



ÚŘAD PRO VYNÁLEZY
A OBJEVY

POPIS VYNÁLEZU

K AUTORSKÉMU OSVĚDČENÍ

262 871

(11)

(B1)

(61)

(23) Výstavní priorita
(22) Přihlášeno 22 12 86
(21) PV 9710-86.A

(51) Int. Cl.⁴

H 05 G 1/46,
A 61 B 6/00

(40) Zveřejněno 16 08 88
(45) Vydáno 1.3.1990

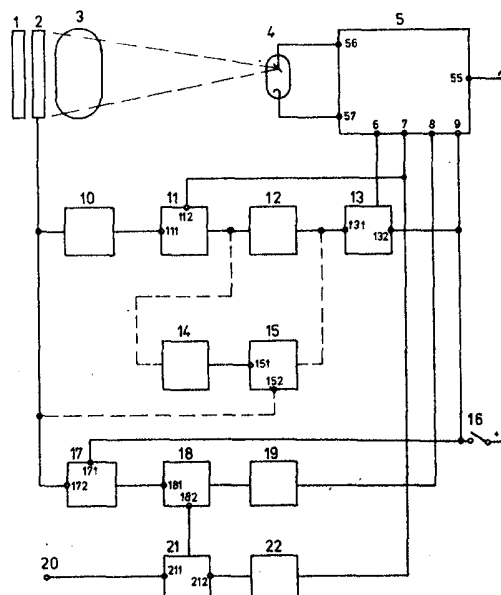
(75)
Autor vynálezu

POHANKA JOSEF ing.,
HAMOUZ JIŘÍ ing., PRAHA

(54)

Zařízení automatického řízení rentgenového snímkování

Zařízení pro automatické řízení rentgenového snímkování sestávajícího z rentgenky, rentgenového přístroje, detektoru, kazety, prahového, dávkového, případně i jasového komparátoru, vzorkovacího zesilovače, integrátoru, násobičky, dvou snímacích stupňů, tří nelinearit a spínače startu snímku, umožňující plně automatické snímkování v dosud užívaných snímacích hodnotách v celém rozsahu absorpce záření pacientem, respektující skutečnou hodnotu absorpce záření pacienta i zářivou výtěžnost rentgenky a vlivy změněné geometrie snímkování. Zařízení vyžaduje korekce na hmotnost pacienta, rozměry snímkaného orgánu a vzdálenost rentgenka - kazeta.



282 871

Vynález se týká zařízení automatického řízení rentgenového snímkování, které představuje rentgenový diagnostický komplet, sestávající z kazety, detektoru záření s vyhodnocením expoziční rychlosti, rentgenky a rentgenového multipulsního přístroje.

Pro zjednodušení obsluhy rentgenových přístrojů, zejména při rutinním snímkování, se v současné době používají tzv. expoziční automaty, které vyhodnocují dávku záření, prošlého pacientem. Obsluha musí nastavit předpokládanou hodnotu snímkovacího napětí, kterou musí předem odhadnout. Při dosažení nastavené hodnoty dávky záření automat ukončí snímek.

Klinické zkušenosti s používáním těchto automatů nejsou dobré. Chybný odhad snímkovacího napětí vyvolá buď extrémně časově dlouhý snímek s vysokou pohybovou neostrostí, nebo není dosaženo optimálního zčernání snímku.

Při snímkování téhož orgánu ve dvou rovinách - např. čelně a bočně - je k dosažení optimálního zčernání obou snímků nutno nastavit nejen odlišná snímkovací napětí, ale i různý stupeň zčernání na expozičním automatu.

Dále jsou známa řešení, kdy typické snímkovací hodnoty - kV, mAs, nebo mA a čas - pro požadovaný druh vyšetření a průměrného pacienta, uložené v paměti rentgenového přístroje, se vyvolají tzv. orgánovou volbou a korigují se dle zjištěné hmotnosti pacienta, skutečného rozměru snímkaného orgánu a zvolené vzdálenosti mezi ohniskem rentgenky a kazetou.

Je známou skutečností, že stejně hmotní pacienti, se stejně rozměrným orgánem se značně liší v celkové absorpci záření podle individuálního podílu objemu skeletu, měkkých tkání a podkožního tuku. Mimo to výpočet nerespektuje skutečný stav zářivé výtěžnosti rentgenky.

Vyřešení plně automatického řízení, které respektuje skutečnou absorpci záření pacientem a všechny vlivy celého snímkovacího řetězce, vyžaduje použití detektoru s vyhodnocením expoziční rychlosti. Zařízení s tímto detektorem, uvedené v AO 233963 "Zařízení automatického řízení rtg snímkování a prohlížení", splňuje uvedené požadavky. Je vhodné zejména pro vyšetřovny se střídavým provozem automatického prohlížení a snímkování vybraných orgánů, např. hrudníku a plic, kdy zvolené doby snímků dávají v obvyklém rozsahu absorpce snímkovací hodnoty, které jsou pro tato vyšetření typické.

Při použití uvedeného zařízení v širokém rozsahu absorpce, např. u končetin nebo u obézních pacientů, vybočují snímkovací hodnoty značně od dosud obvyklých hodnot. Tím v těchto případech dochází ke změně obvyklé struktury odstupňování zčernání snímků, na kterou jsou kliničtí pracovníci z dosavadní praxe navyklí.

Všechny uvedené nedostatky odstraňuje zařízení podle vynálezu umožňující v celém rozsahu absorpce, při všech druzích vyšetření provádět automatické snímkování v dosud používaných snímkovacích hodnotách, jehož podstata spočívá v tom, že výstup detektoru je spojen současně s napěťovým vstupem integrátoru a vstupem prahového komparátoru, jehož výstup je spojen s časovým vstupem vzorkovacího zesilovače. Napěťový vstup vzorkovacího zesilovače je současně spojen s měřicí svorkou vstupem třetí nelinearity, výstup vzorkovacího zesilovače je spojen se vstupem první nelinearity, výstup první nelinearity je spojen s napěťovým vstupem prvního spínacího stupně, blokovací vstup prvního spínacího stupně je současně spojen se svorkou startu snímku spínačem startu snímku a s nulovacím vstupem integrátoru. Výstup prvního spínacího stupně je spojen se řídicí svorkou, výstup integrátoru je spojen s prvním vstupem dávkového komparátoru, druhý vstup dávkového komparátoru je spojen s výstupem násobičky, výstup dávkového

komparátoru je spojen se vstupem druhého spínacího stupně, výstup druhého spínacího stupně je spojen se svorkou ukončení snímku. Na první vstup násobičky je připojena ovládací svorka zčernání a na druhý vstup násobičky je připojen výstup třetí nelinearity. Další varianta spočívá v tom, že výstup vzorkovacího zesilovače je zapojen na vstup druhé nelinearity, jejíž výstup je spojen s prvním vstupem časového komparátoru. Druhý vstup časového komparátoru je spojen s napěťovým vstupem prvního spínacího stupně.

Na obr. 1 je zjednodušeně uveden příklad konkrétního provedení zařízení podle vynálezu. Na obr. 2 je graficky uveden příklad užívaného vztahu mezi absorpcí záření a používanými snímkovacími hodnotami pro orgánové skupiny P a H.

Rentgenový přístroj 5 je připojen napájecí svorkou 55 na rozvodnou síť, kladnou výstupní svorkou 56 na anodu rentgenky 4, zápornou výstupní svorkou 57 na katodu rentgenky 4 a je dále opatřen řídicí svorkou 6, měřicí svorkou 7, svorkou 8 ukončení snímku a svorkou 9 startu snímku.

Výstup detektoru 2 je spojen současně s napěťovým vstupem 172 integrátoru 17 a vstupem prahového komparátoru 10, jehož výstup je spojen s časovým vstupem 111 vzorkovacího zesilovače 11. Napěťový vstup 112 vzorkovacího zesilovače 11 je současně spojen s měřicí svorkou 7 a vstupem třetí nelinearity 22. Výstup vzorkovacího zesilovače 11 je spojen se vstupem první nelinearity 12, její výstup je spojen s napěťovým vstupem 131 prvního spínacího stupně 13. Blokovací vstup 132 prvního spínacího stupně 13 je současně spojen se svorkou 9 startu snímku, se spínačem 16 startu snímku a s nulovacím vstupem 171 integrátoru 17. Výstup prvního spínacího stupně 13 je spojen s řídicí svorkou 6. Výstup integrátoru 17 je spojen s prvním vstupem 181 dávkového komparátoru 18, druhý vstup 182 dávkového komparátoru 18 je spojen s výstupem násobičky 21. Výstup dávkového komparátoru 18 je spojen se vstupem druhého spínacího stupně 19. Výstup druhého spínacího stupně 19 je spojen se svorkou 8 ukončení snímku. Na první vstup 211 násobičky 21 je připojena ovládací svorka 20 zčernání, na

druhý vstup 212 násobičky 21 je připojen výstup třetí nelinearity 22 . Obr. 1 uvádí ještě - čárkovaně, druhou variantu zařízení podle vynálezu, kdy výstup vzorkovacího zesilovače 11 je zapojen na vstup druhé nelinearity 14 , jejíž výstup je spojen s prvním vstupem 151 jasového komparátoru 15 . Druhý vstup 152 jasového komparátoru 15 je připojen na výstup detektoru 2 a výstup jasového komparátoru 15 je spojen s napěťovým vstupem 131 prvního spínacího stupně 13 .

Zařízení funguje takto :

Sepnutím spínače 16 startu snímku, tedy po skončení přípravy, dojde k vynulování integrátoru 17 ^{kladné napětí} , v blokovacího vstupu 132 prvního spínacího stupně 13 je převedeno přes neznázorněný rezistor na výstup prvního spínacího stupně 13 a na řídicí svorku 6 a rentgenový přístroj 5 , ten počne zvyšovat napětí rentgenky 4 . Seuběžně s nárůstem napětí rentgenky 4 se počne zvyšovat expoziční rychlost záření, až její hodnota U_m po průchodu pacientem 3 vyvolá na výstupu detektoru 2 zvolenou prahovou hodnotu signálu expoziční rychlost D_m' .

V tomto okamžiku vyšle prahový komparátor 10 impuls, řádově délky několika μs do časového vstupu 111 vzorkovacího zesilovače 11 , který okamžitě převede měřenou hodnotu napětí rentgenky U_m z napěťového vstupu 112 vzorkovacího zesilovače 11 na jeho výstup a vstup první nelinearity 12 .

Pro snímkování dané skupiny orgánů je již praxí zaveden vztah mezi absorpcí záření dané skupiny orgánů a používanými snímkovacími hodnotami.

Na obr. 2 je uveden graficky příklad užívaného vztahu mezi absorpcí záření a používanými snímkovacími hodnotami pro orgánové skupiny P a H.

Na vodorovné ose je uveden útlum záření v logaritmickém měřítku, v horní části výkresu je uvedena závislost snímkovacího náboje Q v logaritmickém měřítku, ve spodní části je uveden průběh snímkovacího napětí U_s .

První nelinearita 12 vytváří z měřené hodnoty napětí U_m na svém výstupu signál U_s , pro řízení snímkovacího napětí rentgenky v hodnotě právě odpovídající změřené absorpci záření a dané skupině orgánů.

Vztah mezi hodnotami U_s a U_m lze zjednodušeně vyjádřit :

$$\frac{U_s}{U_m} = \left(\frac{D'_s}{D'_m} \right)^{\frac{1}{4,65}}, \text{ kde } D'_s \text{ je expoziční rychlost záření při snímku a } D'_m \text{ je prahová expoziční rychlost záření.}$$

V okamžiku, kdy je skončeno změření napětí U_m vzorkovacím zesilovačem 11 a je převedeno první nelinearitou 12 na vstup prvního spínacího stupně 13 jako napětí U_s , první spínací stupeň 13 sníží svoji výstupní impedanci a převede vstupní napětí U_s na svůj výstup a na řídicí svorku 6.

Nyní rentgenový přístroj 5 bude dále zvyšovat napětí rentgenky 4 jen do hodnoty U_s .

Potřebnou expoziční rychlost záření D'_s pro provedení snímku určíme ze vztahu

$$D'_s = \frac{D}{t_e}, \text{ kde } D \text{ je dávka záření nutná k požadovanému zčernání snímku } D_{0s} \text{ a } t_e \text{ je doba expozice snímku.}$$

Má-li rentgenka 4 pro dané napětí U_s proud I , pak pro splnění požadavků na danou hodnotu náboje Q je nutná doba snímku

$$t_e = \frac{Q}{I} = \frac{D}{D'_s}, \text{ z toho } D'_s = D_s \cdot \frac{I}{Q}$$

Potřebný průběh proudu I je možné dosáhnout volbou režimu řízení proudu I rentgenky 4 v závislosti na snímkovacím napětí U_s . Pro některé případy může být výhodnější nepřímé nastavení snímkovacího napětí U_s , které je na obr. 1 znázorněno čárkovane. V tomto případě je měřené napětí U_m z výstupu vzorkovacího ze-

silovače 11 přivedeno na vstup druhé nelinearity 14, jejíž výstup dává signál požadované hodnoty expoziční rychlosti D_s' při snímku, pro který platí zjednodušeně vztah :

$$D_s' = D_m' \left(\frac{U_s}{U_m} \right)^{4,65}$$

Proteže výstup druhé nelinearity 14 je přiveden na první vstup 151 jasového komparátoru 15, na jehož druhý vstup 152 je přivedena skutečná hodnota expoziční rychlosti záření z detektoru 2, dojde po převedení výstupu jasového komparátoru 15 přes první spínací stupeň 13 na řídicí svorku 6 k uzavření zpětné vazby řízení. Nyní jasový komparátor 15 zvýší snímkovací napětí rentgenky 4 na hodnotu U_s , kdy výstup druhé nelinearity 14 bude právě shodný se skutečnou hodnotou expoziční rychlosti t.j. D_s' a budou opět platit předchozí vztahy.

S nástupem signálu expoziční rychlosti detektoru 2 počne integrátor 17 integrovat dávku záření. Narůstající napětí na výstupu integrátoru 17, přivedené na první vstup 181 dávkového komparátoru 18, je srovnáváno se signálem požadované dávky U_d druhého vstupu 182, který je dán součinem

$U_d = U_{ap} \cdot \eta_s$, kde U_{ap} je signál požadovaného zčernání filmu na ovládací svorce 20 zčernání a prvním vstupu 211 násobičky 21 a η_s je relativní spektrální účinnost použité kombinace zesilovací fólie, film v kazetě 1 při snímkovacím napětí U_s .

$\eta_s = \frac{D_s}{D_{s0}}$, kde D_s je dávka záření nutná k dosažení požadovaného zčernání při snímkovacím napětí U_s a D_{s0} je dávka záření nutná k dosažení téhož zčernání při snímkovacím napětí 80 kV.

Součin : $U_d = U_{ap} \cdot \eta_s$ provádí násobička 21, na prvním vstupu 211 je přiveden ze svorky 20 signál U_{ap} , na druhý vstup

212 je přiveden signál hodnoty η_s , který je vytvářen třetí nelinearitou 22 v závislosti na hodnotě snímkovacího napětí U_s . Zařízení podle vynálezu umožňuje provádět automatické snímkování v celém rozsahu absorpce záření pacientem v tabulkově používaných hodnotách snímkování při respektování skutečných hodnot absorpce včetně respektování skutečné hodnoty zářivé výtěžnosti rentgenky 4.

Nevyžaduje žádné zadávané korekce na hmotnost pacienta, rozměr snímkovaného orgánu a vzdálenost rentgenka - kazeta.

PŘEDMĚT VYNÁLEZU

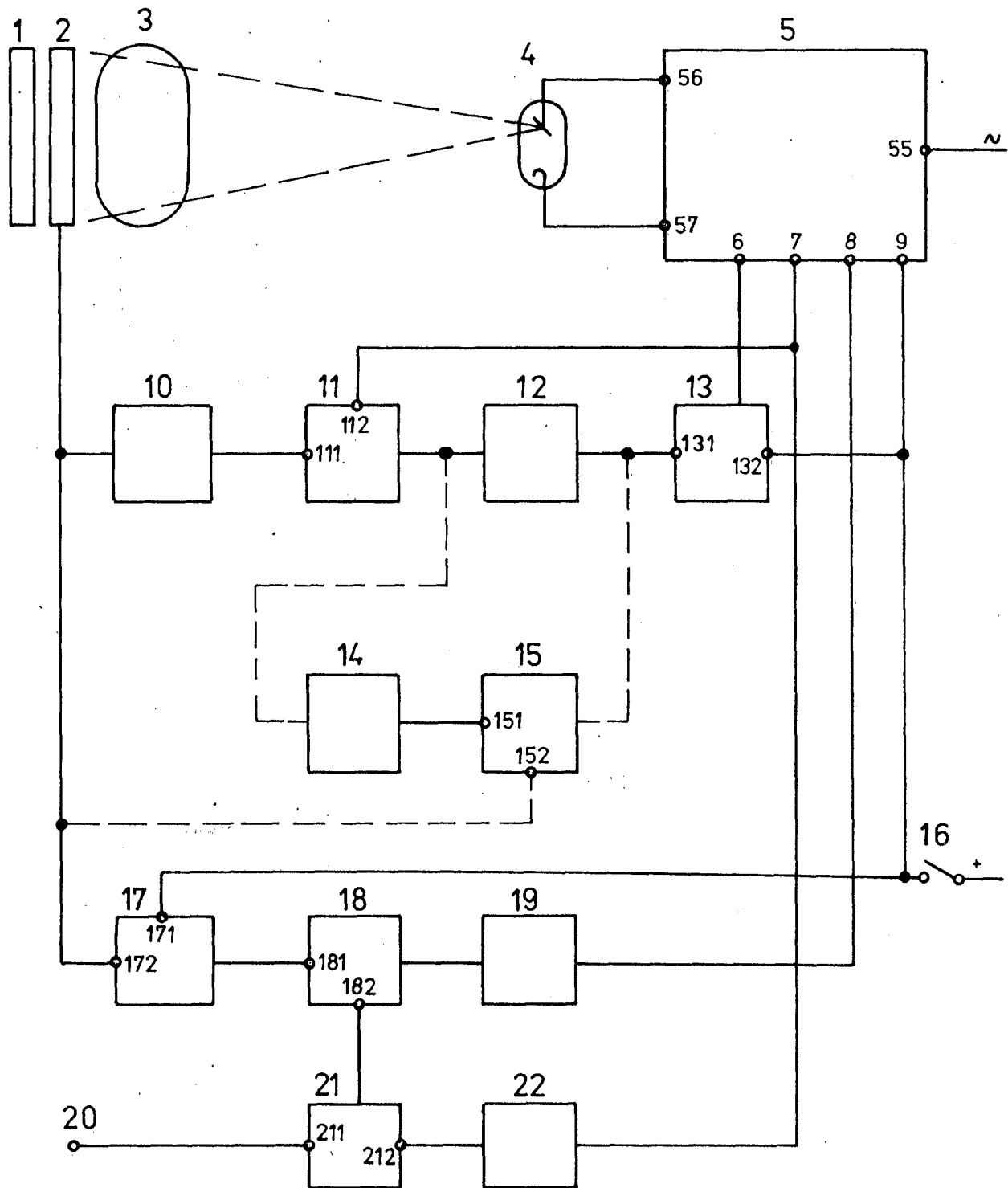
262 871

1. Zařízení automatického řízení rentgenového snímkování, sestávající z kazety, detektoru s vyhodnocením expoziční rychlosti, rentgenky a rentgenového multipulsního přístroje, jehož napájecí svorka je připojena na rozvodnou síť, kladná výstupní svorka na anodu rentgenky, záporná výstupní svorka na katodu rentgenky, vyznačené tím, že výstup detektoru (2) je spojen současně s napěťovým vstupem (172) integrátoru (17) a vstupem prahového komparátoru (10), jehož výstup je spojen s časovým vstupem (111) vzorkovacího zesilovače (11), napěťový vstup (112) vzorkovacího zesilovače (11) je současně spojen s měřicí svorkou (7) a vstupem třetí nelinearity (22), výstup vzorkovacího zesilovače (11) je spojen se vstupem první nelinearity (12), výstup první nelinearity (12) je spojen s napěťovým vstupem (131) prvního spínacího stupně (13), blokovací vstup (132) prvního spínacího stupně (13) je současně spojen se svorkou (9) startu snímku spínačem (16) startu snímku a s nulovacím vstupem (171) integrátoru (17), výstup prvního spínacího stupně (13) je spojen s řídicí svorkou (6), výstup integrátoru (17) je spojen s prvním vstupem (181) dávkového komparátoru (18), druhý vstup (182) dávkového komparátoru (18) je spojen s výstupem násobičky (21), výstup dávkového komparátoru (18) je spojen se vstupem druhého spínacího stupně (19), výstup druhého spínacího stupně (19) je spojen se svorkou (8) ukončení snímku, na první vstup (211) násobičky (21) je připojena ovládací svorka (20) zčernání, na druhý vstup (212) násobičky (21) je připojen třetí výstup nelinearity (22).

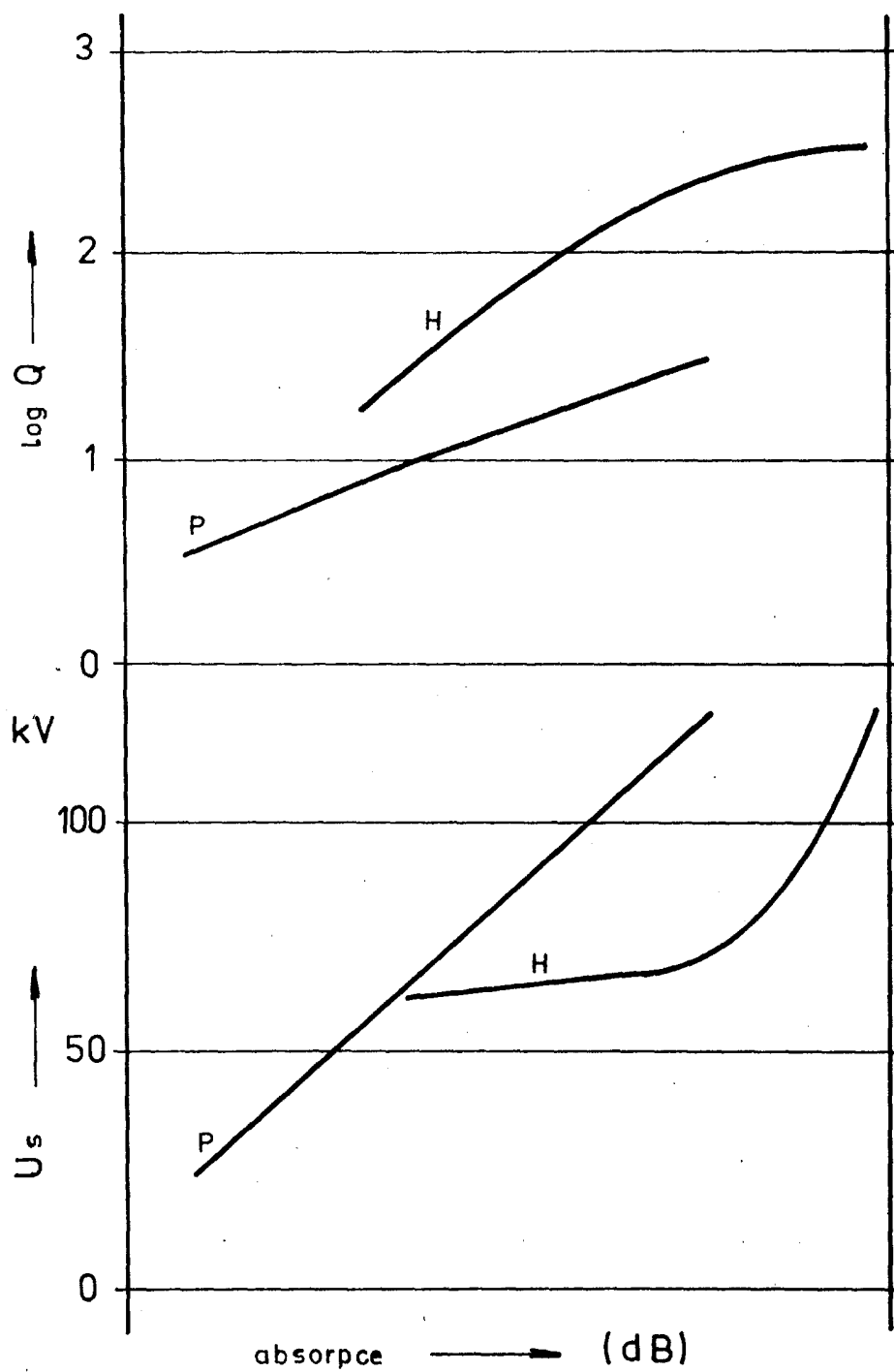
2. Zařízení automatického řízení rentgenového snímkování podle bodu 1, vyznačené tím, že výstup vzorkovacího zesilovače (11) je zapojen na vstup druhé nelinearity (14), výstup druhé nelinearity (14) je spojen s prvním vstupem (151) jasového komparátoru (15), druhý vstup (152) jasového komparátoru (15) je při-

pojen na výstup detektoru (2), výstup jasového komparátoru (15) je spojen s napěťovým vstupem (131) prvního spínacího stupně (13).

2 výkresy



Obr. 1



Obr. 2