



ÚŘAD PRO VYNÁLEZY
A OBJEVY

POPIS VYNÁLEZU K AUTORSKÉMU OSVĚDČENÍ

249276

(11) (B1)

(51) Int. Cl.⁴

A 61 B 1/30

(22) Přihlášeno 03 09 84
(21) PV 6612-84

(40) Zveřejněno 14 08 86

(45) Vydáno 15 02 88

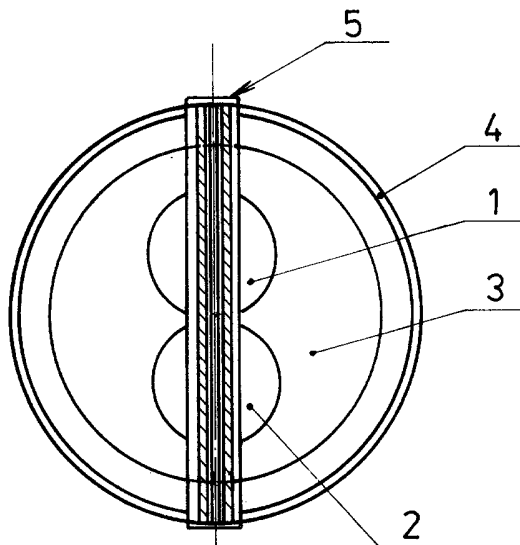
(75)

Autor vynálezu

ŠILAR JOSEF RNDr. CSc., KULA JAROSLAV ing. CSc., PRAHA

(54) Profilografický detekční systém pro jednotrasové skenovací zařízení

Řešení se týká jednotrasového zařízení pro vyšetření funkce ledvin a plnění močového měchýře u malých dětí, s výhodou kojenců. Detekční systém tvoří alespoň dva tenké scintilátory, většinou na bázi jodidu sodného aktivovaného thaliem - NaJ(Tl), které jsou v optickém kontaktu s fotokatodou velkoplošného fotonásobiče. Kolimační systém je tvořen alespoň dvěma absorpčními segmenty, které tvoří kolimační štěrbinu, která se během měření opakovaně posouvá z jedné krajní polohy do druhé krajní polohy kolmo k páteři vyšetřovaného dítěte nad jeho ledvinami.



OBR.1

Vynález se týká profilografického detekčního systému pro jednotrasové skenovací zařízení pro vyšetření funkce ledvin izotopovou nefrografií a plnění močového měchýře u malých dětí, především kojenců.

Izotopová nefrografie je metoda umožňující vyšetření funkce každé ledviny zvlášť. Nejčastěji používané radiofarmakum je jódem ^{131}I značený hippuran - sodná sůl kyseliny orto-jódohippurové, který je selektivně vylučován z krve ledvinami z 20 % glomerulární filtrací a z 80 % tubulární sekrecí do moče.

Pro posouzení glomerulární filtrace je vhodná také techneciem $^{99\text{m}}\text{Tc}$ značená diethaltri-aminpentaacetová kyselina - DTPA nebo ethylendiaminotetraacetová kyselina - EDTA. Vylučovací fáze je v tomto případě pomalejší. Pro sledování časového průchodu radiofarmaka ledvinami nemocného jsou na odděleních nukleární medicíny používány dvoukanálové renografické soupravy se dvěma široce kolimovanými scintilačními detektory a se zápisem četnosti impulsů na papír, na magnetofonovou pásku nebo do paměti digitální vyhodnocovací soupravy.

Pro definitivní vyšetření funkce ledvin mohou být použity scintilační kamery, kterými je možno zobrazit rozložení radiofarmaka současně v obou ledvinách člověka, ve zvolených časových intervalech - to znamená sekvenční gamagrafická vyšetření ledvin.

Oba uvedené způsoby, vyhovující při vyšetření dospělých nemocných, narážejí na několik základních nedostatků a potíží, jedná-li se o vyšetření malých dětí a kojenců. U vyšetření pomocí kolimovaných detektorů je zvlášť obtížné nastavit zorná pole detektorů nad ledviny dítěte a udržet stejnou konfiguraci ledvin a detektorů během celé doby vyšetření. Ledviny dětí a vzdálenost mezi nimi jsou malé a stačí proto malá změna konfigurace, aby došlo ke značnému zkreslení průběhu renografických křivek, ke skokovým změnám registrované četnosti impulsů, nebo tím, že jeden z detektorů detekuje záření gama emitované z obou ledvin.

Vyšetření malých dětí pomocí scintilačních kamer naráží vedle udržení stejné konfigurace ledvin a detekčního systému na další nedostatky. Je třeba aplikovat radiofarmaka s relativně vysokou aktivitou, aby zobrazení při průchodu radiofarmaka ledvinami bylo dobře hodnotitelné. Aplikovaná aktivita je o dva řády vyšší než při vyšetření široce kolimovanými detektory. Výsledné polohové rozlišení kamer zpravidla nestačí u malých dětí pro pořízení kvalitního zobrazení rozložení radiofarmaka v ledvinách, obrazy obou ledvin a močového měchýře se překrývají a ztěžují hodnocení.

Je-li při kamerovém vyšetření tubulární filtrace ledvin malých dětí použito jódem ^{131}I značeného hippuranu, je třeba aplikovat přibližně 185 kBq na 1 kg hmotnosti dítěte, to je 0,55 až 1,0 MBq pro dítě s hmotností 3 až 5,5 kg a radiační zátěž dítěte je relativně vysoká.

Radiační zátěž dětí v kojeneckém věku lze více než o řád snížit, je-li místo jódem značeného hippuranu aplikována stejná aktivita jódem ^{125}I značeného hippuranu. Radionuklid jód ^{125}I se rozpadá záchytem K bez emise záření beta a emituje měkké záření gama s energií 35 keV, se zastoupením 7 % na rozpad a X zářením s průměrnou energií kolem 28 keV se zastoupením 136 % na rozpad.

U malých dětí je absorpce fotonů gama a X s uvedenými energiemi v ledvinách a v tkáních mezi ledvinami a detektory relativně malá, a proto může být použit zářič jód ^{125}I s výhodou malé radiační zátěže dítěte. K detekci měkkého záření gama a X je třeba použít speciálních detektorů s malou absorpcí fotonů gama a X, v okénku. Pro úplnou absorpci nízkenergetického záření gama a X stačí několik milimetrů citlivé vrstvy scintilátoru tvořeného jodidem sodným aktivovaným thaliem - NaI(Tl) . Takové detektory lze snadno kolimovat a účinně stínit. Použití scintilačních kamer pro energie fotonů gama pod 60 keV je z principiálních důvodů nevhodné.

Potíže s nesprávným nastavením zorných polí nad ledviny se změnami četností danými nedodržením stejné konfigurace mezi ledvinami a detektory a s vysokou radiační zátěží odstraňuje

profilografický detekční systém pro jednotrasové skenovací zařízení podle vynálezu. Podstatou vynálezu je, že profilografický detekční systém je tvořen scintilační sondou s velkoplošným fotonásobičem, k jehož fotokatodě jsou v optickém kontaktu připojeny alespoň dva scintilátory na bázi jodidu sodného aktivovaného thaliem, jejichž tloušťka je 1 až 2 mm, přitom nad scintilátory je umístěn kolimační systém tvořený alespoň dvěma absorpčními segmenty, přičemž kolimační štěrbinu vytvořená těmito absorpčními segmenty je ve směru páteře dítěte.

Typ scintilační jednotky, efektivní průměr fotonásobiče, průměr citlivého objemu scintilátoru a vzdálenost mezi nimi, zajišťují vyhovující homogenitu citlivosti profilografického detekčního systému. U dětí v kojeneckém věku je vyhovující šířka pole 60 až 100 mm a dvou scintilátorů na bázi jodidu sodného aktivovaného thaliem s průměrem 40 až 50 mm, nebo tří scintilátorů na bázi jodidu sodného aktivovaného thaliem s průměrem 25 mm.

Vyhovující homogenita citlivosti v zorném poli profilografického systému je zajištěna volbou vzdáleností středů scintilátorů při menších rozměrech scintilátorů, nebo absorbuje vložkami, je-li celá délka fotokatody fotonásobiče vymezená kolimátorem, pokryta citlivou vrstvou scintilátorů.

Pro nízkoenergetické záření gama a X radionuklidu jód ^{125}J stačí k plné absorpci fotonů v nežádoucích směrech mosazné přepážky o tloušťce řádově desetiny milimetrů a výšce kolimačních přepážek 30 až 50 mm. Pro záření gama o energii 140 keV technecia $^{99\text{m}}\text{Tc}$ platí totéž pro přepážky vyrobené z olověného plechu.

Kolimační systém je tvořen uspořádáním se čtyřmi přepážkami, které zajišťuje při vysoké citlivosti dobrou polohovou rozlišovací schopnost ve směru pohybu profilografického detekčního systému. Rozteče mezi absorpčními segmenty zajišťují požadované polohové rozlišení menší než 10 mm. Optimalizace polohového rozlišení a citlivosti detekčního systému v závislosti na rozměrech vyšetřovaného dítěte se provádí změnou vzdálenosti vnějších absorpčních segmentů, vyrovnáním homogenity citlivosti detekčního systému podél kolimační štěrbin se provádí absorpčními vložkami a šířka skenovaného pole se nastavuje posuvnými spínacími kontakty.

Uspořádání profilografického detekčního systému podle vynálezu je uvedeno na přiloženém výkrese. Obr. 1 zobrazuje pohled shora na scintilační detekční jednotku s kolimačním systémem, obr. 2 zobrazuje řez detekční jednotkou kolmo k povrchu absorpčních segmentů. Detekční systém je tvořen dvěma tenkými scintilátory 1 a 2 na bázi jodidu sodného aktivovaného thaliem, které jsou v optickém kontaktu s fotokatodou fotonásobiče 3, který je umístěn na světlotěsném krytu scintilační detekční jednotky 4. Kolimační systém 5 je tvořen dvěma vnějšími absorpčními segmenty 6 a 7 a dvěma vnitřními absorpčními segmenty 8 a 9. Šipka označuje směr pohybu profilografického detekčního systému.

Profilografický detekční systém je posouván po vodicím rámu elektromechanickou jednotkou opakovaně z jedné krajní polohy do druhé krajní polohy pod deskou lehátka, na kterém leží vyšetřované dítě na zádech s osou těla kolmo ke směru pohybu detekčního systému, to je ve směru kolimační štěrbin. Deska lehátka, která je z organického materiálu, je vzdálena od čela kolimačního systému 5 přibližně 5 mm, délka dráhy detekčního systému je nastavitelná posuvnými spínači a volí se tak, aby ve skenovaném poli byly s rezervou zachyceny obě ledviny.

Tak, jak zorné pole kolimovaného detekčního systému zachycuje postupně nejdříve tkáň vně první ledviny, potom první ledvinu, tkáň mezi ledvinami, druhou ledvinu a tkáň vně druhé ledviny, dostáváme na výstupu obou scintilačních detektorů četnost signálních impulsů odpovídající aktivitě radiofarmaka zachyceného zorným polem detekčního systému.

Při normální funkci ledvin, při které dochází k účinnému vychytání radiofarmaka ledvinami, dostáváme na zápisu signálu dvojice píků, víceméně dobře oddělených podle toho, jak jsou ledviny od sebe vzdáleny a jaká je koncentrace radiofarmaka v době skenu v jednotlivých led-

vinách a v okolních tkáních. Podle změny plochy omezené těmito píky a tělesným pozadím a podle tvarů píků, lze posoudit, jestli obě ledviny zachycují stejné množství radiofarmaka a jestli zachyt a vylučování radiofarmaka do močového měchýře je normální, případně o jaké poruchy jde.

Podle rychlosti pohybu detekčního systému a šířky skenovaného pole dostaneme jednu dvojici píků za několik desítek sekund. Při desetiminutovém vyšetření je možné obdržet dostatečný počet dvojic píků na zápisu, ze kterého lze provést vyhodnocení funkce ledvin. V pozdějších fázích, asi po dvou až pěti minutách od aplikace radiofarmaka, dochází u normální funkce ledvin a močovodů k plnění močového měchýře. Vzhledem k větší vzdálenosti od detektorů a vyšší absorpci záření gama a X emitovaného z prostoru močového měchýře je výsledná citlivost pro záření emitované z močového měchýře podstatně nižší.

S přibýváním aktivity v močovém měchýři a s jejím ubýváním v ledvinách, klesá poměr počtu impulsů zachycených v pících nad ledvinami a v píku nad močovým měchýřem, který je mezi nimi. Podle změny tohoto poměru a podle symetrického nebo asymetrického průběhu výsledné křivky lze snadno hodnotit, zda odtok moče z obou ledvin je plynulý nebo jestli se jedná o jednostrannou nebo oboustrannou zástavu odtoku moče.

Profilografický detekční systém pro jednotrasové skenovací zařízení může pracovat s běžnými vyhodnocovacími jednokanálovými aparaturami ve spojení se zapisovačem, ale protože u nemocných nelze předpokládat symetrický průběh píků, a protože rozložení radiofarmaka v ledvinách se časově mění, nelze provádět obecně kvantifikaci výsledků podle výšky píků, ale podle ploch pod těmito píky a tělesným pozadím, což je u analogového záznamu zdlouhavé a nepřesné. Pro kvantifikaci výsledků je proto výhodnější použít čítačové digitálního zápisu započítaných impulsů ve vhodně volených časových intervalech. Zvláště výhodné je napojení popsaného detekčního systému na mnohokanálový analyzátor pracující v histogramovém režimu.

Současné vyráběné analyzátory umožňují optimalizaci vzorkovací doby vzhledem k měřeným četnostem, nezkreslený zápis volbou vhodné stupnice po nabrání dat, hlazení křivek a snadnou a rychlou kvantifikaci počtu impulsů pod naměřenými píky. Pro jednotrasový detekční systém vyhovují všechny mnohokanálové analyzátory s 1 000kanálovým rozsahem a s histogram-modulem s časovým vzorkováním řádově sekundy. Při takovém vyhodnocovacím systému lze hodnotit vyšetření přímo z obrazovky a záznam na papír provést pouze pro zvláštní případy pomocí x-y zapisovače.

Atraktivní pro řadu pracovišť je i možnost nahrávat výsledky měření na magnetofonovou pásku, nebo naděrovat na papírovou pásku a výsledky vyhodnotit pomocí samočinných počítačů.

Vedle základního zlepšení stavu ve stávajícím vyšetření funkce ledvin, to je odstranění závadných vyšetření při nepřesném nastavení detektorů nad ledviny u renografických souprav, nebo podstatného snížení radiační zátěže malých dětí při použití kamer, přináší využití jednotrasového skenovacího zařízení s profilografickým detekčním systémem podle vynálezu i podstatné provozní výhody. Ve srovnání s dvoukanálovými soupravami odpovídají potíže s nastavením a udržováním stejných citlivostí obou tras během provozní doby. Tím, že scintilace vznikají ve dvou nebo třech scintilátorech, jsou snímány téměř fotonásobičem, neprojevují se případné snížení zisku fotonásobiče, impulsního zesilovače atd. v poměru výšek obou píků a jejich obsahů, podle kterých je hodnocení prováděno.

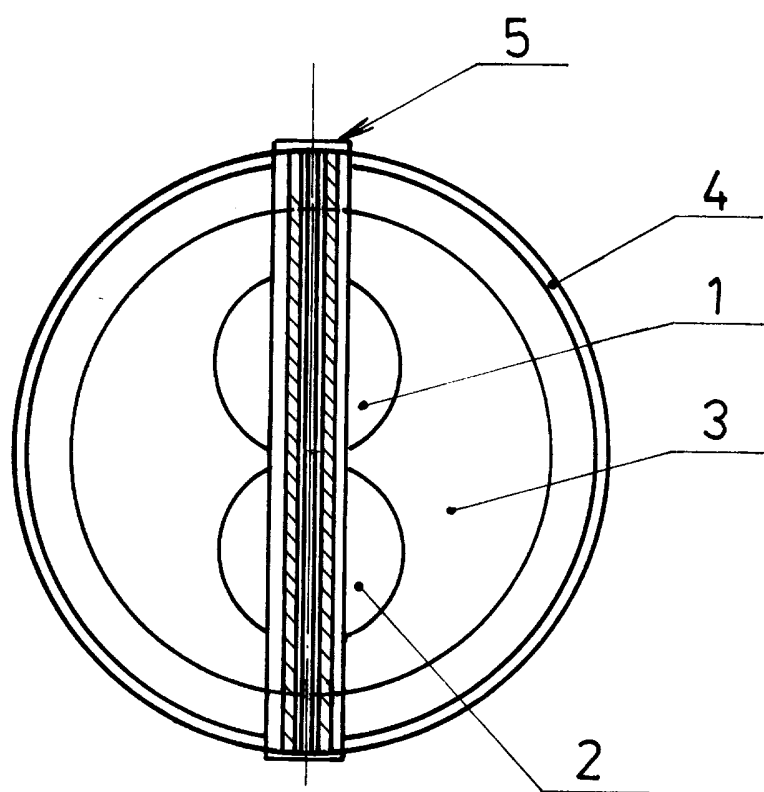
V kombinaci s jódem 125 značeným hippuranem lze vyšetřovací postup považovat i u malých dětí za skrínigový i za předpokladu opakování vyšetření, nebo velkého počtu vyšetření. Zvýšení spolehlivosti, nezkreslená data, jednoduchost hodnocení funkce obou ledvin přímým porovnáním píků registrovaných vedle sebe a možnost odečtení kvantitativních dat přímo z obrazovky jsou parametry, které jsou pro skrínigová klinická vyšetření velice žádoucí.

PŘEDMĚT VYNÁLEZU

Profilografický detekční systém pro jednotrasové skenovací zařízení, vyznačující se tím, že je tvořen velkoplošným fotonásobičem (3), k jehož fotokatodě jsou v optickém kontaktu připojeny alespoň dva tenké scintilátory (1, 2), zpravidla na bázi jodidu sodného aktivovaného thaliem, jejichž tloušťka je 1 až 2 mm, přitom nad scintilátory (1, 2) je umístěn kolimační systém (5) tvořený alespoň dvěma absorpčními segmenty (6, 7), přičemž kolimační štěrbinu vytvořená těmito absorpčními segmenty (6, 7) je ve směru páteře dítěte.

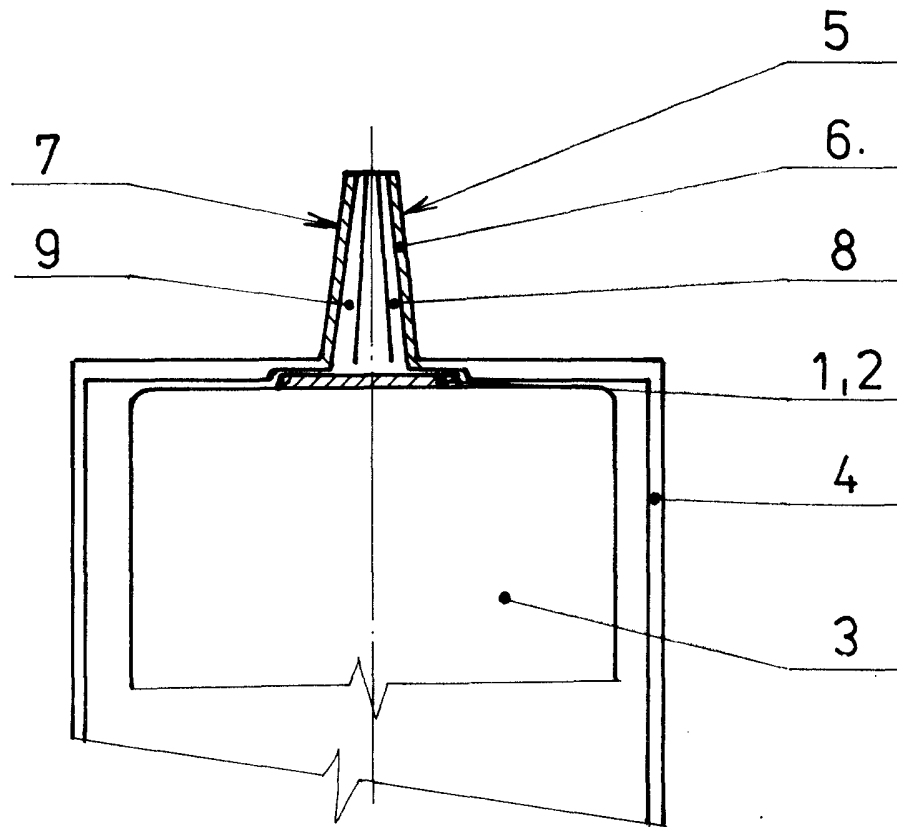
2 výkresy

249276



OBR.1

249276



0BR. 2