



ÚŘAD PRO VYNÁLEZY
A OBJEVY

POPIS VYNÁLEZU K AUTORSKÉMU OSVĚDČENÍ

221584

(11)

(B1)

(51) Int. Cl.³
A 61 B 6/02

(22) Přihlášeno 30 07 81

(21) (PV 5831-81)

(40) Zveřejněno 27 08 82

(45) Vydáno 15 02 86

(75)

Autor vynálezu

SLABÝ JIŘÍ ing., PRAHA

(54) Fluoroskopicko-scintilační radiodiagnostický systém

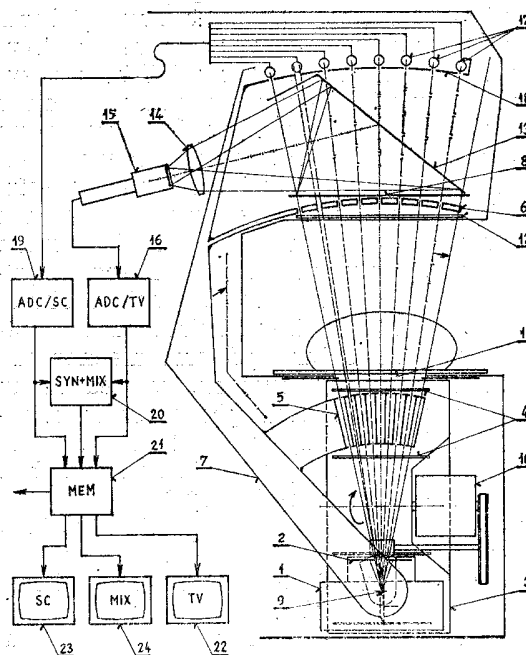
1

Fluoroskopicko-scintilační radiodiagnostický systém je určený pro lékařskou diagnostiku rentgenovým zářením. Známé systémy využívají fluorescenční konverzi s velkou geometrickou rozlišovací schopností a malou absorpční rozlišovací schopností a scintilační metody s velkou absorpční rozlišovací schopností a malou geometrickou rozlišovací schopností.

Navrhovaný systém využívá fluorescenci i scintilaci. Scanovací způsob prozařování je řešen dvěma na sebe kolmými šterbinovými systémy, kyvným a rotačním. Záření v podobě úzkých paprsků prozáří vyšetřovaný objekt, na snímací straně je z fluorescenčního stínítka snímán přes zrcadlo televizní obraz. Za zrcadlem je umístěn kyvný systém scintilačních detektorů, z kterých jsou fotonásobiči snímány scintilace. Scintilační a televizní videosiřnály jsou digitalizovány a směšovány. Výstupní obraz má vysokou rozlišovací schopnost geometrickou i absorpční.

Systém lze využít pro diagnostiku s malými absorpčními rozdíly a s jemnou strukturou. Pro záznam nejsou používány rentgenové filmy.

2



Vynález se týká fluoroskopicko-scintilačního radiodiagnostického systému, který je určen pro lékařskou diagnostiku rentgenovým zářením.

Známé rentgenové diagnostické systémy používají pro detekci rentgenového záření v zásadě buď fluorescenční konverzi na záření světelné pomocí luminoforů, a to na principu přímého převodu, nebo vakuovým převáděčem-zesilovačem, případně na principu scintilační konverze přes fotonásobič nebo přes ionizovaný plyn na výstupní elektrické signály.

Výhodou fluoroskopického systému je možnost docílení zatím nejvyšší možné geometrické rozlišení detailů. Potřebná dávka záření pro vyšetření je nízká při použití rentgenového převáděče-zesilovače a při přímém snímkování s použitím fólií s využitím luminoforů s lanthanidy je poměrně malá. Nevýhodou je nízké rozlišení absorpcí rentgenového záření tkáněmi.

Výhodou scintilačního systému je docílení nejvyššího možného rozlišení absorpcí tkání, při minimálních dávkách rentgenového záření. Nevýhodou je malé geometrické rozlišení detailů.

Fluoroskopicko-scintilační radiodiagnostický systém odstraňuje nevýhody obou známých systémů tím, že sestává z rentgenového scanovacího systému, fluoroskopického snímacího systému a scintilačního snímacího systému podle vynálezu tím, že rentgenový scanovací systém je tvořen rentgenovým zářičem s primární clonou, rotačním bubnem opatřeným ve válcovém plášti šterbinami bubnu a dále kyvným šterbinovým systémem, sestávajícím z primárního šterbinového systému a sekundárního šterbinového systému, přitom rentgenový zářič je umístěn uvnitř rotačního bubnu, přičemž kyvný šterbinový systém je upevněn na kyvném rámu tak, že primární šterbinový systém je umístěn uvnitř rotačního bubnu v prostoru mezi primární clonou a válcovým pláštěm rotačního bubnu, sekundární šterbinový systém je umístěn za vyšetřovacím stínítkem, přičemž šterbiny primárního šterbinového systému a sekundárního šterbinového systému jsou v zákrytu, přitom osa kyvu kyvného rámu prochází ohniskem zářiče a je v zásadě kolmá na osu otáčení rotačního bubnu, přičemž mechanický pohon scanovacího systému je realizován motorem se vzájemným převodem mezi rotačním bubnem a kyvným rámem tak, aby za dobu přechodu jedné šterbiny bubnu přes snímkové pole se kyvný šterbinový systém přemístil úhlově o úhel šterbiny, daný šířkou šterbiny kyvného systému ke vzdálenosti k ohnisku zářiče, dále mezi vyšetřovacím prostorem a fluorescenčním stínítkem může být umístěna sekundární mřížka, orientovaná s lamelami rovnoběžnými se šterbinami bubnu a fokusovaná do ohniska zářiče, přitom fluoroskopický snímací systém sestává z fluorescenčního stínítka, z-

cadla, objektivu, televizní kamery a analogo-digitálního konvertoru televizního řetězce, scintilační snímací systém je umístěn za zrcadlem a sestává z podélných scintilačních detektorů s fotonásobiči, přičemž scintilační detektory jsou umístěny za druhou etáží sekundárního šterbinového systému a spolu se scintilačními detektory jsou upevněny na kyvném rámu, dále scintilační snímací systém sestává z analogo-digitálního konvertoru scintilačního řetězce, elektronická část zařízení dále sestává ze synchronizačního a mixážního bloku, paměťového bloku a televizního displeje, scintilačního displeje a displeje pro smíšený obrazový výstup.

Fluoroskopicko-scintilační radiodiagnostický systém podle vynálezu přitom může být opatřen víceetážovým nebo lamelovým primárním kyvným šterbinovým systémem, dále nemusí být vždy vybaven fokusovanou sekundární mřížkou a může být případně vybaven pouze jedním scintilačním detektorem a jemu odpovídajícím šterbinovým systémem, výstup může být realizován pouze jedním nebo dvěma displeji.

Příklad provedení fluoroskopicko-scintilačního radiodiagnostického systému podle vynálezu je schematicky znázorněn na výkrese.

Na příkladném řešení, znázorněném na výkrese, jsou schematicky zobrazeny: rentgenový zářič 1, primární clona 2, rotační buben 3, bubnové šterbiny 4, primární šterbinový systém 5, sekundární šterbinový systém 6, kyvný rám 7, fluorescenční stínítko 8, ohnisko zářiče 9, motor 10, snímkové pole 11, sekundární mřížka 12, zrcadlo 13, objektiv 14, televizní kamera 15, analogo-digitální konvertor televizního řetězce 16, scintilační detektory 17, druhá etáž sekundárního šterbinového systému 18, analogo-digitální konvertor scintilačního řetězce 19, synchronizační a mixážní blok 20, paměťový blok 21, televizní displej 22, scintilační displej 23 a displej pro smíšený výstup 24.

Rentgenový zářič 1 s primární clonou 2 je umístěn v nejvzdálenější poloze od snímkového pole 11 v rotačním bubnu 3. Rotační buben 3 má ve válcovém plášti ze stínícího materiálu vytvořeny úzké bubnové šterbiny 4, které jsou rovnoběžné s osou rotačního bubnu 3.

Před primární clonou 2 je umístěn v nejvzdálenější poloze v rotačním bubnu 3, primární šterbinový systém 5, jehož šterbiny jsou kolmé nebo téměř kolmé na šterbiny 4 v rotačním bubnu 3. Primární šterbinový systém je připevněn ke kyvnému rámu 7, jehož osa kyvu prochází ohniskem zářiče 9.

Před rotačním bubnem 3 může být umístěna omezovací clona rámuující snímkové pole 11, která se sekundární mřížkou 12 vymezuje vyšetřovací prostor.

Za sekundární mřížkou 12, jejíž lamely jsou rovnoběžné s bubnovými šterbinami 4,

je umístěn sekundární šterbinový systém 6, který je upevněn na kyvném rámu 7.

Za sekundárním šterbinovým systémem 6 je umístěno fluorescenční stínítko 8, za kterým je zrcadlo 13, lámající optickou osu do objektivu 14 televizní kamery 15.

Za zrcadlem 13 je druhá etáž 18 sekundárního šterbinového systému, za jejímiž šterbinami jsou umístěny scintilační detektory 17 s fotonásobiči. Druhá etáž 18 sekundárního šterbinového systému a scintilační detektory 17 jsou upevněny na kyvném rámu 7.

Šterbiny primárního šterbinového systému 5, šterbiny sekundárního šterbinového systému 6, šterbiny druhé etáže 18 sekundárního šterbinového systému a scintilační detektory 17 jsou v zákrytu.

Rotační buben 3 je poháněn motorem 10, který dále přes převod do pomala pohání kyvný rám 7, přičemž mechanický převod je takový, aby za dobu přechodu jedné šterbiny 4 bubnu 3 přes snímkové pole 11 se kyvný šterbinový systém přemístil úhlově o úhel šterbiny 4, daný šířkou šterbiny 4 kyvného systému ke vzdálenost ohniska 9 zářiče.

Signál z televizní kamery 15 je v analogo-digitálním konvertoru 16 televizního řetězce převeden do digitální formy a zapsán do paměti v paměťovém bloku 21, přitom je současně zapsán do synchronizačního a mixážního bloku 20.

Signály z fotonásobičů scintilačních detektorů 17 jsou v analogo-digitálním konvertoru 19 scintilačního řetězce převedeny do digitální formy a zapsány do paměti v paměťovém bloku 21, přitom jsou současně zapsány do synchronizačního a mixážního bloku 20.

V synchronizačním a mixážním bloku 20 je realizováno směřování obrazu televizního a scintigrafického podle potřeby lékaře-radiologa.

Televizní rentgenové zobrazení monitoruje televizní displej 22, scintigrafické rentgenové zobrazení monitoruje scintigrafický displej 23 a smíšené rentgenové zobrazení monitoruje displej 24 pro smíšený výstup.

Z paměťového bloku 21 může být obrazový signál v digitální formě, televizní, scintigrafický nebo smíšený, zaveden do vnější paměti, případně do počítače, anebo do interního radiologického informačního systému, případně zdravotnického zařízení, k dálkovým konzultacím a podobně.

Rentgenové záření vycházející z ohniska 9 zářiče je primární clonou 2 a omezovací clonou vycloněno na potřebný rozměr snímkového pole.

Primárním šterbinovým systémem 5 jsou vycloněny z rentgenového záření úzké vějířové segmenty, z kterých každý představuje jednotlivou scanovací řádku. Kyvem kyvného rámu 7 se vějířové segmenty rentgenového záření pohybují přes snímkové pole 11.

Po ukončení expozice se kyvný rám 7 vrací do výchozí polohy před snímkem.

Nejkratší doba expozice je dána roztečí šterbin k úhlové rychlosti kyvu primárního šterbinového systému 5.

Otáčením rotačního bubnu 3 jsou bubnovými šterbinami 4 vytvořeny z úzkých pohybujících vějířů rentgenového záření rastující úzké paprsky rentgenového záření s ního šterbinového systému (5) a sekundár-čtvercovým průřezem, případně s průřezem blízkým čtvercovému, které prozařují vyšetřovaný objekt.

Průmět rozteče bubnových šterbin 4 na snímkové pole 11 musí být větší nebo rovný největší délce snímkového pole 11 ve směru kolmém na osu otáčení rotačního bubnu 3.

Po průchodu rastujícími úzkými rentgenových paprsků vyšetřovaným objektem prochází modulované rentgenové záření přes sekundární mřížku 12, kterou je odstíněno rentgenové sekundární záření vybuze-ve vyšetřovaném objektu ve směru kolmém na osu otáčení rotačního bubnu 3.

Sekundární záření vybuze-ve vyšetřovaném objektu ve směru osy otáčení rotačního bubnu 3 je odstíněno soustavou primárního šterbinového systému 5 a sekundárního šterbinového systému 6 a vzdáleností šterbin v těchto systémech.

Za sekundární mřížkou 12 prochází rastující paprsky rentgenového záření přes sekundární šterbinový systém 6, za kterým se v těsné blízkosti nachází fluorescenční stínítko 8, které realizuje konverzi rentgenového záření na světelné.

Vzniklá pohybující se světelná bodová zobrazení s makrostrukturou rentgenového zobrazení na fluorescenčním stínítku 8 jsou zrcadlem 13 odrážena do objektivu 14 televizní kamery 15.

Rentgenové záření, které není absorbováno fluorescenčním stínítkem 8 a zrcadlem 13, prochází druhou etáž 18 sekundárního šterbinového systému a vchází do scintilačních detektorů 17. Scintilace vybuze-ve rentgenovým zářením ve scintilačních detektorech 17 jsou fotonásobiči převedeny na elektrické videosignály.

Fluoroskopicko-scintilační radiodiagnostický systém umožňuje získat na televizním výstupu geometrické rozlišení bez ztrát proti známým rentgenovým televizním systémům, přitom rozlišení absorpcí bude zvýšeno digitalizací videosignálu pravděpodobně o jeden řád.

Scintilační výstup bude mít rozlišení geometrické oproti televiznímu přibližně o jeden řád horší, přičemž rozlišení absorpcí bude vyšší oproti televiznímu pravděpodobně nejméně o jeden řád, to je o dva řády oproti konvenčnímu televiznímu systému.

Smíšený výstup bude možné v různém poměru videosignálů televize — scintilace měnit podle potřeby diagnostické čitelnosti. Přitom lze předpokládat, že s použitím jed-

noho videosignálu oproti druhému v systému zapojení elektronické masky, bude docíleno podstatně vyšších parametrů diagnostického rozlišení rentgenového zobrazení oproti známým zobrazovacím systémům nevyužívajících počítač.

Dalšími výhodami bude snížení dávky rentgenového záření proti normálnímu snímkování na přímé snímky a úplná úspora rentgenových filmů. Pro záznam jsou předpokládány v databance magnetické pásky a

mikrofilm, pro operativní potřeby a terapie floppy disky a mikroštitky.

Digitální výstup dvou základních videosignálů, televizního a scintigrafického, usnadní dále perspektivně realizovat automatické analýzy zobrazení, diferenciální diagnostiku a superpozici s jinými diagnostickými metodami, ultrazvukem, scintigrafii pomocí radioizotopů, počítačovou tomografií a podobně.

PŘEDMĚT VYNÁLEZU

1. Fluoroskopicko-scintilační radiodiagnostický systém, určený pro lékařskou diagnostiku rentgenovým zářením, sestávající z rentgenového scanovacího systému, fluoroskopického snímacího systému a scintilačního snímacího systému, vyznačený tím, že rentgenový scanovací systém je tvořen rentgenovým zářičem (1) s primární clonou (2), rotačním bubnem (3) opatřeným ve válcovém plášti bubnovými štěrbinami (4) a dále kyvným štěrbinovým systémem, sestávajícím z primárního štěrbinového systému (5) a sekundárního štěrbinového systému (6), přitom rentgenový zářič (1) je umístěn uvnitř rotačního bubnu (3), přičemž kyvný štěrbinový systém je upevněn na kyvném rámu (7) tak, že primární štěrbinový systém (5) je umístěn uvnitř rotačního bubnu (3) v prostoru mezi primární clonou (2) a válcovým pláštěm rotačního bubnu (3), sekundární štěrbinový systém (6) je umístěn za vyšetřovacím prostorem před fluorescenčním stínítkem (8), přičemž štěrbinový primárního štěrbinového systému (5) jsou v zákrytu, přitom osa kyvu kyvného rámu (7) prochází ohniskem (9) zářiče a je v zásadě kolmá na osu otáčení rotačního bubnu (3), přičemž mechanický pohon scanovacího systému je realizován motorem (10) se vzájemným převodem mezi rotačním bubnem (3) a kyvným rámem (7) tak, aby za dobu přechodu jedné štěrbinové bubnu (4) přes snímkové pole (11) se kyvný štěrbinový systém přemístil úhlově o úhel štěrbinové, daný šířkou štěrbinové kyvného systému ke vzdálenosti k ohnisku (9) zářiče, dále mezi vyšetřovacím prostorem a fluorescenčním stínítkem (8) je umístěna sekundární mřížka (12), orientovaná s lamelami rovnoběžnými s bubnovými štěrbinami (4) a fokusovaná do ohniska (9) zářiče, přitom fluoroskopický snímací systém sestává z fluorescenčního stínítka (8), zrcadla (13), objektivu (14), televizní kamery (15) a analogo-digitálního konvertoru (16) televizního řetězce, scinti-

lační snímací systém je umístěn za zrcadlem (13) a sestává z podélných scintilačních detektorů (17) s fotonásobiči, přičemž scintilační detektory (17) jsou umístěny za druhou etáží (18) sekundárního štěrbinového systému a spolu se scintilačními detektory (17) jsou upevněny na kyvném rámu (7), dále scintilační snímací systém sestává z analogo-digitálního konvertoru (19) scintilačního řetězce, elektronická část zařízení dále sestává ze synchronizačního a mixážního bloku (20), paměťového bloku (21) a televizního displeje (22), scintilačního displeje (23) a displeje (24) pro smíšený obrazový výstup.

2. Fluoroskopicko-scintilační radiodiagnostický systém podle bodu 1, vyznačený tím, že je opatřen víceetážovým nebo lamelovým kyvným primárním štěrbinovým systémem (5).

3. Fluoroskopicko-scintilační radiodiagnostický systém podle bodů 1 nebo 2, vyznačený tím, že fokusovaná sekundární mřížka (12) je předřazena sekundárnímu štěrbinovému systému (6).

4. Fluoroskopicko-scintilační radiodiagnostický systém podle předchozích bodů 1 až 3, vyznačený tím, že primární štěrbinový systém (5), dále pak sekundární štěrbinový systém (6) jsou vybaveny pouze jednou štěrbinou a jedním scintilačním detektorem (17).

5. Fluoroskopicko-scintilační radiodiagnostický systém podle předchozích bodů 1 až 4, vyznačený tím, že televizní kamera (15) je vybavena optoelektronickým zesilovačem obrazu.

6. Fluoroskopicko-scintilační radiodiagnostický systém podle předchozích bodů 1 až 5, vyznačený tím, že je vybaven pouze jedním displejem (24) pro smíšený výstup, případně je systém vybaven dvěma displeji, a to displejem (24) pro smíšený výstup, a druhým přepínatelným displejem pro televizní nebo scintilační obrazový výstup.

