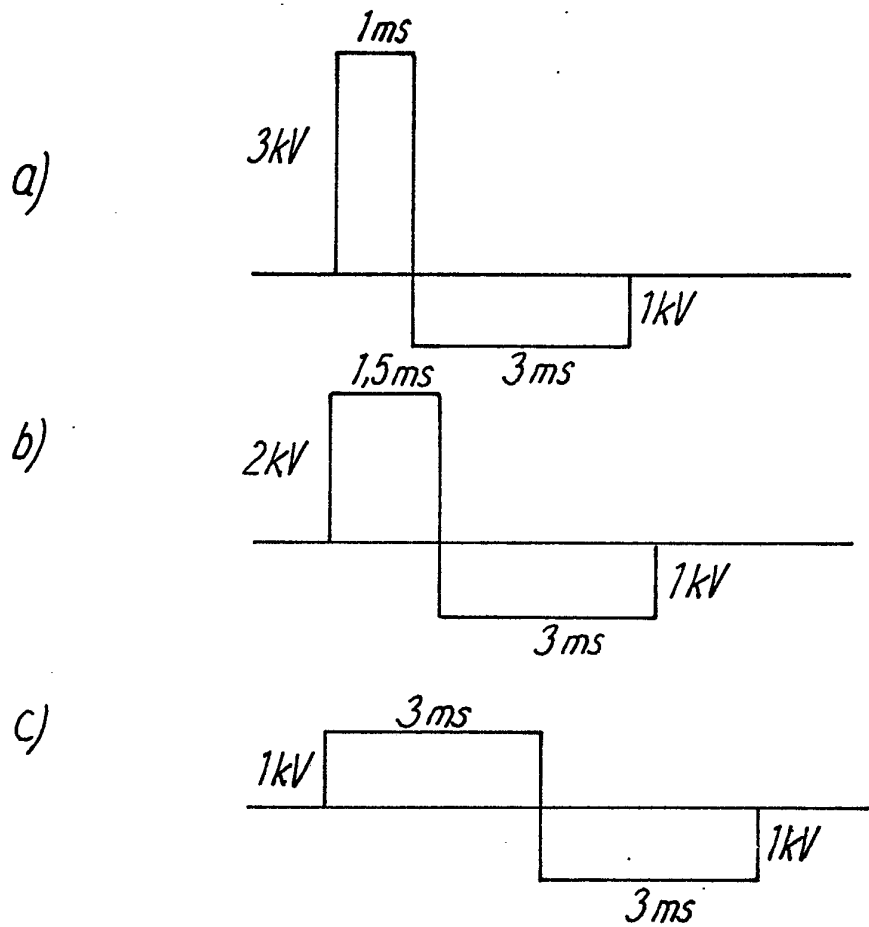


FIG. 2