



ÚŘAD PRO VYNÁLEZY
A OBJEVY

POPIS VYNÁLEZU

K AUTORSKÉMU OSVĚDČENÍ

222 751

(11) (B1)

(61)

(23) Výstavní priorita
(22) Přihlášeno 17 10 79
(21) PV 7038-79

(51) Int. Cl. A 61 B 6/00

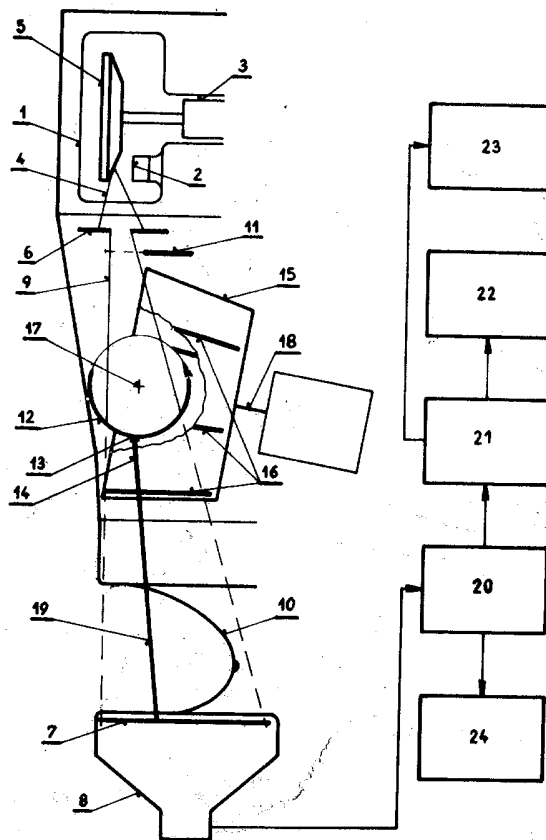
(40) Zveřejněno 30 11 82
(45) Vydáno 01 02 84

(75)

Autor vynálezu SLABÝ JIŘÍ ing., PRAHA

(54) Mammografický rentgenový scanner s rentgenkou

Vynález se týká oboru zdravotnické techniky. Mammografický rentgenový scanner s rentgenkou řeší problém nejvyššího možného rozlišení v absorpci rentgenového záření tkáněmi při zatím nejnižších možných dávkách záření. Podstatou vynálezu je řešení mammografického rentgenového scanneru, které spočívá v tom, že sestává s rentgenky a primární clony, za níž je umístěna závěrka a válcová clona opatřená štěrbinou pro vylonění tenké výseče svazku paprsků rentgenového záření dopadajícího na kuželovou clonu, přičemž válcová clona je svou osou rotace kolmá na osu rotace kuželové clony opatřené alespoň jednou štěrbinou pro vylonění úzkého svazku paprsků rentgenového záření dopadajícího na scintilátor scintilačního detektoru s fotonásobičem.



Vynález se týká mammografického rentgenového scanneru s rentgenkou, vybaveného vyhodnocovacím zařízením sestávajícím z paměti, televizního systému s monitorem, fotozáznamovým zařízením a vnější pamětí.

V současné době se nejčastěji používají mammo-
grafická rentgenová zařízení využívající tyto rentgenové
zobrazovací techniky: přímé snímky na rentgenové filmy,
xeroradiografickou metodu, ionografickou metodu,
mammografický počítačový tomograf, v pořadí jak jsou
výše uvedeny. Nejčastěji využívaná technika přímého
snímkování v poslední době i techniky zvětšení, má
relativně malou rozlišovací schopnost v absorpci
rentgenového záření měkkými tkáněmi, vyžaduje větší
dávku radiačního záření, a na tvorbu obrazu je nutná
fotografická emulze obsahující stříbro. Xeroradiogra-
fická mammografická technika vyžaduje ještě větší dávky
rentgenového záření nežli konvenční technika přímých
snímků, nevyžaduje však pro tvorbu obrazu stříbro a
rozlišitelnost diferencí měkkých tkání je u mammografie
podstatně vyšší než u konvenčního přímého snímkování.
Zvýšenou rozlišovací schopnost způsobuje u přechodů
kontrastů hranový efekt. Ionografická mammografická
technika snímkování umožňuje snížit radiační dávky
záření, nevyžaduje využití stříbra pro tvorbu obrazu
a rozlišitelnost diferencí měkkých tkání je srovnatelná
s xerografií, navíc mizí v pozadí šedý závoj. Ionogra-
fická rentgenová zařízení jsou však zatím velmi náročná
jak po technicko-provozní stránce, tak i cenově.
Mammografický počítačový tomograf má dosud nejvyšší
rozlišovací schopnost absorpcí tkáněmi, vyžaduje i dosud
nejnižší dávku rentgenového záření a nevyžaduje pro
tvorbu obrazu stříbro.

222 751

Geometrická rozlišovací schopnost je však dosud velmi hrubá, nejnižší ze všech metod. Počítačový tomograf navíc vyžaduje před aplikací na vnitřní nálezy normálně i konvenční rentgenové vyšetření (některou shora uvedených metod). Náklady na pořízení mammografického počítačového tomografu jsou velmi vysoké.

Uvedené nedostatky odstraňuje mammografický rentgenový scanner podle vynálezu, jehož podstata spočívá v tom, že za rentgenkou a primární clonou je umístěna přesuvná závěrka a válcová clona, ve které je vytvořena první štěrbina pro vyclonění výseče svazku paprsků rentgenového záření na kuželovou clonu, v níž je vytvořena alespoň jedna druhá štěrbina pro vyclonění svazku paprsků rentgenového záření na scintilátor scintilačního detektoru opatřeného fotonásobičem, přičemž osa rotace válcové clony prochází v úhlu 90° nebo mimo tento úhel, vůči ose rotace kuželové clony.

Výhodou tohoto řešení je, že umožňuje docílit nejvyšší možné rozlišení v absorpci rentgenového záření tkáněmi při zatím nejnižších možných dávkách radiačního záření, pro tvorbu obrazu nevyžaduje surovinové nároky (stříbro), oproti počítačovému tomografu provede vyšetření celého objektu a ne pouze jednotlivých řezů, a tím nevyžaduje předběžné rentgenové nebo jiné vyšetření, geometrická rozlišovací schopnost detailů je sice o málo nižší než u konvenčních metod, ale podstatně vyšší než u počítačové tomografie, hranový efekt umožňovaný xerografií a ionografií (s výhodou využívaný u mammografie) lze realizovat u mammografického rentgenového scanneru elektronickou cestou v televizním systému, stejně tak lze zdůraznit minimální difference v absorpci v libovolné části absorpčního spektra a různé zóny absorpčního spektra lze zobrazit barevně na barevném monitoru.

Dále mamografický rentgenový scanner umožňuje okamžité pozorování na monitoru při vyšetřování s možností fotozáznamu a magnetického záznamu. Náklady na pořízení mamografického rentgenového scanneru budou nižší než u mamografického počítačového tomografu, jelikož není zapotřebí počítač.

Příklad provedení mamografického rentgenového scanneru je schematicky znázorněn na přiloženém výkrese. Rentgenka 1 opatřená katodou 2 a anodovým systémem 3 s anodovým kotoučem 5, z něhož vysílaný paprsek 4 rentgenového záření, prochází přes vloženou primární clonu 6, za kterou je umístěna suvně závěrka 11, a je touto primární clonou omezen geometricky podle plošného tvaru scintilátoru 7 scintilačního detektoru 8 do svazku 9 paprsků rentgenového záření, který prochází do prostoru válcové clony 12, otočné kolem své osy 17 rotace, a sestávající ze dvou segmentů pláště rotační válcové plochy, mezi nimiž je vytvořena úzká štěrbina 13, která při snímání vymezení ze svazku 9 paprsků rentgenového záření pouze tenkou výseč 14 těchto paprsků, jež je v prostoru kuželové clony 15, otočné kolem své osy 18 rotace, opatřené čtyřmi až šesti štěrbinami 16, dále omezena na úzký paprsek 19 rentgenového záření, vysílaný přes vyšetřovaný objekt 10 na scintilátor 7 scintilačního detektoru 8 opatřeného fotonásobičem a spojeného s pamětí 20, která je spojena jednak s vnější pamětí 24 a jednak s televizním systémem 21, televizním monitorem 22 a fotozáznamovým zařízením 23. Mamografický rentgenový scanner s rentgenkou funguje tak, že rentgenka 1 opatřená katodou 2 a anodovým systémem 3 emituje z anodového kotouče 5 rentgenového záření 4, které je primární clonou 6 geometricky v průřezu omezováno podle plošného tvaru scintilátoru 7

222 751

scintilačního detektoru 8 do svazku 9 paprsků rentgenového záření, popřípadě stejnou primární clonou 6 (nebo další), je omezováno podle vnějšího obrysu průřezu vyšetřovaného objektu 10 na scintilátoru 7. Pomocí závěrky 11 je svazek 9 paprsků rentgenového záření přerušován tak, aby dále do systému rentgenové projekce neprocházel. Při snímání vyšetřovaného objektu 10 je tato závěrka 11 pootočena (nebo přesunuta) mimo svazek 9 paprsků rentgenového záření. Zároveň je tento svazek 9 paprsků rentgenového záření omezován ve svém průřezu primární clonou 6 a prochází dále do prostoru funkce válcové clony 12 sestávající ze dvou segmentů pláště rotační válcové plochy, mezi nimiž je vytvořena úzká štěrbina 13, která při snímání vymezuje ze svazku 9 paprsků rentgenového záření pouze tenkou výseč 14 paprsků rentgenového záření. Otáčením válcové clony 12 kolem osy 17 dochází k postupnému prozařování vyšetřovaného objektu 10 přes celý svazek 9 paprsků rentgenového záření. Délka úseků obou segmentů válcové plochy válcové clony 12 je stejná, přičemž je nutné, aby na začátku projekce první segment přerušoval celý svazek 9 paprsků rentgenového záření přesouváním úzké štěrby 13, a to z jedné krajní polohy projekce do druhé krajní polohy, a zároveň druhý segment postupně přerušoval projekci svazku 9 paprsků rentgenového záření tak, aby na konci projekce byl svazek 9 paprsků rentgenového záření přerušen tímto druhým segmentem válcové clony 12. Přitom válcová clona 12 je synchronizována se závěrkou 11 tak, aby na začátku projekce, t.j. když úzká štěrbina 13 vchází do prostoru svazku 9 paprsků rentgenového záření, se závěrka 11 otevřela. Okamžikem, kdy úzká štěrbina 13 válcové clony 12 opustí prostor svazku 9 paprsků rentgenového záření se závěrka 11 uzavře.

Paprsky rentgenového záření vymezené štěrbinou 13 ve výseč 14 dopadají na kuželovou clonu 15 otočnou kolem osy 18, přičemž osa 17 válcové clony 12 je kolmá nebo téměř kolmá na osu 18 kuželové clony 15, která je opatřena čtyřmi až šesti štěrbinami 16 vytvořenými v plášti komolého kužele kuželové clony 15, jehož spodní část je rovnoběžná s rovinou scintilátoru 7. Spodní základna (zákl. většího průměru komolého kužele) kuželové clony 15 je odkloněna od kolmice k scintilátoru 7 a je otevřena tak, že jí prochází svazek 9 paprsků rentgenového záření. Přitom průměr otevřené spodní základny kuželové clony 15 je na spodní části (blíže k scintilátoru) dán průsečíkem povrchové přímky (polohou nejblíže k scintilátoru) pláště komolého kužele clony 15 a její otevřené spodní základny, kde tento průsečík musí ležet těsně vně svazku 9 paprsků rentgenového záření, tak aby nedošlo k délkovému omezení štěrbin 16 kuželové clony 15. Přičemž délka je dána průmětem největší délky průřezu svazku 9 paprsků rentgenového záření, a tím je také dána nejkratší možná délka pláště komolého kužele kuželové clony 15. Kuželová clona 15 pak vymezuje výseč 14 paprsků rentgenového záření za válcovou clonou 12 na úzký svazek 19 paprsků rentgenového záření omezený úzkými štěrbinami 13,16 pohybujícími se příčně na vyšetřovaný objekt 10, a tímto svazkem 19 paprsků rentgenového záření se rastruje při příčném pohybu, přičemž se podélně přesunuje plynule vždy o jednu šířku řádku vymezeného úzkou štěrbinou 13 při průchodu jedné úzké štěrbiny 16 přes celou šířku svazku 9 paprsků rentgenového záření. Převodový poměr otáček mezi kuželovou clonou 15 a válcovou clonou 12 je dán délkou obvodu válcové plochy válcové clony 12 k její šířce štěrbiny 13 násobené počtem štěrbin 16 kuželové clony 15.

222 751

Průchodem úzkého svazku 19 paprsků rentgenového záření vyšetřovaným objektem 10 dopadá toto záření na scintilátor 7 scintilačního detektoru 8 opatřeného fotonásobčem, jehož proudový signál je zapisován do paměti 20 (nejlépe v digitální formě). Z paměti 20 je zpracováván televizním systémem 21 a demonstrován televizním monitorem 22 pro přímé okamžité pozorování vyšetřovaného objektu 10. Pro fotodokumentační záznam slouží fotozáznamové zařízení 23 (např. systému "polaroid") s možností okamžitého diagnostikování z fotozáznamu. Z vnitřního paměťového systému 20 je prováděn magnetický záznam, nejlépe v digitální formě, do vnější paměti 24 pro umožnění následné diagnostiky pro účely terapie a archivace.

Principu mammografického rentgenového scanneru podle vynálezu lze využít i v oblastech mimomedicinských, například ve vědeckých a technických oborech.

Mammografický rentgenový scanner s rentgenkou, vybavený vyhodnocovacím zařízením, obsahující paměť, televizní systém s monitorem, fotozáznamové zařízení a vnější paměť, vyznačující se tím, že za rentgenkou (1) a primární clonou (6) je umístěna přesuvná závěrka (11) a válcová clona (12), ve které je vytvořena první štěrbina (13) pro vyclonění výseče svazku (14) paprsků rentgenového záření na kuželovou clonu (15), v níž je vytvořena alespoň jedna druhá štěrbina (16) pro vyclonění svazku (19) paprsků rentgenového záření na scintilátor (7) scintilačního detektoru (8) opatřeného fotonásobičem, přičemž osa (17) rotace válcové clony (12) prochází v úhlu 90° nebo mimo tento úhel, vůči ose (18) rotace kuželové clony (15).

1 výkres

