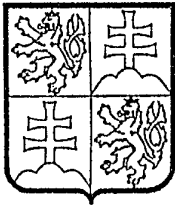


ČESKÁ A SLOVENSKÁ
FEDERATIVNÍ
REPUBLIKA
(19)



FEDERÁLNÍ ÚŘAD
PRO VYNÁLEZY

PATENTOVÝ SPIS 275 654

(21) Číslo přihlášky : 5162-89.W

(22) Přihlášeno : 07 09 89

(30) Prioritní data :

(13) Druh dokumentu : B6

(51) Int. Cl.⁵ :

G 01 T 1/20

A 61 B 6/00

(40) Zveřejněno : 12 10 90

(47) Uděleno : 20 12 91

(24) Oznámeno udělení ve Věstníku : 18 03 92

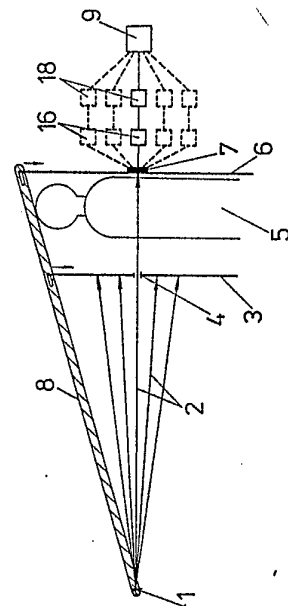
(73) Majitel patentu : VÝZKUMNÝ ÚSTAV ZDRAVOTNÍ TECHNIKY, BRNO

(72) Původce vynálezu : SVOBODA JIŘÍ RNDr. CSc.,
SVOBODOVÁ JINDŘIŠKA RNDr.,
VÁŇA MARTIN ing., BRNO

(54) Název vynálezu : Zařízení pro nízkodávkové digitální snímání
velkoplošného obrazu ionizujícího záření

(57) Anotace :

Cílem je vytvořit zařízení pro snímání nezmenšeného obrazu ionizujícího záření pomocí pohybujících se paralelně pracujících liniových snímačů, jejichž délka je značně menší než šířka snímaného obrazu. Téhož cíle je dosaženo zařízením, jehož liniový detektor (7) je tvořen n liniovými snímači (7a), uspořádanými v nejméně dvou paralelních liniích, přičemž délka liniového snímače (7a) je rovna nejméně $1/n$ šířky snímaného obrazu, kde n je přirozené číslo větší než 2.



Obr. 1

Vynález se týká zařízení pro nízkodávkové digitální snímání velkoplošného obrazu ionizujícího záření.

Účelem vynálezu je vytvořit zařízení pro snímání nezmenšeného rentgenového obrazu pomocí pohybujících se paralelně pracujících liniových snímačů, jejichž délka je značně menší než šířka snímaného obrazu.

Způsoby digitálního snímání velkoplošného rentgenového obrazu lze rozdělit na metody používající plné obrazové pole, kde kuželovitý rentgenový paprsek dopadá na pacienta a na šterbinové metody. V případě snímání plného pole existuje technika digitalizace latentního obrazu uloženého v zobrazovací paměťové destičce nebo digitalizace hotového radiogramu pomocí čtecího skenovacího zařízení.

Fluorografické techniky plného pole používají velkoplošného zesilovače rentgenového obrazu, na jehož výstupu je obvykle snímací elektronka, například typu Plumbikon, nebo jsou maticově uspořádané fotocitlivé senzory, přičemž k propojení se používá vláknová optika. Elektrický signál z optického snímacího zařízení se analogově-digitálním převodníkem digitalizuje a přivádí do obrazové paměti s rychlou dobou přístupu, pomocí výpočetní techniky je obraz rekonstruován.

Šterbinové techniky vycloňují z celkového svazku rentgenový paprsek určité geometrie, například vějířovitý nebo bodový a díky snížení vlivu rozptýleného záření se zlepší dynamický rozsah obrazu natolik, že je zpracovatelný pouze elektronickými detektory. Šterbinové metody využívají různé typy detektorů a různá uspořádání. Elektrický signál z detektorů se po digitalizaci zpracovává obdobně. Je známo zařízení, jež využívá dvě vertikální šterbiny, první před a druhou za pacientem, vycloňující vějířovitý paprsek, šterbiny a detektory jsou mechanicky spojeny pomocí manipulačních ramen s vertikální osou otáčení v ohnisku zdroje. Vertikální pás detektorů tvoří luminescenční vrstva, která je v optickém kontaktu s 1024 fotodiodami představujícími pixely, obrazové prvky, snímacího zařízení. Vzdálenost mezi středy sousedních fotodiod je 0,5 mm, vertikální rozměr obrazu je tedy 0,5 mm x 1 024, tj. 512 mm, stejný počet horizontálních pixelových hodnot je získáno během skenu. Fotodiodové signály jsou zesíleny a pak digitalizovány s 12-ti bitovou přesností a potom stlačeny na 8 bitů. Skenovací doba pro 512 mm velké pole je 4,9 sekund, pro tuto velikost obrazu a 23 cm silného pacienta byla změřena kožní expozice 26 mR (6,7 . 10 mC/kg), což přibližně odpovídá expozici 1mR na detektoru.

V literatuře byl popsán prototyp zařízení, které umožňuje digitální radiografii s vysokou rozlišovací schopností. U tohoto zařízení bylo opět použito uspořádání dvou vertikálních šterbin první před a druhá za pacientem a jako detektoru proximálního zesilovače rentgenového obrazu se světlocitlivou plochou 2,5 x 45 cm. Viditelný obraz vystupující z proximálního zesilovače obrazu je snímán a po celou dobu skenování integrován v pevně instalované televizní kameře s vysokou rozlišovací schopností 2 500 řádků. Obraz 45 x 45 cm velkého pole je digitalizován s přesností 2 048 x 2 048 x 12 bitů. Limitní rozlišovací schopnost zařízení je 1,8 lp/mm a k pořízení obrazu je třeba expozice 1 mR na detektoru.

Dále je známo digitální radiografické zařízení, v němž se vzhledem k pacientovi pohybuje zdroj rentgenového záření spolu s detektorem, jímž je 70 cm dlouhý krystal jodidu sodného s příměsí Thalia o průměru 3,8 cm, k němuž je připojen fotonásobič. Bodový rentgenový paprsek vzniká skenováním vějířovitého svazku pomocí zvláštního rotač-

ního štěrbinového uspořádání. Štěrbiny jsou 1 mm široké a 50 cm dlouhé. Formáty možných snímků jsou 38 x 51 cm nebo 38 x 102 cm. Snímací časy jsou 15 nebo 30 sekund. Dosahovaná rozlišovací schopnost získaného rentgenového obrazu nepřevyšuje 1,2 lp/mm. Pacientova kožní dávka je velmi malá, pod 1 mR, to odpovídá 30 uR na detektoru.

Z výše uvedených parametrů jednotlivých zařízení je vidět, že žádné z těchto zařízení nevyhovuje dnešním požadavkům na dobu snímání, nízkou dávku RIG expozice a rozlišovací schopnost rentgenového obrazu zároveň. Velmi podstatnou nevýhodou je obrovská náročnost na technologii provedení jednotlivých prvků zobrazovacích a snímacích řetězců jednotlivých zařízení, což se samozřejmě projeví na nákladech na výrobu těchto digitálních snímacích zařízení.

Uvedené nedostatky odstraňuje zařízení pro nízkodávkové digitální snímání velkoplošného obrazu ionizujícího záření, jehož podstata spočívá v tom, že liniový detektor je tvořen n liniovými snímači, uspořádanými v nejméně dvou paralelních liniích, přičemž délka liniového snímače je rovna nejméně $1/n$ šířky snímaného obrazu, kde n je přirozené číslo větší než 2.

Výhody zařízení podle vynálezu spočívají v jednoduchosti konstrukce z technologicky dobře zvládnutých součástí, přičemž v jednom zařízení je použito cca 20-ti stejných modulů, což zvyšuje sériovost při výrobě. Dále konstrukce umožňuje paralelizaci snímání obrazových dat. Výhodou je i to, že v zařízení lze použít krátké liniové snímače například na bázi CCD, které jsou vysoce citlivé a levné. V tomto případě je možné pořídit rentgenový obraz s prakticky nejmenší možnou expozicí na detektoru limitovanou kvantovým šumem 10 až 20 UR a oproti dosavadním zařízením výrazně zvýšit rychlost snímání díky paralelizaci snímacího procesu.

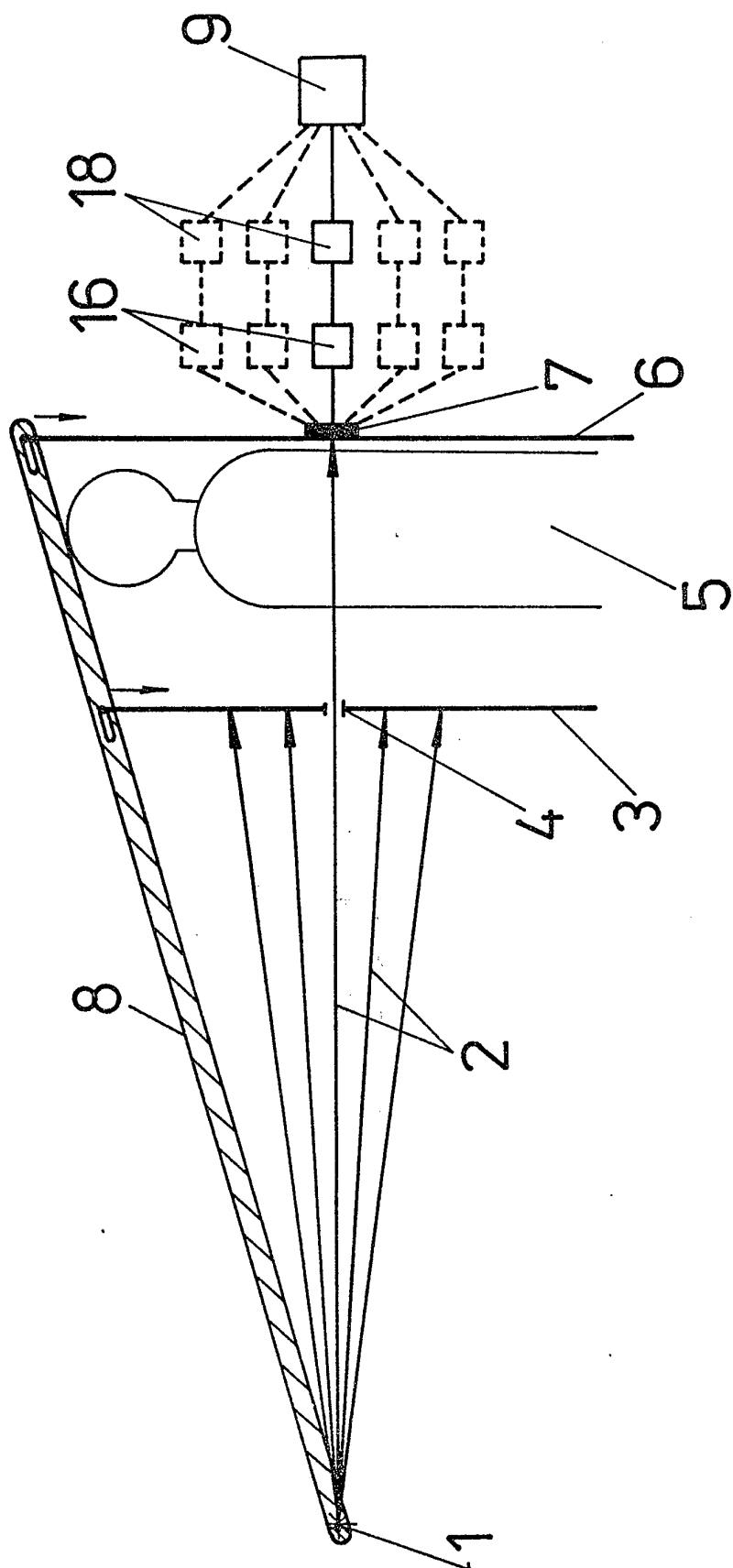
Zařízení podle vynálezu je znázorněno na výkresech, kde na obr. 1 je schéma celého zařízení pro nízkodávkové digitální snímání velkoplošného rentgenového obrazu, na obr. 2a geometrie štěrbin na vertikálně pohyblivé cloně, na obr. 2b polohy liniových snímačů na vertikálně pohyblivé desce, na obr. 3 je schematicky znázorněna funkce scintilátoru s buněčnou strukturou pro konverzi rentgenového záření na detekovatelné záření a přechod detekovatelného záření, do pixelů světlocitlivého snímače.

Princip zařízení je popsán na jedné z možných variant. Zařízení je podle obr. 1 ionizujícího záření 2, například rentgenového proti němuž je umístěna clona 3, v které jsou vytvořeny štěrbiny 4, a dále je umístěna nosná deska 6, opatřená liniovými snímači 7 ionizujícího záření 2. Přitom počet liniových snímačů 7 ionizujícího záření 2 je podle obr. 2b s výhodou šestnáct a jsou umístěny po osmi ve dvou řadách pod sebou, z nichž ke každému je připojen analogově-digitální převodník 16, s podpůrnými obvody, na výkresech nejsou znázorněny, a RAM paměť 18, připojenou k řídicímu počítači 9, přičemž clona 3 i nosná deska 6 jsou upevněny v ramenech 8. Přitom liniový snímač 7 ionizujícího záření 2 obsahuje podle obr. 3 světlocitlivý snímač na bázi součástek s přenosem náboje s velkoplošnými pixely 14, jejichž rozměry odpovídají požadované rozlišovací schopnosti snímaného obrazu, a které jsou v těsném optickém kontaktu se scintilační látkou mající strukturu buněk 11 o stejném průřezu jako jsou rozměry pixelů 14, kde tyto buňky 11 jsou vzájemně odděleny přepážkami 12, jež jsou vytvořeny s výhodou z kovu například hliníku a povrchy buněk 11 jsou ze strany dopadajícího ionizujícího záření 2 opatřeny vstupní tenkou vrstvou 17, která je vytvořena s výhodou z kovu například hliníku nebo stříbra. Zatímco výstupní plocha 13 buněk 11 je opticky propojena přes spojovací látku 15, například kanadský balzám, s pixely 14 světlocitlivého snímače.

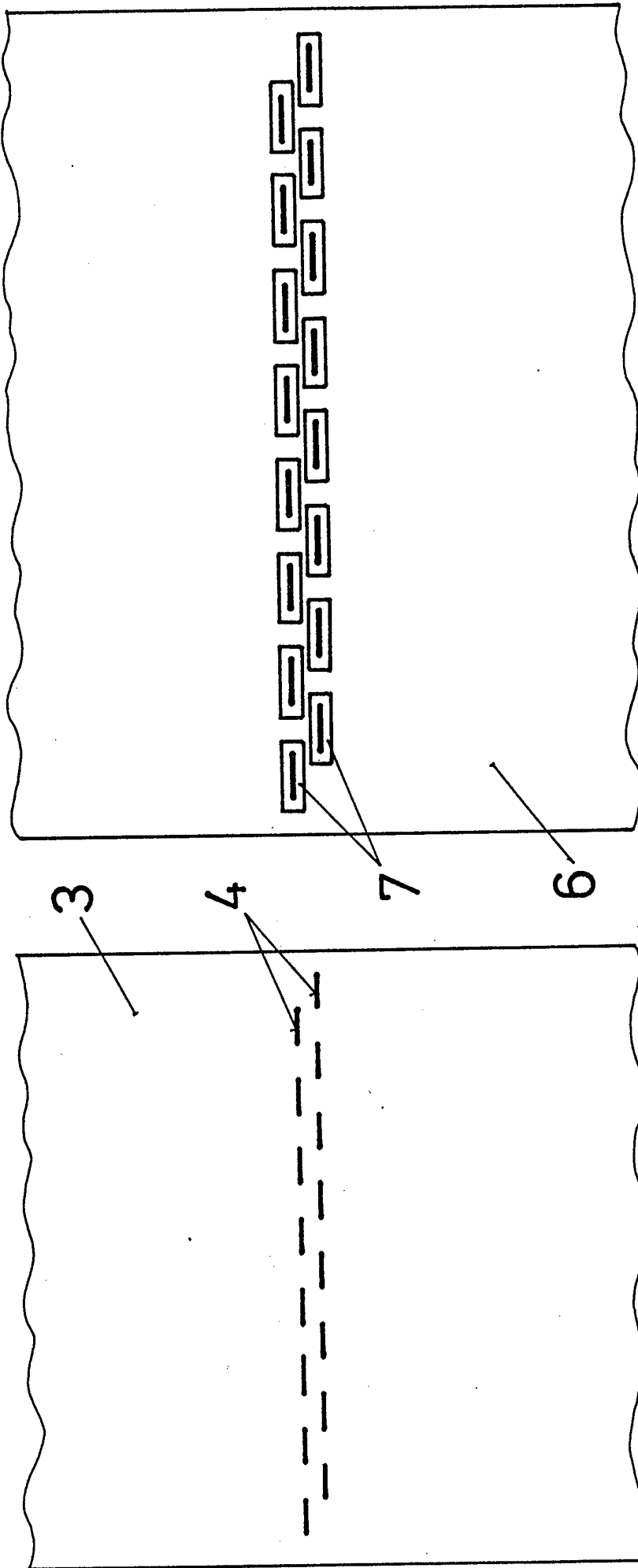
Funkce zařízení je následující: ze zdroje 1 ionizujícího záření 2 vychází svazek ionizujícího záření 2, například rentgenového, který je vycloněn pomocí clony 3, pohybující se vertikálně konstantní rychlostí, v níž jsou vytvořeny štěrbiny 4. Takto vzniklý, vertikálně se pohybující systém vějířovitých paprsků po průchodu pacientem 5 dopadá na liniové snímáče 7 ionizujícího záření 2, které jsou uspořádány na nosné desce 6, jejíž pohyb je synchronizován s pohybem clony 3 pomocí ramen 8. Pacientem 5 prošlé ionizující záření 2 vstupuje přes vstupní tenkou vrstvu 17 buněk 11 ze scintilační látky, kde konvertuje na detekovatelné záření 10, které vystupuje výstupní plochou 13 buněk 11 a přes spojovací látku 15 vstupuje do pixelů 14 světlocitlivých snímáčů. Detekovatelné záření 10, které dopadá na jednotlivé pixely 14, je ve světlocitlivých snímáčích převáděno na vázané náboje, které jsou vysouvány na výstupní hradla světlocitlivých snímáčů a v podobě napětí digitálně měřeny aproximačními analogově-digitálními převodníky 16, velikosti vysunutých nábojů jsou po bitech, jež jsou výsledky aproximací analogově-digitálního převodníku 16, ukládány do RAM paměti 18. Po sejmutí celého obrazu jsou obsahy RAM paměti 18 příslušející jednotlivým liniovým snímáčům 7 ionizujícího záření 2 vyprázdněny do operační paměti řídicího počítače 9, zpracovány a uloženy na paměťové médium.

P A T E N T O V É N Á R O K Y

Zařízení pro nízkodávkové digitální snímání velkoplošného obrazu ionizujícího záření, které obsahuje zdroj ionizujícího záření, proti němuž je umístěna pohyblivá clona opatřená štěrbinami a pohyblivá nosná deska osazená liniovými snímáči, které tvoří liniový detektor s délkou rovnou šířce snímaného obrazu, synchronně pohyblivý s pohyblivou štěrbinovou clonou, vyznačující se tím, že liniový detektor (7) je tvořen n liniovými snímáči (7a), uspořádanými v nejméně dvou paralelních liniích, přičemž délka liniového snímáče (7a) je rovna nejméně $1/n$ šířky snímaného obrazu, kde n je přirozené číslo větší než 2.



Обр. 1

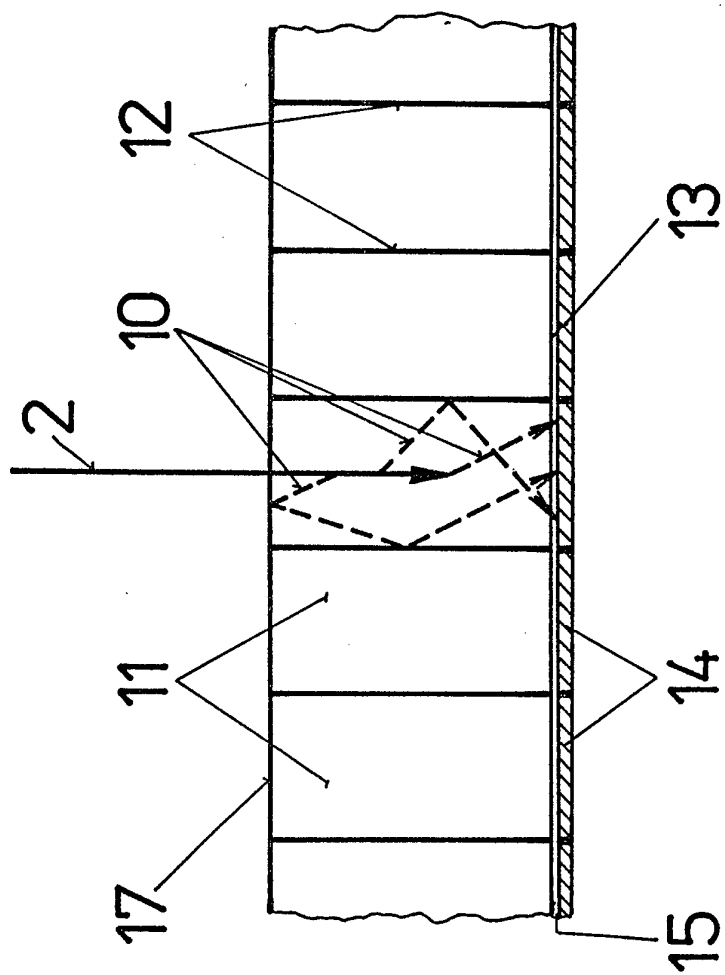


CS 275654 B6

(b)

(a)

Obz. 2



Obr. 3