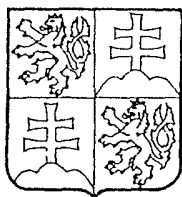


ČESKÁ A SLOVENSKÁ  
FEDERATIVNÍ  
REPUBLIKA  
(19)



FEDERÁLNÍ ÚŘAD  
PRO VYNÁLEZY

# POPIS VYNÁLEZU K PATENTU

271 487

(11)

(13) B2

(51) Int. Cl.<sup>5</sup>

G 01 T 1/15  
G 01 R 23/09  
H 01 L 31/00

(21) PV 2473-88.R

(22) Přihlášeno 11 04 88

(40) Zveřejněno 12 02 90

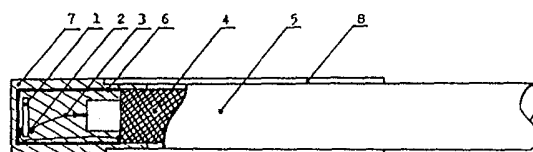
(45) Vydáno 19 08 91

(72) Autor vynálezu BURIAN ALEŠ ing., PRAHA

(73) Majitel patentu BURIAN ALEŠ ing., PRAHA

(54) Miniaturní sonda s polovodičovou  
fotodiodou pro měření dávkového  
příkonu v radioterapii

(57) Řešený problém spadá do oblasti radio-  
terapie, kde je při použití lékařských  
zdrojů ionizujícího záření pro léčebné úče-  
ly potřeba v rámci relativní dozimetrie  
mapovat rozložení dávkového příkonu v ra-  
dičních polích a v rámci verifikační do-  
zimetrie monitorovat dávkový příkon přímo  
v těle pacienta během ozařování. Dosavadní  
typy běžně používaných detektorů, jimiž  
jsou ionizační komory a detektory s polovo-  
dičovou diodou, nesplňují pro některé apli-  
kace požadavky na vysoký stupeň miniaturi-  
zace, tvar a tkániekvivalenci pouzdra son-  
dy, na účinné elektromagnetické stínění.  
Podstatou řešení je konstrukce dvou modifi-  
kací miniaturní sondy, vybavené polovodi-  
čovou miniaturní fotodiodou (1) pro měření  
dávkových příkonů při ozařování v radiote-  
rapii. Pro připojení kontaktů na fotodiodu  
(1) bylo použito vodivého uhlíkového tmelu  
(2). Pro vytvoření účinného elektromagne-  
tického stínění (6) byla užitá vodivá  
vrstva na bázi uhlíku a pro pouzdro foto-  
diody (1) byla použita směs (7) organických  
materiálů, která svým obsahem biogenních  
prvků aproximuje měkkou lidskou tkáň stan-  
dardního složení. Geometrické vlastnosti  
pouzdra jsou voleny podle typu aplikace  
každé ze sond. Vyhodnocování odezvy je ob-  
dobné jako u jiných detektorů s polovodi-  
čovou fotodiodou, tj. měří se proud gene-  
rovaný fotodiodou, která je zapojena  
v elektrometrickém obvodu v režimu nakrátko.



Obr. 1

Vynález se týká miniaturní sondy s polovodičovou fotodiodou pro měření dávkového příkonu v radioterapii. Sonda je určena pro získání informace o velikosti a prostorovém rozložení dávky, která bude absorbována v těle pacienta při radioterapeutickém ozařování v daném geometrickém uspořádání a za danou dobu, po kterou je pacient vystaven ionizujícím záření.

Pro měření dávkového příkonu jsou v současné době používány různé druhy dozimetrických sond, jejichž princip spočívá v registraci ionizujícího záření citlivým objemem sondy, přičemž odezvou této sondy je elektrický signál, který je dále zpracován příslušnou elektronickou trasou. Sondas se dělí na dvě základní skupiny lišící se tím, zda jako základní materiál pro vytvoření citlivého objemu je použit plyn, nebo pevná látka. Vzhledem k tomu, že ve srovnání s plynem je v pevné látce ionizující záření pohlcováno s podstatně větší účinností, je vyšší i odezva sondy na jednotkový objem. Proto lze při použití pevné látky vytvořit citlivý objem o výrazně menších rozměrech, což je předpokladem pro konstrukci miniaturních dozimetrických čidel. Miniaturizace dozimetrických sond je v radioterapii velice žádoucí, neboť při mapování radiačních polí je nezbytné co nejvyšší prostorové rozlišení. V praxi jsou pro tyto účely však dosud častěji používány detektory s plynným citlivým objemem, tzv. ionizační komory, jež se tudíž vyznačují poměrně velkými rozměry čidel, nejčastěji  $0,1 \text{ cm}^3$  a více, a nedostatečnou citlivostí pro měření v širokém rozsahu dávkových příkonů, jimiž je nutno se zabývat v radioterapii. Pro některé aplikace, jako je například proměňování brachyterapeutických zářičů, měření v oblastech s extrémním gradientem na křivkách relativních průběhů dávkových distribucí apod., jsou zcela nepoužitelné. Pro verifikační měření in-vivo je určitou komplikací také to, že na tyto detektory je přiloženo napětí několika set Volt. Na druhé straně hlavní předností ionizačních komor je dlouhodobá stabilita citlivosti, což je staví na přední místo v oblasti absolutní dozimetrie pro účely metrologie. Avšak v relativní dozimetrii, která zahrnuje mapování radiačních polí, je naopak kladen důraz na vysokou prostorovou rozlišovací schopnost a dostatečnou citlivost detektoru pro celý rozsah měřených dávkových příkonů. Pro získání z fyzikálního hlediska zcela korektní informace o prostorovém rozložení dávky v tkáni (aproximované tkáni standardního složení dle doporučení ICRU) je třeba, aby interakce ionizujícího záření s touto částí pouzdra detektoru, která má přímý vliv na odezvu v citlivém objemu detektoru, byla co do výsledného účinku pokud možno nejvíce podobná interakci ionizujícího záření s lidskou tkání. Vzhledem k tomu, že způsob interakce ionizujícího záření s látkou závisí především na efektivním protonovém čísle dané látky, bude dosaženo stejné interakce v tkáni a v materiálu pouzdra při rovnosti jejich efektivních protonových čísel. Materiál splňující předchozí podmínku bývá v praxi označován jako "tkániekvivalentní". Sondas s křemíkovou fotodiodou, které jsou v současné době na světovém trhu např. od fy Therados, Victoreen, CMS, však mají některé z následujících nedostatků jako nedodržení požadavku tkániekvivalence, neboť kontakty fotodiody jsou provedeny tmelem na bázi stříbra, stínění provedeno hliníkovou fólií a je nepřizpůsobený materiál pouzdra, dále nedostatečné stínění vůči působení vnějších rušivých polí, přičemž poměr užitečného signálu k šumu je limitujícím faktorem pro dosažení maximální dostupné citlivosti sondy, dále nedostatečná miniaturizace pouzdra a tvarová nevhodnost sond pro neinvazivní zavádění do úzkých nitrodělních dutin zejména do močové trubice, do dýchacích cest apod. Vzhledem k uvedeným nedostatkům nemohou výše jmenované detektory poskytovat v některých oblastech klinické dozimetrie v radioterapii uspokojivé výsledky.

Zmíněné nedostatky odstraňuje miniaturní sonda s polovodičovou fotodiodou pro měření dávkových příkonů v radioterapii, zkonstruovaná podle vynálezu, jehož podstata spočívá v tom, že miniaturní fotodioda, umístěná v přední části vodotěsného pouzdra, je vodivě připojena uhlíkovým tmelem k jednotlivým vodičům nízkošumového koaxiálního kabelu, který je zaústěn do tohoto pouzdra, přičemž elektromagnetické stínění fotodiody, provedené hmotou na bázi uhlíku, je připojeno k vnějšímu vodiči tohoto koaxiálního kabelu. Jako pouzdřící hmota je použita směs organických látek, jež svým výsledným obsahem biogenních prvků jako vodíku, uhlíku, dusíku a kyslíku, aproximuje měkkou lidskou tkáň standardního složení.

Novou konstrukcí sondy s výhodně uloženou miniaturní polovodičovou fotodiodou je dosaženo výrazného stupně miniaturizace pouzdra sondy, což spolu s použitím nového připojení kontaktů fotodiody, nového způsobu účinného elektromagnetického stínění vůči vnějším rušivým polím a nové pouzdřicí hmoty se složením, aproximujícím měkkou lidskou tkáň, podporuje požadavek co nejmenšího narušení ustaveného radiačního pole v tkáni vlivem pouzdra fotodiody. Znamená to, že je splněn požadavek "tkániekvivalence" pouzdra.

Výsledné provedení sondy závisí na účelu, pro který je daný typ sondy určen. Jedná se o dvě základní modifikace miniaturní sondy pro mapování radiačních polí, např. ve vodních fantomech sonda (a) je opatřena hliníkovým pláštěm, který slouží pro upevnění detektoru v měřicím zařízení, zatímco u miniaturizované sondy (b) pro verifikační měření in-vivo je kladen důraz na minimální vnější průměr a na optimální vlastnosti sondy s ohledem na její neinvazivní zavádění do nitrotělních dutin.

Příklad provedení miniaturní sondy s polovodičovou fotodiodou podle vynálezu pro zmíněné účely je znázorněn na dvou přiložených výkresech, přičemž na obr. 1 je uveden podélný řez miniaturní sondou (a) pro mapování radiačních polí a na obr. 2 je uveden podélný řez miniaturní sondou (b) pro aplikace in-vivo.

Ve zhotoveném funkčním vzorku sondy (a) ve vodních fantomech dle obr. 1 je miniaturní křemíková fotodioda 1 připojena katodou na vnitřní vodič 3 a anodou na vnější vodič 4 nízkohomového koaxiálního kabelu 5. Oba kontakty na fotodiodě 1 jsou vytvořeny pomocí vodivého uhlíkového tmelu 2. Rozměry čipu fotodiody 1, který je vyroben z monokrystalu křemíku vodivosti typu P, jsou  $2 \times 2 \times 0,3$  mm a fotodioda 1 je uložena kolmo na podélnou osu sondy v hloubce 0,2 mm od čelního povrchu. Elektromagnetické stínění 6 je tvořeno vodivou vrstvou na bázi uhlíku a je připojeno na vnější vodič 4 koaxiálního kabelu 5. Citlivý objem sondy je zapouzdřen hmotou 7, která je směsí organických materiálů s celkovým výsledným obsahem biogenních prvků v tomto rozsahu hmotnostních frakcí: H = 0,1 až 0,4; C = 0,2 až 0,4; N = 0,01 až 0,05; O = 0,3 až 0,6. Tím je dosaženo složení, jež aproximuje standardní měkkou lidskou tkáň. Pouzdro sondy je vodotěsně spojeno s koaxiálním kabelem 5, který je zatmelen do hliníkové trubičky 8 určené pro upevnění sondy v měřicím zařízení.

Konstrukční provedení funkčního vzorku miniaturní sondy (b) pro verifikační měření in-vivo dle obr. 2 je v principu obdobné konstrukci miniaturní sondy (a) pro mapování radiačních polí, je však dosaženo vyššího stupně miniaturizace. Výrazně k tomu přispívá podélné uložení čipu fotodiody 1; pomocí kontaktů z vodivého uhlíkového tmelu 2 jsou na fotodiodu 1 připojeny vodiče miniaturního nízkohomového koaxiálního kabelu 5, přičemž katoda je spojena s vnitřním vodičem 3 a anoda s vnějším vodičem 4. Elektromagnetické stínění 6, vytvořené vrstvou na bázi uhlíku, je připojeno na vnější vodič 4. Citlivý objem je zapouzdřen hmotou 7. Vnější povrch pouzdra na čele sondy má tvar polokoule o průměru 3 mm a je vodotěsně spojen s pláštěm koaxiálního kabelu 5, jehož vnější průměr je rovněž 3 mm. Toto provedení umožňuje neinvazivní zavádění miniaturní sondy (b) do nitrotělních dutin pacienta při aplikacích in-vivo.

Provedení obou typů sond - dle obr. 1 a obr. 2 - je specifické pro účely relativní dozimetrie a pro verifikační měření dávkových příkonů v polích terapeutických ozařovacích zdrojů fotonového nebo elektronového záření. Odezvou na dávkový příkon ionizujícího záření je fotoproud generovaný fotodiodou 1 a měřený elektrometrickým obvodem v režimu zapojení nakrátko. Citlivost fotodiody 1 použitých ve funkčních vzorcích se pohybuje kolem hodnoty  $120 \text{ nC.Gy}^{-1}$  a umožňuje měření dávkových příkonů v rozmezí  $10^{-3}$  až  $10^2 \text{ Gy.min}^{-1}$  s chybou  $\pm 10^{-5} \text{ Gy.min}^{-1}$ , danou klidovým proudem neozářenou fotodiodou 1. Tomu odpovídají měřené proudy od  $2 \cdot 10^{-12}$  do  $2 \cdot 10^{-7} \text{ A}$  s chybou  $\pm 2 \cdot 10^{-14} \text{ A}$ , což je klidový proud neozářenou fotodiodou při offsetovém napětí mezi vstupy elektrometrického operačního zesilovače  $\leq 10 \text{ } \mu\text{V}$ . S přihlédnutím k dané geometrické konfiguraci a citlivosti lze uvedené typy miniaturních sond (a) i (b) použít pro měření dávkových příkonů ionizujícího záření i v dalších oborech dozimetrie. Sonden vykazují citlivost i pro jiné druhy záření protony, neutrony, částice alfa, jedná se však o méně rozšířené oblasti aplikací, kde je zatím málo zkušeností a kde je třeba se podrobně zabývat problémy, spojenými se zvýšením radiačního poškození vnitřní

struktury čipu fotodiody v závislosti na akumulované dávce.

#### PŘEDMĚT VYNÁLEZU

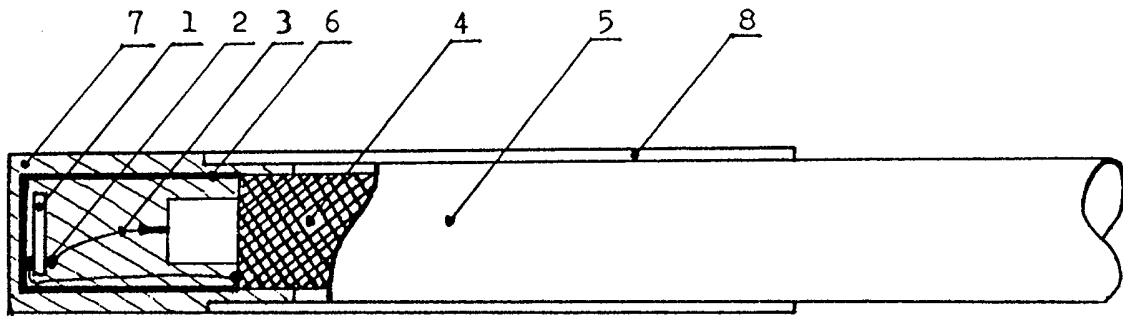
1. Miniaturní sonda s polovodičovou fotodiodou pro měření dávkového příkonu v radio-terapii, sestávající z vodotěsného pouzdra, do kterého je zaústěn nízkošumový koaxiální kabel, a ve kterém je v přední části umístěna miniaturní fotodioda chráněna krytem, vyznačující se tím, že vodivé připojení anody a katody fotodiody (1) k jednotlivým vodičům (3, 4) koaxiálního kabelu (5) je provedeno uhlíkovým tmelem (2), přičemž elektromagnetické stínění (6) obklopující fotodiodu (1) je provedeno hmotou na bázi uhlíku a je překryté pouzdríčí hmotou (7), vytvořenou směsí organických látek, jež svým obsahem biogenních prvků aproximuje měkkou lidskou tkáň standardního složení.

2. Miniaturní sonda podle bodu 1, vyznačující se tím, že čip miniaturní fotodiody (1) je uložen kolmo na podélnou osu sondy, přičemž sonda je opatřena vnějším pláštěm, tvarově uzpůsobeným pro upevnění sondy v měřicím zařízení.

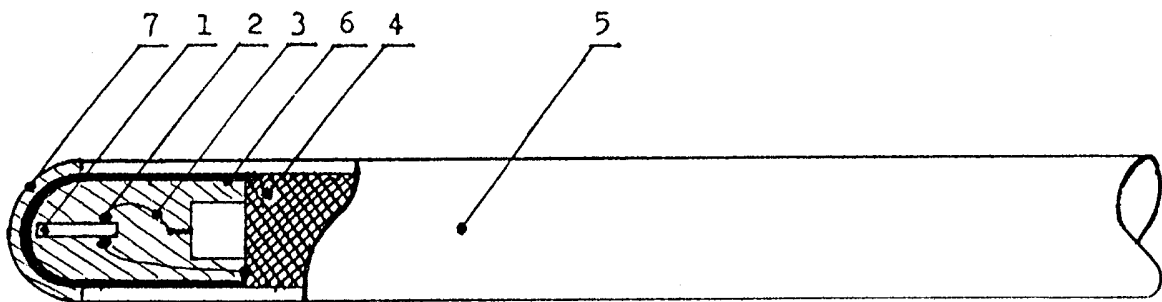
3. Miniaturní sonda podle bodu 1, vyznačující se tím, že čip miniaturní fotodiody (1) je uložen podélně v ose sondy, přičemž čelo je tvořeno pouzdríčí hmotou (7) ve tvaru polokoule a navazuje přímo na plášť koaxiálního kabelu (5).

1 výkres

CS 271487 B2



Obr. 1



Obr. 2