

Česká zemědělská univerzita v Praze

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

2012

Radim ZAŇKA

ČESKÁ ZEMĚDĚLSKÁ UNIVERZITA V PRAZE
Technická fakulta

**DETEKTORY IONIZUJÍCÍHO ZÁŘENÍ
A JEJICH VYUŽITÍ V OBLASTI MEDICÍNY**

Bakalářská práce

Autor práce:
RADIM ZAŇKA

Vedoucí práce:
RNDr. Jan Sedláček, Ph.D.

Praha 2012

ČESKÁ ZEMĚDĚLSKÁ UNIVERZITA V PRAZE

Katedra fyziky
Technická fakulta

ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

Zaňka Radim

Technika a technologie zpracování odpadů - Jičín

Název práce

Detektory ionizujícího záření a jejich využití v oblasti medicíny

Anglický název

Detectors of ionising radiation and their using in medicine

Cíle práce

Z dostupných zdrojů zachytit vývoj detektorů ionizujícího záření od vzniku po současnost, jejich výhody a nevýhody, využití v oblasti medicíny.

Metodika

Na základě studia dostupných materiálů vypracovat bakalářskou práci dle předložené osnovy. Předpokládá se rešeršní práce bez vlastních experimentů.

Osnova práce

1. Úvod
2. Cíl práce a metodika
3. Závěr
4. Seznam literatury
5. Přílohy

Rozsah textové části

25 stran

Klíčová slova

Detektory, ionizující záření, oblast medicíny

Doporučené zdroje informací

- 1) HALLIDAY, D. - RESNICK, R. - WALKER, J.: Fyzika, VUT v Brně, VUTIUM, 2000
- 2) http://cs.wikipedia.org/wiki/Detektor_ionizuj%C3%ADc%C3%ADho_z%C3%A1%C5%99en%C3%AD
- 3) <http://astronuklfyzika.cz/DetekceSpektrometrie.htm>
- 4) <http://www.pf.jcu.cz/stru/katedry/fyzika/prof/Svadlenkova/Detekce%20zareni.pdf>
- 5) <http://www.radioaktivita.cz/>

Vedoucí práce

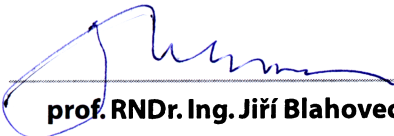
Sedláček Jan, RNDr., Ph.D.

Termín zadání

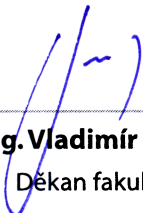
listopad 2010

Termín odevzdání

duben 2012


prof. RNDr. Ing. Jiří Blahovec, DrSc.
Vedoucí katedry




prof. Ing. Vladimír Jurča, CSc.
Děkan fakulty

V Praze dne 4.2.2011

Čestné prohlášení

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci vypracoval samostatně a všechny použité prameny jsem uvedl podle platného autorského zákona v seznamu použité literatury a zdrojů informací.

Praha 31. března 2012

podpis autora

Poděkování

Děkuji RNDr. Janu Sedláčkovi, Ph.D. za odborné vedení bakalářské práce.

Abstrakt

Radim Zaňka, DiS.

Vedoucí práce: RNDr. Jan Sedláček, Ph.D.

Detektory ionizujícího záření a jejich využití v oblasti medicíny

Detectors of ionizing radiation and their use in medicine

Bakalářská práce

Česká zemědělská univerzita v Praze, Kamýcká 129, 165 21 Praha 6-Suchdol

Tato bakalářská práce seznamuje se základními typy detektorů ionizujícího záření a s jejich využitím v lékařství. První část je obecná. Zabývá se vybranými typy detektorů, se kterými se lze v lékařské technice běžně setkat. Popisuje fyzikální podstatu jejich funkce a jejich přednosti i nevýhody. Důraz je kladen zejména na scintilační detektory, které jsou v tomto oboru v současnosti jedněmi z nejrozšířenějších, zejména v moderní zobrazovací technice. Z řady plynových detektorů záření jsou probrány ionizační komory a Geigerovy-Müllerovy detektory, dále polovodičové detektory a stručně detektory filmové, termoluminiscenční a fotoluminiscenční. Druhá část se věnuje aplikaci uvedených typů detektorů v hlavních oborech medicíny, které využívají ionizující záření (nukleární medicína, radiologie, radioterapie, případně laboratorní diagnostika), a to v přístrojové měřicí i zobrazovací technice a v zařízeních pro sledování přijaté dávky z ozáření.

KLÍČOVÁ SLOVA: ionizující záření, detektory, dozimetry, využití v lékařství

SUMMARY: This bachelor's thesis describes the main types of detectors of ionizing radiation and their use in medicine. The first part of the thesis is common. It engages in selected types of detectors which are usually used in practise. It describes physical essence of their functions and their advantages and also disadvantages. The emphasis is put especially on scintillation detectors which are one of the most widespread in this branch nowadays, especially in modern display techniques. From array of gas-filled radiation detectors are discussed: ionization chambers and Geiger-Müller detectors, then semiconducting detectors and briefly film detectors, thermoluminescent and fotoluminescent ones. The second part of this thesis engages in application of the previously mentioned types of detectors in the main branches of medicine which use ionizing radiation (nuclear medicine, radiology, radiotherapy, and possibly laboratory diagnostics). All of this is used in instrumentation, measure, and visual display techniques and in ionising radiation monitoring equipments.

KEYWORDS: ionizing radiation, detectors, dosimeters, use in medicine

Obsah

Úvod.....	2
1. DETEKTORY – ROZDĚLENÍ, DRUHY, CHARAKTERISTIKY.....	5
1.1. Plynové detektory.....	5
1.2. Scintilační detektory.....	9
1.3. Polovodičové detektory.....	14
1.4. Filmové detektory.....	15
1.5. Termoluminiscenční a fotoluminiscenční dozimetry.....	16
2. DETEKTORY IONIZUJÍCÍHO ZÁŘENÍ V MEDICÍNĚ.....	17
2.1. Laboratorní technika – měření radioaktivity vzorků.....	17
2.2. Detektory v zobrazovací technice v nukleární medicíně.....	19
2.3. Detektory v zobrazovací technice v rentgenové diagnostice.....	22
2.4. Detektory v dozimetrii.....	26
ZÁVĚR.....	29
LITERATURA.....	30
PŘÍLOHA. TABULKY SCINTILÁTORŮ.....	32

Úvod

Ionizující záření našlo v oblasti medicíny široké uplatnění. Počátky jsou spojeny s rentgenovou diagnostikou, následovanou prvními pokusy využít nejprve záření X k léčbě některých chorob. Postupem času se oba obory zdokonalovaly. Radiodiagnostika, využívající rentgenové záření k zobrazení některých orgánů, a radioterapie, využívající jej k terapii, zůstaly v medicíně po poměrně dlouhou dobu jedinými obory, které s ionizujícím zářením pracovaly. Od 50. let 20. století nastupuje obor nukleární medicíny, který v sobě spojuje hned několik směrů. Jednak je to diagnostika funkčních změn pomocí radionuklidů aplikovaných přímo do organismu, jednak léčba s využitím vhodných zářičů a nakonec laboratorní úsek pro radionuklidovou analýzu zejména nízkokoncentrovaných látek v krevních vzorcích.

Tyto obory se samozřejmě neobejdou bez potřeby ionizující záření registrovat a měřit. V zobrazovacích technikách v radiodiagnostice a nukleární medicíně je třeba, aby vhodné detekční zařízení dokázalo převést rozložení intenzity záření ve snímaném poli na hodnotitelný obrazový vjem, případně dokázalo předložit dalšímu stupni zpracování (počítači apod.) použitelná data, ze kterých je možné vytvořit hodnotitelné výsledky, ať již v podobě obrazů, grafů nebo číselných údajů. V radioterapii je potřeba zajistit parametry zdroje ionizujícího záření, energii kvant, správný dávkový příkon a jiné. V laboratorní diagnostice naměřená hodnota intenzity záření koreluje s koncentrací analytu ve vzorku.

Přínos ionizujícího záření je pouze jeden aspekt. Druhým je skutečnost, že ionizující záření je škodlivé vzhledem ke svým účinkům na hmotné prostředí, poškozuje látkovou strukturu, což má největší význam v účincích na živé tkáně, které jsou na poškození mnohem citlivější. Jako takové může být velmi nebezpečné, pokud překročí únosné limity. Otázky s tímto spojené řeší obor radiační ochrana.

K detekci a měření ionizujícího záření se používají speciální detektory. Měření probíhá pomocí příslušných fyzikálních metod a vhodné přístrojové techniky. Detektory umožňují zkoumat vlastnosti tohoto záření a využívat jej k cílené aplikaci. Podle své konstrukce poskytují kvantitativní informace o intenzitě, energii, prostorové distribuci a dalších vlastnostech záření.

V roce 1894 začal Wilhelm Conrad Röntgen ve své würzburgské laboratoři systematicky zkoumat katodové paprsky. V listopadu 1895 obalil katodovou trubici černým papírem, aby jej při pozorování světelných jevů vyvolaných těmito paprsky nerušilo intenzivní světlo výboje. Přestože neprůsvitný papír nemohl žádné světelné paprsky výboje propustit, krystalky platnatokyanidu barnatého na experimentátorově stole se bledozeleně rozzářily. Tyto neznámé paprsky byly označeny X, později po objeviteli označované také rentgenové.

Pokračovaly pokusy s tímto zářením s využitím fotografické desky. Roku 1896 objevil pomocí této desky přirozenou radioaktivitu A. H. Becquerel.

V roce 1903 si uvědomuje Ernest Rutherford, že typ záření objevený (ale nepojmenovaný) francouzským chemikem Paulem Villardem při pokusech s radiem v roce 1900 nemůže být alfa ani beta zářením, protože je mnohem pronikavější. Rutherford pojmenoval toto záření paprsky gama.

Při výzkumu záření alfa v následujících letech objevili Ernest Rutherford a Hans Geiger, německý fyzik, metodu detekce alfa záření pomocí záblesků na stínítku ze ZnS a ionizační komoru, která umožňovala částice záření počítat.

Hans Geiger spolu s Ernestem Marsdenem na základě principu ionizační komory vyvinuli přístroj, který byl později nazván Geigerův počítač. Používal se zatím jen pro částice alfa. Roku 1928 Geiger se svým doktorandem Waltherem Müllerem na univerzitě v Kielu zdokonalili počítač do té míry, že se jim jeho prostřednictvím podařilo registrovat všechny druhy tehdy známého ionizujícího záření.

Postupem času, mimo jiné s rozvojem vakuové techniky, se Geigerovy-Müllerovy detektory dále zdokonalovaly a staly se univerzálním zařízením pro měření záření v mnoha aplikacích. V roce 1947 vyvinul Sidney H. Libson samozhášecí halogenový počítač. GM detektory sehrály významnou úlohu v rozvoji jaderné a radiační fyziky jako první typ detektorů, který uměl registrovat jednotlivá kvanta ionizujícího záření, a nejen pouhou intenzitu či tok záření. Pro svoji jednoduchost, nízkou cenu a jednoduché uplatnění jsou široce používány pro detekci záření o nízké intenzitě. Jejich vývoj skončil v 80. letech 20. století.

Počátky scintilačních detektorů se pojí se zařízením, které se nazývá spintariskop. Jedná se o nejstarší a jeden z nejjednodušších scintilačních detektorů. Zkonstruoval jej v roce 1903 britský fyzik a chemik William Crookes. V základu je tvořen stínítkem pokrytým fluorescenční vrstvou ZnS. Na stínítko dopadají částice, které vyvolávají po dopadu scintilace (světelné záblesky). Ty byly pozorovány lupou v temné místnosti trénovanou odpočatou osobou s výborným zrakem. Tento způsob detekování částic byl ovšem značně únavný. Proto jakmile byly objeveny ionizační komory, ustoupilo se mezi lety 1930 a 1944 od tohoto způsobu pozorování částic.

Snahy využít fotocitlivého GM detektoru jako náhrady ZnS detektoru nevedly k úspěchům. Kromě nevýhodně položené oblasti maxima spektrální citlivosti (asi 260 nm) nedokáží měřit spektrum a mají významně velkou mrtvou dobu.

První prakticky využitelný scintilační detektor vyrobili S. C. Curran a W. R. Baker v roce 1944 v kombinaci ZnS scintilátoru a fotonásobiče firmy RCA typu 1P 21, vyráběného pro fotometrické účely ve filmovém průmyslu.

Významný zlom nastal od roku 1947. Byly objeveny organické scintilátory (antracen – H. Kallmann 1947) a anorganické (NaI:Tl – R. Hofstadter 1948). Rychlý vývoj nových scintilátorů byl prakticky ukončen objevy plastických a kapalných scintilátorů v roce 1950. Koncem 60. let pak přichází nový scintilátor BGO s vysokou účinností pro vyšší energie.

Od té doby byla objevena řada dalších scintilátorů, přesto zůstává NaI:Tl scintilátor dodnes nejpoužívanějším pro svoji dostupnost a snadnou výrobu i ve velkých objemech.

Déle než dvacet let byly scintilační detektory jediným zařízením, které umožňovalo spektrometrii fotonového záření s energií více než 0,1 MeV. V 70. a 80. letech přichází polovodičové detektory, vyvíjené již od 60. let, a rychle se šíří, avšak scintilátory zůstaly dodnes velmi početné v řadě aplikací. Jejich výhodou je kompaktnost, provozní nenáročnost a cenová dostupnost. Užívá se jich v lékařských, technických a vědeckých zařízeních, zejména jsou-li žádány extrémně velké detekční objemy pro registraci slabě interagujících částic.

Od 80. a 90. let vznikají složité sestavy scintilačních detektorů pro různé aplikace (např. pozitronové emisní tomografie), jsou objeveny nové materiály a s postupující digitalizací a prudkým rozvojem techniky se v mnoha oborech rychle mění dosavadní přístupy a postupy práce.

Tato práce předkládá přehled detektorů záření a jejich využití v medicíně. Neklade si za cíl být vyčerpávající, snaží se podtrhnout ty oblasti technického vybavení, které jsou z hlediska tohoto tématu podstatné. Ponechává stranou řadu detektorů, které se používají jen v některých specializovaných oborech.

S výjimkou zobrazovací techniky v nukleární medicíně jsou detektory v textu popisované (ačkoli se mohou lišit některými parametry) společné více oborům, z nichž v technické praxi můžeme jmenovat zejména defektoskopii. Detektory pro osobní dozimetrii jsou pak používány zcela obecně na různých pracovištích se zdroji ionizujícího záření.

1. Detektory – rozdělení, druhy, charakteristiky

Detektory ionizujícího záření tvoří vysoce variabilní skupinu zařízení. Přístroje pro měření a analýzu registrovaného záření jsou založeny na širokém využití jevů, které se pojí s ionizací a excitací atomů, molekul a krystalických soustav nebo disociací molekul a dalšími jevy v látce detekčního prostředí.

Následuje přehled typů detektorů podle vybraných základních charakteristik:

- podle principu detekce:
 - **fotografické** – založené na fotochemických účincích záření – filmové dozimetry, rtg. filmy, jaderné emulze);
 - **elektronické** – část absorbované energie záření se převádí na elektrické proudy či impulzy – plynové ionizační komory, proporcionální a Geigerovy-Müllerovy (GM) detektory, scintilační detektory, polovodičové detektory...
 - **materiálové** – využívají dlouhodobější změny vlastností určitých látek (složení, barva – radiochromatické detektory, excitace – termoluminiscenční a OSL dozimetry) působením ionizujícího záření – všechny fotografické a materiálové detektory pracují v kumulativním režimu (viz níže);
- podle časového průběhu detekce:
 - **kontinuální** – poskytující průběžnou informaci o okamžité intenzitě záření či počtu kvant ionizujícího záření – téměř vždy elektronické detektory;
 - **kumulativní** (integrální) – postupně shromažďují svou rostoucí odezvu během expozice – ta zůstává v detektoru uchována i po skončení expozice a může se vyhodnotit dodatečně – zejména fotografické a materiálové detektory;
- podle komplexnosti měřené informace:
 - **prosté detektory** – udávají intenzitu záření bez informace o druhu a energii – filmové a termoluminiscenční dozimetry, ionizační komory a GM detektor;
 - **spektrometry** – kromě intenzity měří energii částic a další charakteristiky – scintilační detektory, polovodičové detektory a magnetické spektrometry...
 - **zobrazovací detektory** – zprostředkují prostorové zobrazení intenzity záření: fotografický film, multidetektorové systémy (gamakamery, polovodičové „flat“ panely...);
 - **dráhové detektory částic** – určují dráhy pohybu částic v prostoru.

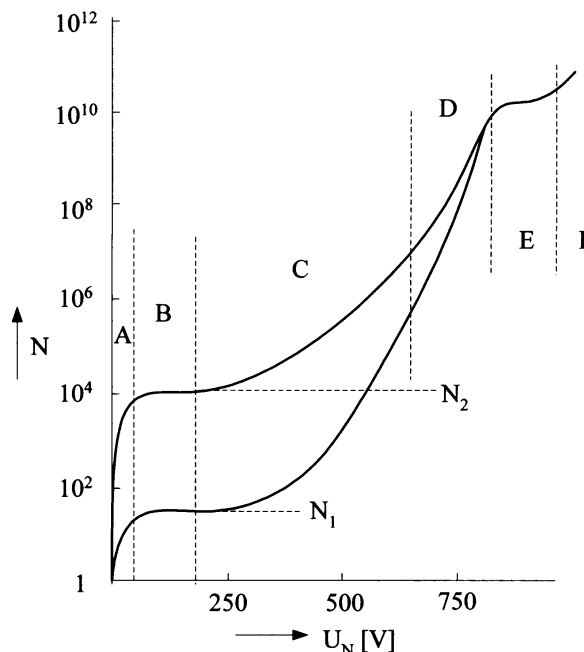
1.1. Plynové detektory

Podstatou plynového detektoru je využití efektu ionizace ve smyslu změny nevodivého plynu na vodivé prostředí s obsahem kationtů a elektronů.

VOLTAMPÉROVÁ CHARAKTERISTIKA OBECNÉHO PLYNEM PLNĚNÉHO DETEKTORU

Použití jednotlivých typů blíže objasňuje graf na obr. 1, který zobrazuje obecný průběh charakteristiky plynového detektoru ve smyslu závislosti počtu sebraných iontů na napětí na detektoru. Má pět hlavních oblastí [4, 12, 16, 21]:

- **Oblast rekombinační (A).** Při nízké intenzitě elektrického pole nestačí toto na oddělení produktů ionizace a dochází k jejich rekombinaci. Oblast se nevyužívá.
- **Oblast nasyceného proudu (B).** Rekombinace již neprobíhá, počet sebraných nosičů náboje N_s se rovná počtu nosičů vytvořených ionizací ($N_s = N_1$, resp. $N_s = N_2$). Je pracovním režimem ionizačních komor.
- **Oblast proporcionality (C).** Počet sebraných nosičů N_s je větší než N_1 či N_2 ; konstanta úměrnosti M je pouze funkcí napětí na detektoru a označuje se jako plynové zesílení detektoru. Efekt je způsoben sekundární ionizací od urychlených elektronů. V této oblasti pracují proporcionální detektory.
- **Oblast snížené proporcionality (D).** Odezvy přestávají být proporcionální vytvořeným počtům nosičů N_1, N_2 . K detekci se běžně nepoužívá.
- **Oblast Geigerova-Müllerova (E).** Obě křivky grafu splynou v jedinou stoupající křivku. Signál nezávisí na primární ionizaci (nenese informaci o energii částice). Sebraný náboj roste s napětím jen pozvolna. V této oblasti pracují GM detektory.
- **Oblast komoronového výboje (F).** Dochází k zapálení samovolného koronového výboje. Využívají ji koronové detektory.



Obr. 1: Charakteristika plynového detektoru [21]

Za předpokladu, že primární ionizační účinky N_i jsou úměrné energii částice E_i podle vztahu: $N_i = E_i \cdot w^{-1}$,

kde w je střední energie pro vznik jednoho iont-elektronového páru¹⁾, je počet sebraných nosičů na elektrodách detektoru a jim odpovídající náboj úměrný energii částice, která ionizaci způsobila a platí: $Q = e \cdot N_i \cdot M$,

kde Q je sebraný náboj, e náboj elektronu, M plynové zesílení. [12]

IONIZAČNÍ KOMORY

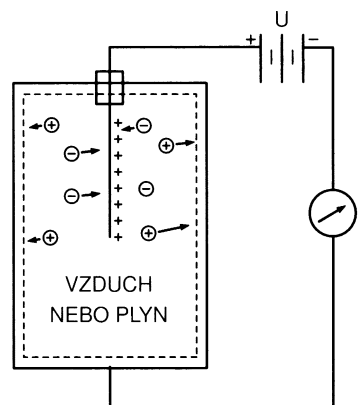
Ionizační komora (obr. 2) je základním elektronickým detektorem ionizujícího záření.

1 Pro všechny známé plyny leží w v intervalu 25–45 keV a velmi málo závisí na druhu částice.

Jako náplň stačí vzduch, lepší vlastnosti však vykazují inertní plyny (Ar, Kr, Xe). Konstrukce je obvykle deskovitá nebo válcová, může být i sférická.

Výhodou je možnost použití v prozovech s vysokými teplotami a velký rozsah měřených hodnot.

Je tvořena dvěma kovovými elektrodami v plynném prostředí pod napětím řádově stovky voltů. Neprocházejí-li mezi elektrodami ionizující záření, nevede systém proud. Při vniknutí ionizující částice dojde k ionizaci plynu, vzniknou nabitě částice a obvodem začne procházet slabý, intenzitě záření úměrný proud, který je měřen mikroampérmetrem.



Obr. 2: Ionizační komora [21]

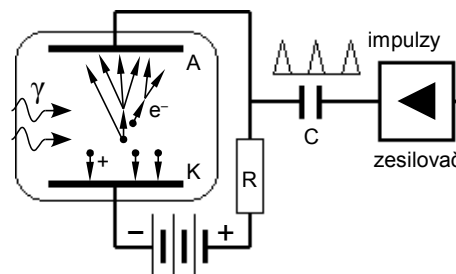
Vyhodnocení odezvy ionizační komory lze provést dvěma způsoby. Při proudovém (integrálním), v metrologii obvyklém způsobu se měří proud odpovídající vytvořenému náboji za jednotku času, měří se tedy střední hodnota. Protékající proud je však velmi slabý (asi 10^{-16} až 10^{-9} A), komora má tedy nízkou citlivost, proto se nehodí pro detekci slabého záření. Přestože komerčně dostupné přístroje dosahují citlivosti měření proudů až 10^{-15} A, je složité zajistit dostatečnou časovou a teplotní stabilitu. [12]

Druhým způsobem je vyhodnocení impulzní. Při tomto se vyhodnocuje náboj vzniklý jako výsledek interakcí jednotlivých částic. Počet impulzů je roven počtu interakcí, velikost impulzu je úměrná náboji vzniklému v interakci (a tedy energii částice). Problémem impulzního režimu je stav, kdy se vzrůstající četností interakcí v detektoru se objevují impulzy, které vyhodnocovací technika od sebe nedokáže časově odlišit, což vede k nesprávné spektrometrické interpretaci.

Proporcionální detektory. Jsou podobné ionizačním komorám, ale narušují od nich využívají jevu plynového zesílení ke znásobení počtu nosičů nábojů při ionizaci. Tím se dosahuje významně vyšších amplitud. Plynové zesílení bývá v řádu 10^3 – 10^4 . Spočívá ve vzniku sekundární ionizace urychlenými elektrony v silném elektrickém poli. Zmnožení náboje se označuje jako Townsendova lavina.

GEIGEROVY-MÜLLEROVY DETEKTORY

Ve své podstatě se jedná o ionizační komoru, hermeticky uzavřenou, naplněnou plynem o tlaku většinou nižším než atmosférický (jsou však i komory s vyšším tlakem). Elektrody jsou zapojeny v obvodu na takové napětí, aby komora pracovala v oblasti E charakteristiky výše (asi 600–1000 V). Katoda je tvořena tenkým válcovitě stočeným plechem, nebo v podobě pokovení vnitřní stěny trubice. Anodu tvoří axiálně napnuté wolframové vlákno. Funkční schéma ukazuje obr. 3.



Obr. 3: Geigerův-Müllerův detektor

Elektrickým polem urychlené elektrony narozdíl od prosté kaskádové ionizace v proporcionálních detektorech zde mohou způsobovat excitaci atomů a molekul. Deexcitaci provází emise fotonového záření v UV nebo blízké viditelné části spektra. Fotony se šíří všemi směry a při dopadu na katodu mohou způsobit emisi elektronů, které přechází k anodě a po svém výrazném urychlení způsobí opět excitaci atomů a celý proces se opakuje. Výsledkem je Geigerův-Müllerův výboj s konečným celkovým zesílením v řádu 10^6 – 10^{10} .

Pokud by nebyl výboj vhodným způsobem ukončen, pokračoval by dále a detektor by se mohl poškodit, nehledě na to, že po dobu výboje není možné registrovat další částice. Ke zhášení výboje se používají dva postupy: snížení napájecího napětí na elektrodách detektoru (nesamozhášecí detektor) nebo přidání vhodného zhášecího plynu do jeho plynové náplně (samozhášecí detektor).

Vlastnost samozhášení mají 5–10% příměsí polyatomických plynů, jejichž ionizační potenciál je nižší a molekulární struktura složitější než základního plnicího plynu. Často se v běžně vyráběných detektorech používají páry etanolu, metanolu a ethylesteru kyseliny mravenčí. Molekuly těchto těžších plynů absorbují ultrafialové fotony (způsobující excitaci), a přispívají tak k rychlému přerušování výboje.

Z důvodu absence regenerace disociovaných molekul zhášecího plynu v původní molekule je životnost těchto detektorů omezena řádově 10^9 impulzů. Dlouhou životnost mají halogenové zhášecí náplně (podíl do 1 %). Na druhou stranu je výroba technologicky složitá, protože halogeny vzhledem k své reaktivitě vyžadují pasivaci povrchů. Dále jejich citlivost závisí na průměru trubice a mají dlouhou dobu náběhu výstupních impulzů (nehodí se pro časově náročná měření).

MRTVÁ DOBA A DOBA ZOTAVENÍ DETEKTORU

Mrtvá doba je stav, ve kterém detektor nedokáže registrovat další částice záření. Její původ spočívá ve vzniku prostorového náboje kladných iontů po délce celé trubice a v blízkosti anody v důsledku menší pohyblivosti iontů, což snižuje intenzitu elektrického pole v blízkosti anody do té míry, že elektrony pocházející z další interakce registrovaného záření nedokáží vytvořit lavinu. Oblak kationtů se přesouvá směrem ke katodě a po určité době, která se označuje jako mrtvá, může částice vniknuvší do trubice opět vytvořit impulz. Výška tohoto impulzu však bývá nižší. Původní velikosti dosáhnou impulsy až po tzv. době zotavení (regenerace), kdy většina prostorového náboje zrekombinuje.

V praxi se často uvádí tzv. efektivní mrtvá doba, což je doba určená diskriminační hladinou vyhodnocovacího zařízení, tedy lépe řečeno při nabíhající výšce jednotlivých impulzů takovou amplitudou impulzu, kterou vyhodnocovací zařízení dokáže registrovat. Nejnižší mírou efektivní hodnoty je tedy hodnota mrtvé doby. Se vzrůstajícím napětím se mrtvá doba zkracuje. Pohybuje se řádově v 10^{-4} s. [27] Chyba způsobená mrtvou dobou se projevuje zvláště při vysokých četnostech registrovaných částic.

GM DETEKTORY PRO ZÁŘENÍ ALFA A BETA

K detekci záření α a nízkoenergetického β záření se nejčastěji používají okénkové detektory. Okénko v čele bývá ze slídy nebo z plastové fólie a je místem, kudy do trubice vstupuje záření. Někdy bývá z lehkého plechu. Anoda je vetknuta do protější stěny, katodou je válcový plášť.

Jinou modifikací jsou průtokové GM detektory pro registraci záření α a měkkého β . Mají extrémně tenké okénko – běžně až $0,9 \text{ mg/cm}^2$. [12] Jelikož nelze zaručit dokonalou plynotěsnost, je pracovní plyn přiváděn ze zdroje a po průtoku detektorem opět odveden. Při ještě měkčím záření β (^3H , ^{14}C) je zářič přímo smíchán s plynovou náplní.

DETEKCE ZÁŘENÍ GAMA

Detekce fotonového záření je založena na odlišném principu než detekce záření korpuskulárního (α , β). Vzhledem k nepřímému ionizačnímu účinku γ záření, nízké hustotě a protonovému číslu plynu toto nevyvolá dostatečnou ionizaci, respektive podíl přímého účinku je minimální. Hlavní způsob účinku γ záření je založen na uvolnění elektronů v důsledku fotoefektu, Comptonova efektu nebo tvorby párů e^+/e^- , který probíhá na stěnách trubice. Počet elektronů je závislý na protonovém čísle (dále Z) materiálu katody a její tloušťce, v optimálním případě rovné maximálnímu doletu elektronů v tomto materiálu.

Detekční účinnost pro záření γ se pohybuje u katod s nízkým protonovým číslem (Z) od 0,02 % do 1 % v energetickém intervalu 0,1–1 MeV. Ke zvýšení účinnosti je možné katodu pokrýt tenkou vrstvou materiálu o vysokém Z , jejíž síla musí odpovídat dosahu sekundárních elektronů, které v ní při interakci vzniknou. Olovený povlak síly 0,01 mm zvýší účinnost hliníkového detektoru při energii fotonů 250 keV $25\times$ a při 100 keV $11,5\times$. [12]

V případě fotonů X tyto detektory používají jednoho z dvou výše zmíněných principů. V prvním případě se využije přímého účinku na plynovou náplň. Tato náplň má dostatečně zvýšený tlak, čímž se zvýší hustota plynu, a tedy částic plynu, které interagují s X zářením. Druhým řešením je použití principu vyvolání sekundárního elektronového záření interakcí s okénkem detektoru z vhodného materiálu. Zde však účinnost vysoce závisí na nejednoduché volbě materiálu okénka ve vztahu k energii měřeného záření. Tento způsob se v praxi používá jen minimálně.

1.2. Scintilační detektory

Podstatou scintilačních detektorů je přeměna absorbované energie ionizujícího záření na energii fotonů zpravidla viditelné nebo blízké ultrafialové části spektra.

PRINCIP ČINNOSTI SCINTILAČNÍCH DETEKTORŮ

Činnost scintilačního detektoru spočívá v několika po sobě jdoucích operacích:

- absorpce měřeného záření scintilátorem;
- vlastní scintilační proces – konverze energie záření na energii scintilačních fotonů;

- tok scintilačních fotonů na fotocitlivý prvek – fotokatodu nebo fotodiodu;
- emise fotoelektronů katodou fotonásobiče na podkladě fotoelektrického jevu nebo generování elektron-děrových párů v přechodu fotodiody;
- zesílení toku elektronů fotonásobičem prostřednictvím série dynod a sběr na anodě;
- analýza napět'ových impulzů.

ZÁKLADNÍ PARAMETRY SCINTILÁTORŮ

Konverzní účinnost – poměr střední energie vyzářených lumin. fotonů k absorbované energii záření. V praxi se častěji než konverzní účinnost používá tzv. světelný výtěžek, udávaný jako počet emitovaných světelných fotonů na 1MeV pohlcené energie detekovaného kvanta primárního záření.²⁾

Luminiscenční emisní spektrum – popisuje spektrální složení (vlnové délky) emitovaného světla. Je funkcí vlnové délky udávající poměrnou část z celkového počtu emitovaných fotonů, vyzářených na dané vlnové délce. Hodnoty bývají tabelovány nebo odčítány z grafů; většina katalogů výrobců udává jen vlnovou délku emisního maxima.

Luminiscenční odezva – energie L , vyzářená scintilačními fotony po absorpci částice s energií E : $L = S \cdot E$, kde S je konverzní účinnost.³⁾

Doba trvání scintilace – dosvit – doba, za níž tok scintilačních fotonů poklesne na $1/e$. Spoluurčuje rychlost celého procesu scintilační detekce – mrtvou dobu detektoru a časové rozlišení při koincidenčním použití dvou či více scintilačních detektorů. [27]

Energetické rozlišení – schopnost rozlišit dva fotony γ s blízkými hodnotami energie. Výsledné rozlišení závisí na více faktorech, především na dokonalé optické průzračnosti scintilačního materiálu.

ORGANICKÉ SCINTILÁTORY

Podstatou scintilačního procesu je luminiscence související s energetickými stavy π -elektronů vazeb aromatických molekul, která se pojí s deexcitací těchto elektronů.⁴⁾

Rozdělení organických scintilátorů [12]:

- jednosložkové – antracen, trans-stilben, quarterfenyl – v praxi používané pro svoji dostatečnou konverzní účinnost;
- dvousložkové – kapalné (p-terfenyl v toluenu), plastové (p-terfenyl v polystyrenu);
- tříložkové.

2 Nejvyšší konverzní účinnost organických scintilátorů 0,038 má krystal antracenu ($C_{14}H_{10}$), který se používal jako referenční. Protože jeho účinnost je významně závislá na tloušťce krystalu, později se jako referenční volí anorganický krystal NaI:Tl (antracen má asi 46 % účinnosti NaI:Tl).

3 V tomto smyslu je třeba se zmínit o tzv. ionizačním (vnitřním) zhášení, což je proces likvidace excitace z primárního scintilačního procesu silně zastoupenými vysoce ionizujícími molekulami první složky (rozpuštědla) jakožto analogie k rekombinaci v plynových detektorech; další možnou příčinou jsou odlišné optické vlastnosti povrchové vrstvy (zejména v důsledku oxidace).

4 Poměr excitační energie π -elektronů k absorbované energii záření je asi 0,1.

Organické scintilátory se obecně hodí pro detekci β záření; pro energie větší než 125 keV mají lineární odezvu, pro nižší energie je možné použít výpočetní korekci.

Speciálním typem jsou **kapalné scintilátory**, které se nejčastěji užívají jako interní detektory pro měření β zářičů s nízkoenergetickým zářením (^3H , ^{14}C). Většinou tvoří první složku kapalné uhlovodíky nebo jejich směsi (toluen, xylen), někdy i minerální oleje.

Detekce fotonového záření organickými scintilátory není vhodná. Důvodem je nízké protonové číslo a malá hustota. Využití tyto detektory přesto nachází při měření nízkých aktivit ve velkých objemech, například aktivity potravin, radioaktivního odpadu v sudech, měření zamoření osob, vozidel atd. při výstupu z kontrolovaných objektů.

ANORGANICKÉ SCINTILÁTORY

Tyto scintilátory jsou obecně vhodné pro detekci i spektrometrii, neboť vzhledem k svému složení mají vyšší efektivní protonové číslo než scintilátory organické.

Rozlišujeme tři typy těchto scintilátorů:

a) **Čisté monokrystaly**. Patří mezi ně alkalické halogeny NaI nebo CsI. Ke spuštění scintilačního procesu však vyžadují chlazení na teplotu kapalného dusíku. Některé z nich není nutné chladit, například CaF₂, BaF₂, CaWO₄, CdWO₄, Bi₄(GeO₄)₃ (zn. BGO). Nevýhodou je jejich nízká konverzní účinnost s omezením velikosti v řádu několika centimetrů.

b) **Aktivované monokrystaly**. Nevyžadují chlazení. Patří k nim:

- halogenové monokrystaly aktivované těžšími kovy (Tl, Eu, Na, In, Pb): např. NaI:Tl, LaBr₃:Ce a LaCl₃:Ce;
- monokrystaly s nižším protonovým číslem: CaF₂(Eu), YAG:Ce, YAP:Ce, vhodné jako náhrada organických krystalů pro β záření;
- rychlé scintilátory na bázi křemičitanů LSO, GSO, LYSO, užívané ve výpočetní tomografii a pozitronové emisní tomografii;
- scintilační keramika o podobném složení jako aktivované scintilátory, ale skládající se z malých, za velkého tlaku lisovaných krystalků (levnější výroba, tvarová variabilita);
- sulfidy ZnS a CdS, které je možné aktivovat přebytkem Zn nebo Cd nebo příměsí těžkých kovů (Ar, Cu).

SCINTILÁTORY Z ALKALICKÝCH HALOGENŮ

Zjednodušeně lze říci, že při procesu ionizace jsou elektrony uvolněny z iontových vazeb a dostávají se do vodivostního energetického pásu, vznikají páry elektron–kladná díra, které se spolu slabě váží – tzv. excitony. Ionizované elektrony mají určitý přebytek energie ve vodivostním pásu. Za předpokladu, že teplota krystalu je dostatečně nízká, ztrácejí tuto energii postupně tepelně, klesají na nižší, rovnovážnou polohu elektronu ve vodivostním pásu. Protože elektrony nejsou v elektrostatickém poli, mohou se v krystalu volně pohybovat a jsou snadno zachyceny kladnými ionty. Dochází k rekombinaci páru elektron–díra, při které se elektron vrací do valenčního pásu, přičemž je emitováno elektromagnetické záření – světelný foton.

Konverzní účinnost bývá poměrně vysoká (kolem 25 %), ovšem za podmínky chlazení kapalným dusíkem (77 K).

Scintilační proces v aktivovaných krystalech probíhá prakticky stejným způsobem. Aktivátor zde existuje jako kladný iont. Ten přitahuje a zachycuje volně se pohybující elektrony ve vodivostním pásu a má tendenci k záhytu excitonů a absorpci ultrafialových fotonů. V obou případech je výsledkem excitovaný atom aktivátoru. Při jeho deexcitaci do základního stavu je emitován foton. [12]

Aktivační příměs mimo jiné plní funkci posunovače spektra ve smyslu převodu UV záření k delším vlnovým délkám. Konverzní účinnost při 300 K bývá zpravidla menší než u chlazených neaktivovaných krystalů. Scintilační proces bývá delší a dosvit asi dvojnásobný. Některé nečistoty mohou tvořit v krystalech centra s energetickými úrovněmi těsně pod vodivostním pásem, ta zachytí elektrony z vodivostního pásu a prodlužují dobu dosvitu. Je-li tento efekt výrazný, označuje se jako zhášení luminiscence nečistotami.

Většina halogenidů je silně hygroskopická a vyžaduje tedy hermetické pouzření.

VYBRANÉ ANORGANICKÉ SCINTILÁTORY

Následující přehled uvádí přednosti a nevýhody vybraných scintilátorů, používaných častěji v lékařských přístrojích [12, 23, 27]. Podrobné parametry viz tabulky v příloze.

NaI:Tl – iodiid sodný aktivovaný thaliem (1–2 %)

Dlouhou dobu představoval detektor s nejlepší rozlišovací schopností pro γ záření. Hodí se zejména pro detekci nízkých a středních energií záření γ . Vlnová délka maxima emisního spektra se pohybuje kolem 410–420 nm, přičemž velmi málo závisí na teplotě. Výhodou je přijatelná cena a možnost výroby velkoobjemových krystalů, dobrá detekční účinnost a dobrá rozlišovací schopnost. Významnou nevýhodou je, že je hygroskopický, vyžaduje tedy vzduchotěsná pouzdra. Vnitřní stěny pouzdra jsou opatřeny reflexním povlakem např. oxidu hořečnatého pro zvýšení světelného výtěžku. Při styku se vzduchem pohlcuje krystal vlhkost, dochází k hydrolyze (žloutnutí), ztrácí transparentci, zhoršuje se energetické rozlišení a konverzní účinnost.

CsI:Tl – iodiid cesný aktivovaný thaliem

Používá se méně často než NaI:Tl, zejména kvůli vysoké ceně cesia. Nedosahuje tak dobré energetické rozlišovací schopnosti, což plyne z méně než polovičního fotoelektronového výtěžku proti NaI:Tl. Není hygroskopický. Relativní nevýhodou je umístění maxima luminiscenčního spektra kolem 550 nm, což je za hranou většiny fotonásobičů, ovšem z hlediska fotodiod se jedná o vlnovou délku ideální. Lze dobře pěstovat do formy polykrystalické látky se strukturou, kde desku o tloušťce několika milimetrů tvoří vedle sebe stojící tyčinky mikrokystalů o průměru asi 5 μm jakožto nezávislé detekční objemy; hodí se pro kombinaci s maticí fotocitlivých elektronických prvků s velkým rozlišením.

Bi₄Ge₃O₁₂ – bizmut-germanium-oxid – zn. BGO

Je od roku 1970 používán jako scintilátor pro měření záření γ , zejména vysokoenergetického, neboť luminiscenční odezva na nízkoenergetické fotony je nízká. Má vysokou hustotu 7,13 g/cm³. Spektrální maximum je kolem 480 nm. Ve srovnání s NaI:Tl činí velmi malý podíl pomalé komponenty dosvitu tento krystal vhodný pro aplikace v zobrazovacích metodách v lékařství, především CT a PET, kde umožňuje dosahovat geometrického rozlišení 1–2 mm. Velmi dobře se opracovává, neštípe se, je chemicky odolný, má vyšší tvrdost a není hygroskopický, vykazuje stabilní parametry až do dávky $5 \cdot 10^4$ Gy.

<p>Gd₂SiO₅:Ce – gadolinium-orthosilikát aktivovaný cerem – zn. GSO</p> <p>Kombinuje v sobě výhody vysoké detekční účinnosti, plynoucí z vysokého Z, možnosti výroby velkých krystalů a rychlé doby dosvitu (56 ns). Používá se mimo jiné ke konstrukci detektorů PET a CT. Radiačně je velmi odolný až do dávky kolem 10 MGy.</p>
<p>Lu₂SiO₅:Ce – utetium-orthosilikát akt. cerem – zn. LSO a Lu_{2-x}Y_xSiO₅ – zn. LYSO</p> <p>Scintilátory dosahují vysokého světelného výtěžku, až 75 % NaI:Tl, a rychlé doby dosvitu (40–50 ns). Jsou vhodné pro výrobu detektorů PET, kde narozdíl od BGO mají lepší rozlišovací schopnost a rychlejší odezvu. Nevýhodou je vysoká cena lutecia. Ytrium, přidané v LYSO, vede k mírnému navýšení světelného výtěžku a zlepšení rozlišovací schopnosti, mírnému snížení detekční účinnosti, především však ke zvýšení teplotní stability světelného výtěžku.</p>
<p>CdWO₄ – wolframan kademnatý</p> <p>Hustota 7,9 g/m³ jej předurčuje k detekci záření γ. Má vysokou teplotní stabilitu odezvy. Nevýhodou je dlouhá doba dosvitu 14 μs a ne zcela vhodné emisní spektrum pro fotonásobiče. Výhoda je však v poměrně dobrém dozívání emise, kdy po 3 ms je vyzářeno pouhých 0,1 % fotonů z celkové odezvy. Toho lze s výhodou využít ve výpočetní tomografii. Je málo tepelně a mechanicky odolný.</p>

ZPRACOVÁNÍ FOTONOVÝCH SIGNÁLŮ ZE SCINTILÁTORŮ

Fotony se z místa svého vzniku ve scintilátoru šíří všemi směry. Toto není žádoucí a řeší se to pokrytím stěn krystalu, které nepřechází na vyhodnocovací zařízení, vrstvou reflexního materiálu.

Nejčastějšími převodníky fotonů na elektrické impulzy jsou fotonásobiče, mnohem méně pak fotodiody.

Je-li potřeba oddělit (vzdálit) fotonásobič od scintilátoru (např. z důvodu ochrany před účinky prostředí), používají se světlovody, nejčastěji z organických skel nebo polystyrenu. K zamezení reflexe světla na optickém rozhraní scintilátoru a fotonásobiče se používají např. vrstvičky silikonových olejů nebo gelů. Pevné spojení obou součástí je tzv. scintiblok.

V dnešní době jsou fotonásobiče jedněmi z mála přeživších vakuových elektronek. Skládají se z fotokatody, 10–14 dynod, sběrné anody a děliče vysokého napětí (obr. 4).

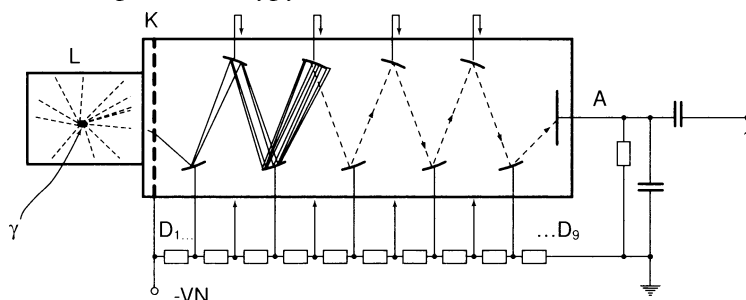
Činnost fotokatody je založena na fotoefektu; podmínkou vzniku fotoefektu je energie fotonu větší než vazebná energie elektronu. Luminiscenční spektra fotonásobičů spadají většinou do oblasti 350–500 nm. Tomu přísluší tři typy fotokatod:

a) Sb-Cs – reagují na UV záření i viditelné;

b) Cs-K-Sb, Cs-Rb-Sb – tzv. bialkalické, nahrazují často (a), mají vyšší odezvu na modré světlo, nižší šum, obecně se dobře hodí pro scintilační techniku;

c) Na-K-Sb – vysokoteplotní bialkalické (až do 150 °C) a pro nízké intenzity záření.

K násobení elektronového proudu dochází sekundární emisí. Primární elektron s dosta-



Obr. 4. Schéma fotonásobiče [21]

tečnou energií při dopadu na povrch kovové dynody vyrazí více elektronů, jejichž střední počet je úměrný energii elektronu dopadajícího – číselně roven proudovému zesílení jednoho násobícího stupně δ :

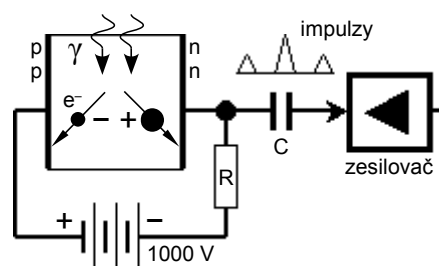
$$\delta = A \cdot V^S,$$

kde A je konstanta, V potenciál, kterým byl urychlen primární elektron a S součinitel sekundární emise dle materiálu a struktury povrchu. Opakování tohoto procesu vede k zesílení až 10^8 . Dynody bývají z materiálu s velkým součinitelem emise (povrchové vrstvy nejčastěji z SbCs a BeO).

Postupně rostoucí kladný potenciál zajišťuje obvykle odporový dělič vysokého napětí. Poslední dynody musí být blokovány kondenzátory, aby jejich velký impulzní proud nezaťažoval dělič, což by vedlo ke změnám zesílení dynodového systému.

1.3. Polovodičové detektory

Ve své podstatě je polovodičový detektor fotodiody. Nabízí větší kvantovou účinnost, tím lepší rozlišovací schopnosti. K výhodám patří i mnohem nižší provozní napětí, necitlivost k vlivům magnetického pole, kompaktnost a mechanická odolnost. Časová odezva je s fotonásobiči srovnatelná. Schéma detektoru ukazuje obr. 5.



Obr. 5: Polovodičový detektor

Fotodiody můžeme rozdělit do dvou hlavních skupin: konvenční a lavinové.

Konvenční fotodiody jsou charakteristické tím, že signál sebraný na výstupu odpovídá množství fotonů vytvořených elektron-děrových párů. Lavinové fotodiody umožňují signál zesílit tím, že uvnitř diody samotné dojde k znásobení počtu elektron-děrových párů.

Fotodiody představuje PIN diody zapojenou v závěrném směru přes rezistor na napětí řádově 1000–2000 V. Za těchto okolností jí protéká pouze minimální proud. Po dopadu fotonů ze scintilátoru vzniknou v diodě elektron-děrové páry, které umožní vedení proudu v závěrném směru, a tím vznik signálu. Toto je jistá analogie k ionizačním komorám a vzniku „párů“ iont–elektron. Při proběhnutí proudového impulsu v obvodu vznikne na pracovním odporu napěťový úbytek a přes kondenzátor se elektický impuls odvede k předzesilovači. Amplituda impulsu na výstupu je přímo úměrná sebranému náboji, tedy energii kvanta záření. Detektor je tedy možné použít pro spektrometrickou analýzu.

Germaniové detektory záření γ mají zvlášť dobrou rozlišovací schopnost (zpravidla lépe než 1 keV, což je asi 30krát lepší než u scintilačních detektorů) a vysoký podíl fotovrchohu ke spojitému comptonovskému šumu. Nevýhodou vůči scintilátorům je nižší detekční účinnost pro γ záření a delší mrtvá doba (daná elektronikou systému). [27]

Detektory se používají v případech, kdy je vyžadováno výborné energetické rozlišení, například při měření radionuklidové čistoty preparátů.

Polovodičové detektory se vyrábějí zejména z výše zmíněného germania, a to buď ve verzi se stopovým množstvím lithia nebo ze superčistého germania (HPGe)⁵⁾ nebo křemíku.

Polovodičové spektrometrické detektory pro svou správnou funkci zpravidla potřebují být chlazeny na teplotu kapalného dusíku. U detektorů pro nízké energie bývá často chlazen i předzesilovač.

Lavinové fotodiody. Po vytvoření elektron-děrového páru jako v konvenční diodě driftují elektrony do oblasti s vysokou intenzitou elektrického pole, zde získávají dostatečné množství energie na to, aby byly schopny vytvářet další elektron-děrové páry. Díry vzniklé v lavině migrují opačným směrem než elektrony. Při vyšších intenzitách elektrického pole i tyto díry mají násobící účinek. Používají se v aplikacích, kde je třeba velké citlivosti, mimo jiné v pozitronové emisní tomografii.

1.4. Filmové detektory

Filmová detekce spočívá ve fotochemické reakci substrátu naneseného na vhodné médium, obvykle film – plastová fólie. Jako fotocitlivé vrstvy se používá halogenidů stříbra, obvykle AgBr (bromid stříbrný), jehož krystalky jsou rozptýleny v nosné želatinové vrstvě, dohromady tvořící tzv. fotografickou emulzi.

V molekule AgBr jsou atomy stříbra a bromu vázány poměrně slabou iontovou vazbou. Fotochemická reakce je způsobena pohlcením světelného fotonu, v důsledku čehož se z vázaného atomu bromu uvolní elektron: $\text{Br}^- + f \rightarrow \text{Br} + e^-$. Elektron může být pohlcen iontem stříbra: $\text{Ag}^+ + e^- \rightarrow \text{Ag}$. Vzniká tak volné stříbro. Podmínkou reakce je vyšší hodnota energie fotonu než vazebné energie uvolněného elektronu. Míra uvolnění atomů stříbra na filmu představuje latentní obraz, který bez chemického „vyvolání“ není viditelný. Názory na přesný způsob vzniku latentního obrazu nejsou jednotné [28].

Po vzniku latentního obrazu proniká vyvolávací látka ve své disociované formě, která má záporný náboj, k zárodkům latentního obrazu a předává mu své elektrony, takže dochází k redukci stříbra. Setkáním elektronu s dalšími ionty Ag^+ se redukční děj přenáší dále do krystalu AgBr a redukují se další ionty stříbra. Chemický proces redukce postupně zachvátí celé zrno AgBr, vznikne velký počet atomů stříbra (multiplikační faktor cca 10^8). Tento proces nastává jen na těch krystalcích AgBr, které obsahovaly již před vyvoláním několik atomů fotolyticky vyloučeného stříbra. Různá míra expozice fotografické emulze je tak zviditelněna pomocí hustoty zrníček koloidního stříbra. Zbýlý neosvětlený AgBr se z citlivé vrstvy odstraní rozpuštěním v ustalovači. Míra zčernání vyvolaného filmu je tedy úměrná hustotě ionizace v daném místě.

5 V rafinaci bylo dosaženo skvělých výsledků, když na jeden atom příměsi připadá více než 10^{12} atomů Ge. Jedná se o nejčistší materiál, který dnes člověk dokáže připravit. [12]

1.5. Termoluminiscenční a fotoluminiscenční dozimetry

Tyto detektory patří mezi tzv. materiálové, a tedy i kumulativní. Detekce je založena na jevu metastabilní excitace některých dielektrických materiálů. Působením ionizujícího záření se uvolněné elektrony dostávají do vodivostního pásma a poté zachytí v místech poruchy krystalové mřížky materiálu na energeticky vzbuzených hladinách (mluví se o tzv. zachytných pastích). Tyto hladiny nejsou stabilní. Elektrony v nich zůstávají do té doby, než jsou vhodným způsobem uvolněny-deexcitovány dodáním energie – zahřátím nebo ozářením. Uvolněná excitační energie je vyzářena v podobě fotonů viditelného světla, dochází tedy k luminiscenci, obvykle v modrozelené části viditelného spektra. Množství uvolněných fotonů je úměrné předtím absorbované dávce v detektoru.

TERMOLUMINISCENČNÍ DOZIMETRIE – TLD

Tento dozimetr/detektor se uvádí do původního stavu zahřátím na teplotu asi 160–300 °C podle druhu materiálu a pomocí fotonásobiče se zjišťuje emitované viditelné světlo. Elektrický signál z fotonásobiče se zaznamenává v závislosti na teplotě za vzniku tzv. vyhřívací křivky, jejíž integrál je úměrný absorbované dávce v dozimetru. Jako termoluminiscenční látky se používají např. $\text{LiF}:(\text{MgTiCu})$, $\text{CaF}_2:(\text{DyMn})$, $\text{CaSO}_4:(\text{MnDy})$, $\text{Al}(\text{PO}_3)_3$ (aluminio-fosfátové sklo), $\text{Mg}(\text{PO}_3)_3$ a další. Výhodou použití TLD jsou malé rozměry a možnost měřit dávky v širokém rozsahu – od dávek na úrovni přírodního pozadí (v ČR 2–3 mSv) až k dávkám používaným v radioterapii.

FOTOLUMINISCENČNÍ DOZIMETRIE – OSL

OSL = opticky stimulovaná luminiscence. Tuto schopnost má např. oxid křemičitý (křemen), avšak v dozimetrické praxi se využívá často oxid hlinitý aktivovaný uhlíkem $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ nebo fosfátová skla dopovaná stříbrem. K vyhodnocování se používá ozáření světlem LED diody (ve žluto-zeleném spektru), přitom luminiscence je detekována fotonásobičem. Ve srovnání s TLD je vyhodnocení jednodušší a reprodukovatelnější.

Oproti filmovým dozimetrům mají oba typy výhodu vyšší radiační citlivosti a přesnosti, většího rozsahu měřených dávek, malé citlivosti na vnější vlivy (teplota, vlhkost, chemické výpary), možnosti průběžného operativního vyhodnocení a opakovaného použití materiálu.

2. Detektory ionizujícího záření v medicíně

S detektory ionizujícího záření se lze v medicíně setkat v laboratořích, radiodiagnostice, nukleární medicíně a radioterapii.

2.1. Laboratorní technika – měření radioaktivity vzorků

Ve zdravotnictví spadá měření aktivity vzorků téměř výhradně pod obor nukleární medicíny, který v sobě od svého vzniku zahrnuje na jedné straně přípravu a aplikaci radiofarmak-radionuklidů a s tím spojenou diagnostiku nebo terapii, na druhé straně laboratorní analytické metody pro zjišťování téměř výhradně nízkokoncentrovaných látek (např. hormonů) zejména v krevním séru za pomoci radioanalytických metod.

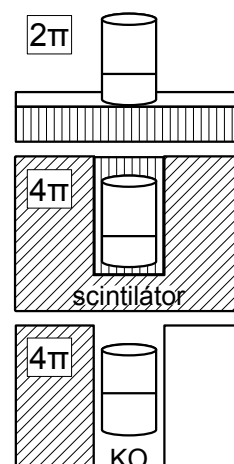
SPEKTROMETRY A MĚŘIČE VZORKŮ

Znalost energetického spektra lze využít k identifikaci neznámé zářiče gama, ke stanovení radionuklidové čistoty radioaktivních látek, v aktivační analýze atd.

Přístroj sestává ze spektrometrického detektoru (scintilačního nebo polovodičového), lineárního předzesilovače a zesilovače, analyzátoru, čítače a příslušného napájení těchto jednotek. Jelikož velikost impulzů na výstupu fotonásobiče je úměrná počtu luminiscenčních fotonů dopadajících na katodu, je výstupní impuls úměrný pohlcené energii.

Zesílené a tvarované impulzy musí být diskriminovány v analyzátoru. Diskriminátor je elektronický obvod, který propustí pouze takové pulzy, které jsou vyšší než určitá nastavená prahová úroveň (integrální měření). Je-li nastavena i maximální prahová hodnota (diferenciální měření), propouští analyzátor pouze pulzy dosahující hodnot v tomto intervalu. Tento napěťový interval mezi oběma hraničními hodnotami se označuje jako energetické okno nebo kanál. Amplitudový analyzátor je pak složen ze dvou diskriminátorů, které jsou zapojeny v antikoincidenční. První diskriminátor je nastaven na požadovanou dolní diskriminační hladinu, druhý na horní hladinu. Impuls, který je nižší než dolní práh, neprojde žádným z diskriminátorů. Impuls vyšší než dolní práh, ale nikoli horní projde jen „dolním“ diskriminátorem. Impuls vyšší než horní práh projde oběma. Antikoincidenční obvod propustí pulzy s amplitudou jen v rámci energetického okna.

Měřiče vzorků mívají pro zvýšení účinnosti obvykle studnové uspořádání. V tomto smyslu se rozlišují tzv. **2 π** a **4 π** geometrie. Vychází se z pojetí plného prostorového úhlu jako 4 π (360 °), jak ukazuje obr. 6.



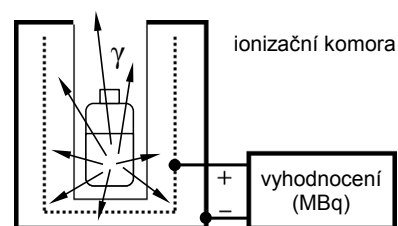
Obr. 6. Geometrie měření vzorků

Ve 2π geometrii se používají tzv. planární detekory. Účinnost detekce pro 2π geometrii teoreticky vzato dosáhne 50 %, ovšem za předpokladu nekonečně rozlehlého detektoru. Účinnost měření se tedy zvyšuje vhodným uspořádáním scintilačního krystalu. Toto se řeší odvrtným krystalem (pro malé vzorky a citlivá měření) nebo zapojením dvou či více scintibloků, obklopujících detekční prostor, v koincidenci.

U studnového detektoru bývá nejvyšší účinnost pro preparát umístěný na dně otvoru. Jak je patrné z obr. 6 nebo 7, prostorový úhel kužele neregistrovaného záření se zmenšuje se vzdáleností od vstupního otvoru. Jedná se o polohovou detekční účinnost. Objemová účinnost je dána umístěním jednotlivých částí velkého objemu od otvoru v různé vzdálenosti a zároveň samoabsorpcí záření ve vzorku. Na snížení účinnosti se dále podílí rozdílné tloušťky zkumavek, ampulí apod.

MĚŘIČE AKTIVITY

Podobné studnové uspořádání jako u scintilačních detektorů se používá u ionizačních komor určených k měření lahvíček s připravovanými radiofarmaky o vysoké objemové aktivitě. Vysoký tlak plynové náplně až 0,1 MPa zvyšuje absorpci emitovaných fotonů i částic o vysokých energiích, dolní energetická mez je dána absorpcí zejména ve stěnách studnice ionizační komory. Rozsah pro záření gama bývá pro energie 25–3 MeV v rozsahu asi 2 kBq–40 GBq. Objem vzorku bez výrazné závislosti může být až 50 ml.

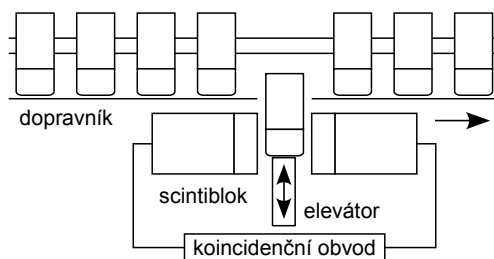


Obr. 7: Studnový měřič aktivity

SÉRIOVÉ MĚŘENÍ VZORKŮ

Pro rychlé a efektní sériové měření v laboratořích jsou používány automatizované systémy, tzv. gama-automaty. Snižují také pravděpodobnost chyby během několika po sobě jdoucích operací.

Jsou vybavené elektromechanickým zařízením pro výměnu vzorků. Ty se před měřením vkládají do zásobníku (asi 100–500 zkumavek). Pohonná jednotka je posunuje do místa, kde je motoricky ovládaný elevátor zasune do studnového detektoru k měření, poté opět vysune a proces se opakuje pro další vzorek (obr. 8).



Obr. 8: Postupné sériové měření vzorků

VÍCEDETEKTOROVÉ SYSTÉMY

Pro další zrychlení měření velkých sérií vzorků se používají vícedetektorové systémy (10–20 nezávislých detektorů). Vzorky se uloží do speciálních zásobníků, které zapadnou přesně do otvorů studnových detektorů. Poté proběhne měření všech vzorků současně. Tyto přístroje nemají mechanické díly (jsou čistě elektronické), nevyžadují údržbu a vykazují minimální poruchovost.

Nevýhodou je vzájemné ovlivňování detektorů aktivitou vzorku v detektoru sousedním.

U nízkoenergetického γ záření (většina případů – ^{125}I) stačí olověné mezidetektorové stínění, pro vyšší energie se provádí korekce na prozařování: od změřeného počtu impulsů v daném detektoru se odečítají počty impulsů registrované v ostatních detektorech, násobené určitými váhovými prozařovacími faktory. Matice prozařovacích faktorů se získá tak, že se referenční vzorek vkládá postupně do jednotlivých detektorů, přičemž se vždy měří aktivita ve všech ostatních detektorech. Odezva prázdných detektorů se dělí počtem registrovaných pulzů v obsazeném detektoru.

KAPALNÉ ORGANICKÉ SCINTILÁTORY V LABORATORNÍ TECHNICE

Spíše pro biologické a biochemické výzkumy byly vyvinuty scintilátory na bázi dioxinu, které se hodí pro měření vzorků β . Vzorek se rozpouští v kapalného scintilátoru. Dosahuje se tím plné geometrie 4π .

Tyto scintilátory jsou obvykle citlivé na světlo a kyslík, proto jsou uchovávány ve stíněných baleních s ochranou inertního plynu (ampule, nádoby). Při měření je vzorek v průhledné kyvetě umístěn ve světlotěsné měřicí cele. Kyvety jsou položeny na čele fotonásobiče nebo jsou scintilační fotony zachycovány dvěma či více fotonásobiči v koincidenčním zapojení. Koincidenční zapojení vede k podstatnému snížení pozadí, způsobeného šumem, a tedy zvýšení citlivosti. Obvykle je vyžadováno chlazení detektoru na teplotu $0\text{ }^{\circ}\text{C}$.

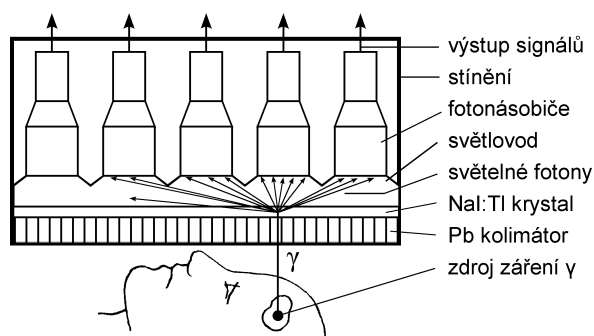
Vzorek měřené aktivity se projevuje jako nečistota, která významně snižuje konverzní účinnost, proto je nutné pro každý typ vzorku zjistit korekci, nebo přístroj kalibrovat etalony známé aktivity.

2.2. Detektory v zobrazovací technice v nukleární medicíně

GAMAKAMERY

Gamakamery se staly prakticky jediným zařízením k zobrazení distribuce radiofarmaka v organismu, poté co byly vytěsňeny dříve používané pohybové gamagrafy.

Radiofarmaka jsou sloučeniny, které jsou používány k zobrazení metabolických dějů, a nejen jich, v organismu. Skládají se ze dvou složek. První je vhodná sloučenina (kit), která se vyznačuje potřebnou farmakokinetikou, tzn. dokáže se zapojit do určitého pochodu v organismu, nebo se v určitých orgánech či patologických tkáních vychytává. Druhou součástí je vhodný radionuklid, kterým se vlastní sloučenina označí, tzn. dojde k jejich chemickému spolunavázání. Radiofarmak je celá řada, většina se jich používá k diagnostice, některé (depozitní) se používají k radioterapii (β nebo γ zářiče).



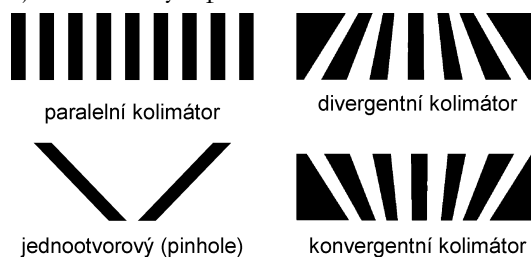
Obr. 9: Schéma detektoru gamakamery

Podle použitých radionuklidů je nutné volit takovou detekční techniku, aby odpovídala energii fotonového záření gama, které radionuklid vysílá. Nejběžnějším radionuklidem je metastabilní technecium ^{99m}Tc (140,5 keV), dále galium ^{67}Ga (93 keV, 184 keV, 300 keV, 393 keV) a jód ^{123}I (159 keV). V pozitronové emisní tomografii se používají radionuklidy s emisí pozitronového záření; detektory jsou optimalizovány pro anihilační energii 511 keV.

Gamakamera vytváří obraz vyšetřované oblasti pomocí vhodného detektoru. Vstupní složkou detektoru gamakamery je scintilátor NaI:Tl, vybroušený do plochého kotouče o průměru asi 40 cm nebo obdélníku o stranách kolem 50 cm. Po celé horní ploše krystalu je rovnoměrně rozmístěno několik desítek fotonásobičů (kolem 20 a více, u dnešních SPECT kamer kolem 50 podle výrobce), uspořádaných u kruhových kamer do pravidelného n-úhelníku, např. šestiúhelníku. Fotonásobiče, o stejné citlivosti, jsou opticky navázány světlovodem na scintilátor. (obr. 9)

Celý systém je světlotěsně uzavřen v masivním Pb krytu. Na spodní část se připevňují různé typy kolimátorů s maticí otvorů pro záření přicházející (obvykle) kolmo na scintilátor. Kolimátory jsou olověné prvky, které zamezují průniku záření z nežádoucího směru. Základní konstrukční provedení je na obr. 10. Tloušťka přepážek odpovídá energii záření. Při vyšetřování gamakamerou se většinou používají kolimátory s paralelními osami otvorů.

Standardní tloušťka NaI:Tl krystalu dnes bývá 9,5 mm ($3/8$ " – běžnější) nebo 1,59 mm ($5/8$ ").⁶⁾ V místě, kde dopadne foton γ , vznikne scintilační záblesk, který nejvíce „vybudí“ nejbližší fotonásobič. Okolní fotonásobiče, podle své vzdálenosti, zachytí již menší část intenzity vzniklé scintilace. Z toho vyplývá, že výstupní amplituda jednotlivých fotonásobičů je nositelem informace o místě, kde došlo k interakci gama fotonu se scintilátorem.



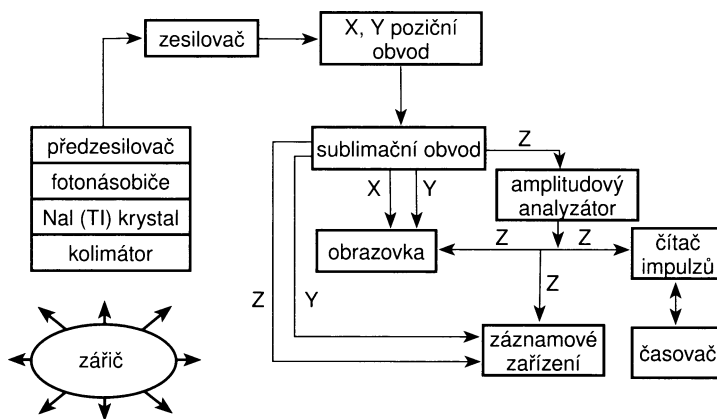
Obr. 10: Základní typy kolimátorů

Impulzy z fotonásobičů putují do analyzátoru, jehož princip byl popsán v předešlé kapitole. Analogové impulzy z detektoru se po zesílení digitalizují a data ukládají v obvyklé matici obrazu o straně 256 px, což je postačující, uvědomíme-li si, že rozlišovací schopnost gamadetektoru je za optimálních podmínek 2–3 mm, v reálné situaci bývá 4–5 mm (dáno zejména proměnlivou vzdáleností zdroje záření). Při následném počítačovém zpracování je datům v paměti přiřazen určitý stupeň jasu a na tyto stupně může být mapována prakticky

6 Kdysi častá tloušťka scintilátoru asi 13 mm byla vhodná pro gama záření 300–400 keV (dříve užívané radionuklidy ^{131}I , ^{198}Au). Současně používané radionuklidy o menší energii záření umožňují redukovat tloušťku krystalu. Vezmeme-li nejběžnější radionuklid ^{99m}Tc o energii 140,5 keV, je většina γ fotonů zcela absorbována v prvních 6 mm tloušťky. Vzniklý světelný záblesk pak musí překonat zbytek tloušťky krystalu směrem k fotonásobiči. Pro γ záření ^{99m}Tc při poloviční tloušťce krystalu (6 mm) se sníží citlivost o 6 %, zatímco rozlišovací schopnost stoupne o 20 %.

jakákoli barevná paleta, pomocí které se zobrazí distribuce záření (scintigram) způsobem vhodným k interpretaci.

Výše popsaná gamakamera představuje základní typ. Označuje se jako planární a jako taková mívá pouze jeden detektor záření a dokáže zobrazit distribuci radionuklidu pouze v 2D prostoru. Schéma uspořádání gamakamery je na obr. 11.



Obr. 11: Schéma systému gamakamery [21]

EMISNÍ VÝPOČETNÍ TOMOGRAFIE

Emisní tomografie (ECT) je určitou analogií mnohem známější rentgenové, resp. transmisní výpočetní tomografii (CT). Rozdíl je v tom, že v případě rentgenové emisní tomografie je zdroj záření mimo vyšetřovaný objekt v podobě rentgenky, u emisní tomografie je zdroj záření-radionuklid uvnitř objektu.

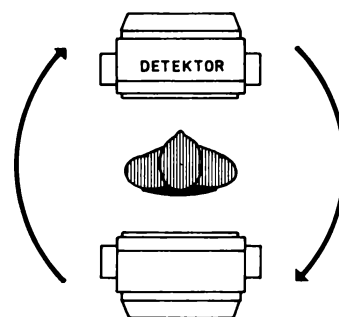
Emisní tomografie v sobě podle druhu použitého radionuklidu zahrnuje dva systémy: rozšířené SPECT (single photon emission computed tomography – jednofotonová emisní výpočetní tomografie) a PET (pozitronová emisní tomografie).

Přednosti ECT jsou v možnosti průkazu patologického ložiska překrytého při prosté 2D (planární) scintigrafii jinými tkáněmi, dochází tedy k superpozici, a také v možnosti přesnějšího posouzení tvaru a velikosti ložiska se zvýšeným zachytem radionuklidu – kromě superpozice dochází navíc k samoabsorpci záření ve vyšetřovaném objektu, což činí potíže zejména u hlouběji uložených ložisek.

Pro rekonstrukci obrazů ze zaznamenaných dat se používají dvě matematické metody: filtrovaná zpětná projekce a iterativní rekonstrukce. Pomocí vyhodnocovacího programu lze provádět řezy v libovolných projekcích nebo 3D modelování distribuce radionuklidu.

SPECT

Tomografické SPECT gamakamery mají v podstatě stejný detektor jako gamakamery planární, avšak konstrukce závěsného aparátu (gantry) umožňuje pohyb detektoru kolem těla pacienta v malých úhlových krocích (nebo plynule) po kruhové či eliptické dráze (obr. 12). Detektory bývají u gamakamery většinou dva, někdy tři, u některých speciálních typů i jeden. Důvodem k použití více detektorů je zrychlení vyšetření – záznam dostatečného množství impulzů za kratší dobu.



Obr. 12. Princip SPECT [22]

PET

K vyšetření pozitronovou emisní tomografií se používají radiofarmaka značená pozitronovými zářiči, např. ^{15}O , ^{13}N , ^{18}F . Pozitron po ve vzdálenosti do 2 mm od zdroje zaniká po interakci s elektronem za vzniku dvou fotonů o energii 511 keV, které odlétají z místa interakce v opačných směrech.

Konstrukční rozdíl mezi technikou snímání u SPECT a PET je v tom, že u zobrazovací techniky SPECT se data pro obrazy jednotlivých projekcí sbírají postupně po kruhu (detektor se otáčí kolem pacienta), kdežto u PET se získává informace ze všech směrů současně (detektory jsou v klidu).

Moderní pozitronové tomografy mají řádově několik set scintilačních detektorů s fotonásobiči v prstencovém uspořádání. Prstenců bývá vedle sebe až 16. Starší typy PET přístrojů používaly nejčastěji krystaly BGO, dnešní se vybavují krystaly LSO nebo GSO.

Většina PET systémů má scintilační krystaly o rozměru asi 4 mm, oddělené reflexními vrstvami a tvořícími soubor více krystalů (obvykle 8×8 nebo 13×13). Soubor těchto krystalů vytváří spolu se čtyřmi fotonásobiči scintiblok. Zorné pole celého systému detektorů má průměr kolem 60 cm a axiální délku 16–18 cm.

Každý detektor je spojen s protilehlým detektorem ve stejném prstenci v koincidenčním zapojení. Registrovány jsou pouze páry anihilujících fotonů, jež dopadnou současně na dva protilehlé detektory.

Dosahovaná rozlišovací citlivost je asi 3 mm.

2.3. Detektory v zobrazovací technice v rentgenové diagnostice

Na využití rentgenového záření, jeho detekci a následné interpretaci zaznamenaných dat je založen téměř celý obor radiodiagnostiky.

DETEKČNÍ ZAŘÍZENÍ VE SKIAGRAFII

Skiografie (radiografie) je technika záznamu stacionárního rtg. obrazu na vhodné médium. Desítky let dominovaly tomuto oboru rtg. filmy, jejichž princip záznamu obrazu byl zmíněn výše v kapitole o materiálových detektorech. Záření, vznikající ve speciální vakuové elektronce – rentgence, prochází vyšetřovaným objektem a dopadá na film s různou intenzitou podle míry absorpce v jednotlivých částech objektu, tedy obraz je odvislý od hustoty tkání nebo jiného materiálu.

Pro rtg. snímání se používají speciální filmy, jejichž povrchová emulze je silnější a obsahuje zvýšený obsah AgBr oproti běžným fotografickým materiálům. Rtg. filmy se vyrábí nejčastěji ve velikostech (mm) 13×18 , 15×40 , 18×24 , 20×40 , 15×30 , 24×30 , 30×40 , 35×35 , 35×43 , 3×4 , 2×3 (poslední dva pro zubní diagnostiku) s citlivostí pro zelené nebo modré viditelné spektrum. Vkládají do speciálních světlotěsných kazet. Výše zmíněné roz-

dělení na zeleno- a modrocitlivé filmy je dáno použitím zesilovacích fólií uvnitř kazet, které jsou zde vlepeny.

Použití zesilovacích fólií je dáno požadavky radiační ochrany ve smyslu snížení potřebné intenzity záření, nehledě na zvýšení životnosti rentgenky. Bezfóliová technika se používá prakticky jen ve stomatologii.

Klasické modře emitující luminiscenční fólie pracují na bázi wolframanu vápenatého, CaWO_4 . Luminoфор je nanesen na flexibilní polyesterové podložce jako emulze želatiny nebo nitrocelulózy a je opatřen ochrannou antistatickou vrstvou, odolnou proti mechanickému poškození.

Modře emitující fólie na bázi vzácných zemin, např. oxid-bromid lanthanitý (LaOBr) aktivovaný terbiem, pro použití s modrocitlivými filmy mají narozdíl od fólií s CaWO_4 vyšší absorpci a vysokou konverzní účinnost, a umožňují tak výrazné snížení dávky při stejně vysoké ostrosti kresby a rozlišení detailu. Zeleně emitující fólie na bázi vzácných zemin využívají např. dioxid-sulfid gadolinitý ($\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S}$) aktivovaný terbiem.

Zesilovací fólie se dodávají s různými faktory zesílení. Fólie s velmi vysokými faktory vedou ke snížení ostrosti snímku, proto je třeba volit správnou fólii uváženě.

DIGITÁLNÍ RADIOGRAFIE

V posledních deseti letech jsou stále více nahrazovány systémy založené na klasických rentgenových filmech zařízeními v podobě přímé (DR – direct radiography) nebo nepřímé (CR – computed radiography) digitalizace obrazu.

NEPŘÍMÁ DIGITÁLNÍ RADIOGRAFIE

Rtg. film je nahrazen paměťovou fólií. Zacházení s kazetou po straně vlastního snímkování je stejné jako u klasických filmů. Kazety neobsahují zesilovací fólie. Součástí kazety je navíc paměťový čip pro vkládání údajů o pacientovi. Pro zhotovování snímků pomocí nepřímé digitální radiografie lze použít veškeré nářadí využívané při pořizování snímků na rtg. film.

Paměťové fólie jsou někdy také nesprávně nazývány fosforovými fóliemi, přestože neobsahují fosfor, ale mikrokrystaly nejčastěji na bázi CsI:Tl . Při dopadu rtg. záření jsou vybuzeny elektrony v krystalické struktuře fólie do vyšších energetických hladin, kde zůstávají v kvazistabilním stavu. Ve speciálním čtecím zařízení (skeneru) se pomocí svazku červeného laserového záření tyto elektrony uvolňují a ve fluorescenční vrstvě vznikne viditelný obraz. Snímek je sejmut a digitalizován. Před detektor je vložen filtr pro odstínění laserového světla, neboť intenzita tohoto světla je vyšší, než intenzita světla vznikajícího osvitěním paměťové fólie. Po přečtení latentního obrazu je plocha fólie vystavena krátkému působení velmi intenzivního světla, které převede veškerý zbylý latentní obraz ve viditelné záření, čímž dojde k „vymazání obrazu“, resp. návratu CsI:Tl fólie do výchozího stavu.

Paměťové fólie mají velký dynamický rozsah, což je zvláště vhodné při prozařování ma-

teriálů o různých tloušťkách. Životnost fólie bývá vysoká, uvádí se až 10 000 použití. Podle konstrukce paměťových fólií lze takto vzniklý latentní obraz uchovávat až po několik dní.

PŘÍMÁ DIGITÁLNÍ RADIOGRAFIE

K detekci rtg. záření se používá speciální čip, tvořený maticí světlocitlivých polovodičových prvků, na jejichž počtu závisí rozlišovací schopnost snímače. Tento detektor je umístěn pod/za Buckyho kolimační clonou. Záznamová zařízení se často také označují jako ploché panelové detektory (flat panel detector, FPD). Nevýhodou oproti nepřímé digitalizaci obrazu bývá stále ještě poměrně vysoká cena.

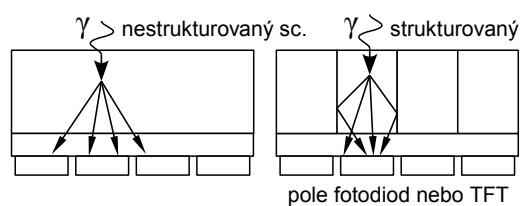
Vyrábějí se ve dvou provedeních podle konverze rtg. záření na elektrickém impulzu:

- nepřímá konverze – na bázi a-Si (amorfni Si),
- přímá konverze – na bázi a-Se, CMOS nebo CCD snímačů.

V obou případech závisí na počtu a velikosti fotocitlivých elementů rozlišení obrazového detektoru, přičemž těchto fotoelementů je několik miliónů. Úspornou variantou plochých detektorů jsou lineární detektory, které obsahují pouze jeden snímací řádek (lineární pole) a konstrukce dvourozměrného obrazu se dosahuje jeho pohybem s postupným snímáním. Tyto detektory se používají hlavně v denzitometrii.

Přímá konverze – a-Si

Zde se využívá luminiscence vrstvy scintilačních krystalů (obvykle CsI:Tl) po dopadu rtg. záření; ta je snímána maticí fotodiod nebo fototranzistorů tvořených amorfním křemíkem (a-Si) a převedena na elektrické impulzy.



Obr. 13: Provedení amorfních scintilátorů

Používají se dva typy scintilátorů: amorfni nestruturovaný, jehož nevýhodou je značný rozptyl světla, a struturovaný, tvořený mikrokrystaly CsI:Tl, uspořádanými paralelně, s minimálním rozptylem světla (obr. 13)

Nepřímá konverze s CCD a CMOS

CCD (charge coupled device) snímače jsou zařízení citlivá na dopadající světlo. Podle způsobu „sběru“ elektrického náboje z jednotlivých světlocitlivých buněk se dále dělí na progresivní a prokládané. U progresivních CCD snímačů je elektrický náboj sbírán vysokou rychlostí ze všech buněk téměř najednou (FTD – frame transfer device). U prokládaných CCD snímačů je sbírán po částech. Proto se neobejdou bez mechanické závěrky, která určuje dobu, po kterou jsou všechny buňky osvětleny. Výhodou prokládaných CCD snímačů je jejich snadnější výroba, ale i přesto je technologie výroby CCD prvků velmi náročná a drahá. Každý snímač potřebuje ke své funkci tři různá napájecí napětí, čímž rovněž roste spotřeba energie.

Snímače typu CMOS (complementary metal oxid semiconductor) využívají polovodičové součástky. Ty jsou řízené elektrickým polem a k provozu jim stačí jen jedno napájecí

napětí, díky čemuž mají menší spotřebu energie. CMOS snímače se vyrábí podobně jako integrované obvody, díky tomu klesá jejich výrobní cena. Existují dvě skupiny:

- pasivní CMOS (PPS – passive pixel sensors) – generují elektrický náboj úměrný energii dopadajícího světla. Vzhledem k šumu mají v praxi horší obraz.
- aktivní CMOS (APS – active pixel sensors) – každý světlocitlivý element je doplněn analytickým obvodem pro měření šumu a eliminaci.

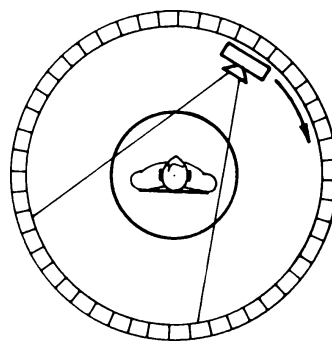
Výhodou CMOS oproti CCD je nižší spotřeba energie, nižší zbytkové teplo (problém u velkých CCD snímačů – nárůst šumu), jednodušší výroba, menší zmetkovitost a spotřeba křemíku. [19]

Přímou konverze s a-Se

Rtg. záření dopadá přímo do polovodičových detektorů tvořených typicky amorfním selenem (a-Se) s výbornými detekčními vlastnostmi a extrémně vysokou prostorovou rozlišovací schopností, případně se také hodí CdZnTe (CZT). [27] Vnitřní fotoelektrický jev generuje dvojice nábojových nosičů elektron–díra. Elektrický signál je snímán maticí tranzistorů TFT (thin-film transistor), umístěných na skleněné desce. Pro jemnou rozlišovací schopnost se užívá hlavně při zobrazování v zubním lékařství.

DETEKTORY VE VÝPOČETNÍ TOMOGRAFII

Transmisní výpočetní tomografie (CT) je radiodiagnostická denzitometrická zobrazovací metoda. Vyšetřovaný objekt (pacient nebo jiný objekt v technické tomografii) se nachází mezi zdrojem rtg. záření a detekčním systémem – obr. 16. Ze zdroje záření-rentgenky je emitováno v požadovaném směru – kolimováno – záření X, které prochází objektem a na opačné straně je zachycováno prstencem detektorů. Zdroj záření obíhá po kruhové dráze, detektory jsou umístěné pevně v prstenci kolem otvoru gantry (závěsného aparátu detektorů, rentgenky a ostatní elektroniky). V dřívějších generacích CT se pohybovaly spolu s rentgenkou.



Obr. 14: Princip CT

Detektorů bývá několik set, v dnešní době v mnoha řadách, což umožňuje snímat několik vrstev najednou. Měří výslednou intenzitu záření po absorpci tkáněmi. Tento údaj je nositelem důležitých informací o anatomické skladbě vyšetřované vrstvy, jejíž tloušťku určuje šíře zkolimovaného svazku rtg. záření. Zpracování signálů z detektorů je analogické jako u výše uvedeného PET systému.

Elektrické signály detektorů, které jsou úměrné intenzitě dopadajícího záření, jsou zesíleny, převedeny do digitální formy a zpracovány počítačem. Obrazový procesor spočítá hustotu jednotlivých objemových elementů (voxelů) v řezu. Číselná hodnota hustoty je mírou absorpčních vlastností záření daného objemového elementu. Závislost absorpčního koeficientu na hustotě tkáně je přibližně lineární. Výsledný obraz určitého řezu je tedy mapou hustoty (denzity) odpovídajících objemových prvků. Denzita se udává v tzv.

Hounsfieldových jednotkách – HU. Stupnice má 2000 jednotek (–1000 vzduch, 0 voda, +1000 kost). Zobrazovací matice bývá 512×512 nebo 1024×1024.

Používají se tři typy detektorů [22, 27]:

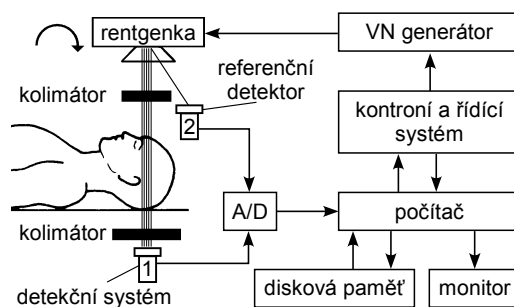
a) Ionizační komory, často s obsahem xenonu pod tlakem asi 10^6 Pa. Mají v pravidelných odstupech lamely (kolimátory) a obsahují více katod a anod.

b) Scintilační detektory (častější) s fotonásobiči (scintibloky). Používají různé druhy krystalů: BGO, NaI:Tl, CsI:Tl, GaF₂:Tl, LSO a jiné. Jsou široké kolem 5 mm. Detektory vyžadují za provozu stabilní teplotu, dají se lépe vyclonit než plynové detektory a mají větší kvantovou účinnost.

c) Scintilační krystaly s fotodiodou nebo fototranzistorem. Dovolují zvláště těsné umístění detektorů vedle sebe a dále přesnou registraci vyšších kvant dopadajícího rtg. záření. Další výhodou těchto detektorů je malá citlivost na otřesy za provozu CT.

Po obvodu aktivních měřících detektorů jsou ještě umístěny samostatné monitorovací detektory,

kteřé průběžně kontrolují stabilitu primárního rtg. záření, což je nevyhnutelné ke standardizaci výsledků měření. Schéma CT zařízení je na obr. 15.



Obr. 15: Schéma CT

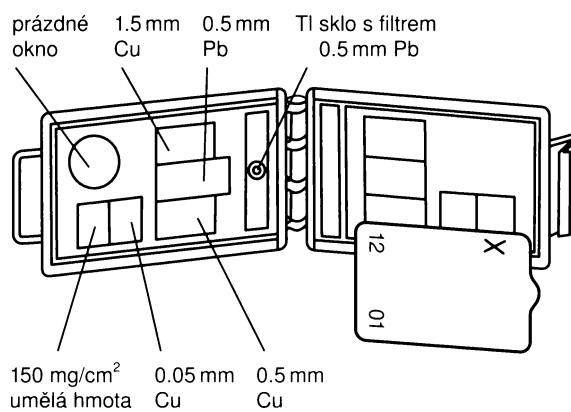
2.4. Detektory v dozimetrii

Dozimetrie jakožto obor, který se zabývá měřením dávky záření zejména v pracovním prostředí, k tomu využívá celé řady zařízení. Významnou oblastí je dozimetrie osobní.

FILMOVÉ OSOBNÍ DOZIMETRY

Filmové dozimetry (obr. 16) se používají téměř výhradně pro měření dávky u pracovníků přicházejících do styku s ionizujícím zářením.

Princip záznamu byl již zmíněn. Použití v dozimetrii je založeno na skutečnosti, že optická hustota zřednutí filmu, kterou lze vyhodnocovat fotometricky, je mírou integrálního množství záření, které filmem prošlo během expozice. Tím lze zjistit



Obr. 16: Filmový dozimetr [21]

dávku záření, která byla absorbována v látce vystavené této expozici. Pro malé dávky záření platí přibližně lineární závislost mezi dávkou ozáření a zčernáním fotografického materiálu, při vyšších dávkách roste zčernání již pomaleji, až nakonec dosáhne stavu nasycení. Pro ob-

jektivní stanovení radiační dávky se používá standardizovaný postup, při kterém se zčernání filmu z detektoru porovnává s filmem ozářeným známou dávkou záření.

Vlastní film, zabalený ve světlotěsné fólii, se vkládá do plastového pouzdra, jehož součástí je několik malých obdélníkových měděných a olověných plíšků o různé tloušťce, které slouží jako filtry pohlcující záření gama v závislosti na jeho energii. Slouží jednak ke korekci závislosti zčernání na energii záření, jednak porovnáním zčernání pod jednotlivými filtry lze odhadnout druh a zhruba i energii záření.

Filmový dozimetr je schopen monitorovat fotonové záření v energetickém rozsahu od 30 keV do 7 MeV a záření beta s energiemi od 200 keV do 3 MeV. Dozimetr nosí pracovníci na referenčním místě (levá kapsa na košili) a pravidelně (jednou za měsíc) je vyměňován, vyvoláván a fotometricky vyhodnocován; s použitím vhodného kalibračního faktoru je výslednou měřenou hodnotou radiační efektivní dávka v milisievertch [mSv].

OSOBNÍ TERMOLUMINISCENČNÍ A FOTOLUMINISCENČNÍ DOZIMETRY

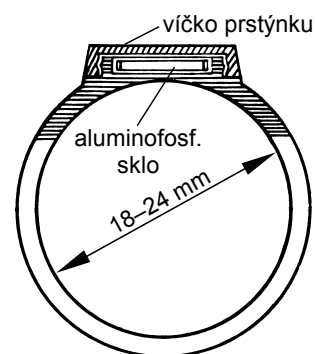
V praxi se používají TLD, které emitují světlo s vlnovou délkou v rozsahu 270–700 nm. Nejpoužívanějším detektorem ve smyslu vhodné spektrální charakteristiky je LiF, který emituje světlo s vlnovou délkou kolem 400 nm, což je oblast maximální spektrální citlivosti většiny fotonásobičů. Kromě toho má nízkou energetickou závislost, danou tkání blízkým efektivním protonovým číslem. Existuje řada variant LiF detektoru podle použité příměsi a v závislosti na použitém izotopu lithia.

TLD detektor může být svojí konstrukcí podobný dozimetru filmovému. V takovém případě se do plastové kazety vkládají jeden nebo více TLD prvků, které jsou podobně stíněny různými kovovými plíšky, aby bylo možné podle míry absorpce odhadovat též na původ záření.

Zvláštní, avšak široce používanou skupinou, jsou TLD prstové (obr. 17), event. jim podobné ve formě malých kroužků nebo hranolů. Prstové slouží pro měření dávky na ruce a vyrábějí se v podobě plastového prstenu. Používají se u pracovníků, u nichž se předpokládá zvýšená dávka záření na oblast rukou, např. při práci s radiofarmaky v nukleární medicíně. [14, 23]

Detekční rozsah bývá velmi široký v závislosti na použitém detektoru, např. u LiF:Mg, který dodává společnost VF, a. s., je pro gama 15 keV–2,25 MeV, rozsah měření 0,1 mSv–10 Sv.

Fotoluminiscenční dozimetry (PLD, OSL) mívají také podobné konstrukční řešení jako dozimetry filmové. Jako příklad budiž uveden $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ celotělový dozimetr od firmy VF, a. s., s rozsahem měření 0,05 mSv–10 Sv a rozsahem energií 5 keV–20 MeV. Mezi přednosti PDL dozimetrů patří stabilita materiálu detekčního krystalu a nedestruktivní vyhodnocení bez nutnosti analýzy vyhřívacích křivek.



Obr. 17. TLD dozimetr

ELEKTRONICKÉ OSOBNÍ DOZIMETRY

Jsou založeny na prostředcích mikroelektroniky ve spojení s miniaturními detekčními prvky. Obvykle se používají energeticky kompenzované GM trubice nebo Si detektory. GM dozimetry jsou obvykle citlivější než dozimetry na bázi Si.

Řada těchto detektorů nespĺňuje požadavky kladené na oficiální osobní dozimetrii, ale velice dobře slouží jako doplněk ke standardním integrálním pasivním dozimetrům. Použití najdou na pracovištích se silnými zdroji ionizujícího záření, kde je zapotřebí občas provést určité operace s rizikem zvýšeného ozáření, např. při manipulaci se zdroji používanými v defektoskopii, brachyterapii. Obecně se hodí pro monitorování krátkodobých pobytů osob v kontrolovaném pásmu, tedy nikoli systematickému sledování dávek, jako je tomu u dozimetrů s materiálovými detektory.

Elektronické osobní dozimetry bývají opatřeny akustickou nebo optickou signalizací, která se spustí při překročení nastavené prahové hodnoty dávky záření.

MĚŘIČE KONTAMINACE

Používají se ke kontrole povrchu pracovních ploch, ochranných rukavic, oděvů aj. Ve zdravotnictví je tomu zejména na odděleních nukleární medicíny a radioterapie, kde přichází v úvahu možnost zamoření otevřenými zářiči.

Jsou to zařízení používající GM trubice nebo scintilační detektory, v menší míře se vyskytují proporcionální nebo polovodičové detektory. Sleduje se zejména úroveň záření gama a beta. Napájení zařízení síťové nebo bateriové. Výjimečně se používají i spektrometry, pomocí nichž je možné vyhledávat a identifikovat neznámé radioaktivní zářiče, což se hodí v situaci, kdy je potřeba lokalizovat ztracený zářič. [23]

Stacionární detektory slouží k proměřování kontaminace rukou, nohou nebo celého těla. Mobilní detektory se používají pro měření kontaminace ploch. Překročení předem nastavené úrovně bývá obvykle indikováno akusticky.

Nabídka měřičů kontaminace je velmi široká, stejně tak principy měření, na kterých jsou založeny. Je nad rámec této práce se jimi podrobně zabývat. Jsou to zařízení, která se používají v různých oborech lidské činnosti, kde se vyskytují otevřené zdroje záření. Principy, podle kterých pracují, byly zmíněny v předešlé, obecné části.

HLÁSIČE RADIČNÍ ÚROVNĚ

Slouží k průběžnému sledování úrovně radiace např. na vyšetřovně nebo v laboratoři, sledování tedy probíhá nepřetržitě. Překročení předem nastavené prahové úrovně je indikováno akusticky nebo světelně. Mohou být spojeny se záznamovým zařízením.

Závěr

Od objevení paprsků X do 70. let si lékařství muselo vystačit s dvojrozměrným zobrazováním. Možnost skutečně nahlédnout do nitra člověka přišla až s rozvojem výpočetní techniky od 70. let, ačkoliv matematický základ byl položen již v roce 1917 J. Radonem. Podmínkou byl rovněž předešlý vývoj scintilačních detektorů. Zavedení výpočetní tomografie je hodnoceno jako největší krok v oblasti radiodiagnostiky od doby objevení rentgenového záření. Současně s CT se začínají konstruovat tomografické gamakamery pro molekulární funkční diagnostiku. V 90. letech se tato zařízení stávají již zcela běžnou výbavou řady klinických pracovišť. Rozšíření výpočetní techniky umožnilo přechod z analogového zpracování obrazu na digitální a zvýšil se tlak na vývoj nových technologií.

V tomto směru lze dnes shledat několik trendů, z nichž je možno uvést:

- Přechod k digitalizaci rentgenového obrazu. Není jisté, zda povede k plnému zavedení přímé digitalizace obrazu, nebo zůstane nepřímá digitalizace jako alternativa, která umožňuje využití dosavadní techniky.
- Zvýšení počtu detektorů u CT přístrojů. Před šesti lety byly standardem přístroje s 16 řadami detektorů, dnes běžně s 64. Používají se častěji rychlejší keramické scintilátory s fotodiodami. Výsledkem je mnohem rychlejší vyšetření i prostorové rozlišení.
- Ve vývoji gamakamer dosud k převratným změnám nedochází. Scintilátor NaI:Tl v kombinaci s fotonásobiči stále zůstává standardem. Multidetektorové řešení, které by zvýšilo rozlišovací schopnost na 1 mm (i méně), zůstává předmětem výzkumu. Maticе polovodičových detektorů dosud nepřesáhly velikost několika centimetrů.
- V dozimetrii jsou vzhledem k přijatelné ceně náznaky tendence přechodu k miniaturním osobním elektronickým dozimetřům jako náhrady filmových nebo termoluminiscenčních. Ne vždy je náhrada možná nebo praktická (prstové dozimetry).
- Klasické fotonásobiče se nahrazují fotodiodami v řadě aplikací, kde je to vhodné.

Literatura, která by se věnovala podrobněji tématu detekce záření v lékařských oborech, u nás téměř neexistuje. Toto téma zůstává spíše okrajovým obsahem úvodních kapitol knih s lékařskou tematikou nebo publikací o radiační ochraně.

Cílem této práce bylo stručně, ale komplexněji pojednat o využití detektorů ionizujícího záření v oblasti medicíny. Snažil jsem se klást důraz na srozumitelnost textu i pro čtenáře bez technického vzdělání. Zaměřil jsem se více na charakteristiku jednotlivých typů detektorů, které jsou z obecného hlediska pojednány v první části práce. Toto je podle mne právě opomíjené téma. Text je doplněn v přiměřené míře obrázky, spíše schémata. Vzhledem k mému pracovnímu působení v oboru nukleární medicíny i radiodiagnostiky bych tento text rád v budoucnu doplnil a rozšířil.

Literatura

- [1] kolektiv autorů: Nukleární medicína. 4., upr. a dopl. vyd. Jilemnice: Gentiana, 2002. 154 s. ISBN 80-86527-05-0.
- [2] Andrysek, Oskar; Zámečník, Jiří. Radioizotopové metody. Vyd. 1. Praha: Avicenum, 1972. 307 s.
- [3] Bakos, Karel; Hušák, Václav: Nukleární medicína: učebnice pro střední zdravotnické školy. Vyd. 1. Praha: Avicenum, 1985. 293 s.
- [4] Beneš, Jiří; Stránský, Pravoslav; Vítek, František: Základy lékařské biofyziky. 2., přeprac. vyd. Praha: Karolinum, 2007. 201 s. ISBN 978-80-246-1386-4.
- [5] Baudisch, Eduard; Becker, Theo: Klinische Röntgendiagnostik. Band 1. Leipzig: Johann Ambrosius Barth, 1981. 148 s.
- [6] Brauna, Josef; Sehr, Alois: Celotělová výpočetní tomografie. 1. vyd. Praha: Avicenum, 1988. 392 s.
- [7] Dienstbier, Zdeněk; Šilar, Josef: Nukleární medicína. 1. vyd. Praha: Avicenum, 1980. 228 s.
- [8] Drastich, Aleš: Netelevizní zobrazovací systémy. Vyd. 1. Brno: Vysoké učení technické, Fakulta elektrotechniky a informatiky, Ústav biomedicínského inženýrství, 2001. 174 s. ISBN 80-214-1974-1.
- [9] Dubenský, Rudolf. Technická radiografie. 1. vyd. Praha: ČVUT, 1981. 154 s.
- [10] Farský, Štefan; Lepej, Ján; Bakos, Karel: Nukleární kardiologie. 1. vyd. Martin: Osveta, 1989. 272 s. ISBN 80-217-0079-3
- [11] Fukátko, Tomáš: Detekce a měření různých druhů záření. 1. vyd. Praha: BEN – technická literatura, 2007. 189 s. ISBN 978-80-7300-193-3.
- [12] Gerndt, Josef ; Průša, Petr. Detektory ionizujícího záření. 2., přeprac. vyd. Praha: České vysoké učení technické, 2011. 182 s. ISBN 978-80-01-04710-1.
- [13] Heřmanská, Jindřiška a Singer, Jan. Klinická dozimetrie. 1. vyd. V Českých Budějovicích: Jihočeská univerzita, Zdravotně sociální fakulta, 2005. 60 s. ISBN 80-7040-759-X.
- [14] Hušák, Václav: Dozimetrie a ochrana před zářením v nukleární medicíně. 3., přeprac. vyd. Brno: Institut pro další vzdělávání stř. zdravot. pracovníků, 1987. 142 s.
- [15] Chudáček, Zdeněk: Radiodiagnostika. 1. vyd. Martin: Osveta, 1993. 439 s. ISBN 80-217-0571-X.
- [16] Klumpar, Josef: Metrologie ionizujícího zařízení a radionuklidů. 1. vyd. Praha: Academia, 1976. 243 s.
- [17] Kuwert, Thorsten et al.: Nuklearmedizin. 4., přeprac. vyd., Thieme, 2007, 500 s., ISBN 9783131185044

- [18] Lang, Otto: Nukleární medicína I.: základní znalosti. 1. vyd. Praha: Karolinum, 1998. 52 s. ISBN 80-7184-721-6.
- [19] Martínek, Jiří: Digitalizace rentgenového obrazu: Použití v medicíně a defektoskopii. [online]. 2004, 14 s. [cit. 2012-04-01]. Dostupné z: <http://www.foma.cz/Upload/foma/prilohy/Digitalizace%20rentgenov%20obrazu%204.pdf>
- [20] Münze, Rudolf et al.: Isotopentechnik. Grundlagen und Anwendungen. Leipzig: Fachbuchverlag, 1991. ISBN 3-343-00591-6
- [21] Navrátil, Leoš a kol.: Medicínská biofyzika. Vyd. 1. Praha: Grada, 2005. 524 s. ISBN 80-247-1152-4.
- [22] Režňák, Ivan et al. Moderné zobrazovacie metódy v lekárskej diagnostike. Martin: Osveta, 1992. 144 s. ISBN 80-217-0428-4.
- [23] Sabol, Josef; Vlček, Petr: Radiační ochrana v radioterapii, Česká technika – nakladatelství ČVUT, Praha 2011, ISBN 978-80-01-04757-6
- [24] Sajdl, Petr. Technická jaderná chemie – Radioaktivní odpady (texty k přednáškám a připravovanému skriptu). Ústav energetiky, VŠCHT Praha. [online]. [cit. 2012-03-02]. Dostupné z: <http://web.vscht.cz/sajdlp/>
- [25] Slouka, Vlastimil; Bláha, Václav: Nukleární medicína. Univerzita J. E. Purkyně v Brně. Praha: Státní pedagogické nakladatelství, 1980. 112 s.
- [26] Štěpánová, Gabriela: Lékařské přístroje [online]. Brno: Masarykova univerzita, 2007. 41 s. Dostupné z: <http://www.ped.muni.cz/wtech/>
- [27] Ullmann, Vojtěch: Jaderná fyzika a ionizující záření [online]. 2012 [cit. 2012-02-10]. Dostupné z: <http://astronuklfyzika.cz/>
- [28] Veselý, Michal: Fotografické procesy: Přednášky VUT v Brně, Fakulta chemická. [online]. [cit. 2012-03-15]. Dostupné z: <http://www.fch.vutbr.cz/home/vesely-m/>

Příloha. Tabulky scintilátorů

ZÁKLADNÍ VLASTNOSTI NĚKTERÝCH ORGANICKÝCH SCINTILÁTORŮ [12, UPR.]

Scintilátor	Hustota [g·cm ⁻³]	Rel. svět. výtěžek [% NaI:Tl]	Čas. kons. vysvícení [ns]	Vlnová délka [nm]
Krystalické:				
Antracen – C ₄ H ₁₀	1,25	40	30	447
Transtilben – C ₁₄ H ₁₂	1,16	20	6	410
Plastové:				
PST + TPB	1	14	5	450
PVT + pT + p,p difenylstilben	1	19	3	380
PVT + pT + TPB	1	18	4	445
PVT + PBD + POPOP	1,1	26	2–4	425
PVT + pT + POPOP (př. složení č. 1)	1,05	24	3	425
Kapalné:				
Toluen + pT + POPOP	0,88	24	3,5	425
Toluen + PBD	0,88	26	3	365
Toluen + PPO + POPOP (př. složení 2)	0,88	30	3,7	425
Xylen + PBD	0,89	28	3	365
Xylen + PBD + POPOP	0,90	38	4	425
Xylen + naftalen + POPOP	0,87	30	3,7	425
Dioxan + PPO + POPOP (do 9 % H ₂ O)	1,04	26	3,8	425

Výklad zkratk:

PST – polystyren, PVT – polyvinyltoluen, pT – p-terfenyl, TPB – tetrafenylbutadien, PBD – 2-fenyl-5-(4-bifenyl)-1,3,4-oxadiazol, PPO – 2,5-difenyloxazol, POPOP – 1,4-di-(2-(5-fenyloxazol))-benzen

Příklady složení:

- 1) plastový scintilátor: PVT (1000 g) + pT (36 g) + POPOP (0,2 g)
- 2) kapalný scintilátor: toluen (11) + PPO (3 g) + POPOP (0,1 g)

PŘEHLED VLASTNOSTÍ VYBRANÝCH ORGANICKÝCH SCINTILÁTORŮ [12]

Scintilátor	Vlnová délka 1. maxima [nm]	Časová konstanta dosvitu [ns]	Index lomu n	Hustota [kg.m ⁻³]	Hygrosko- pičnost + ano – ne	Světelný výtěžek [fot/MeV]	FWHM [%]	Teplotní souč. svět. výtěžku [%·K ⁻¹]
NaI(Tl)	410	230	1,85	3670	+	38 000	6	-0,3
CsI (čistý – 77 K)	315	16	1,95	4510	-	2 000		≈ 0
CsI(Tl)	550	1000	1,79	4510	-	54 000	7	
CsI(Na)	420	630	1,84	4510	+	41 000		≈ 0
⁶ Li(Eu)	470–485	1400	1,96	4080	+			
CaF ₂ (Eu)	435	940	1,47	3180	-	19 000		-0,3
BGO (Bi ₄ Ge ₃ O ₁₂)	480	300	2,15	7130	-	8–10 000	12	-1,2
BaF ₂ (pomalá složka)	395	630	1,50	4880	-	10 000		
BaF ₂ (rychlá složka)	220(195)	0,6–0,8	1,54	4880	-	1 800		≈ 0
CdWO ₄	475	500–20000	2,2–2,3	7900	-	12–15 000		
LSO	420	40	1,82	7400	-	26 000	10	-1,3
LYSO (Lu _{1,8} Y _{0,2} SiO ₅ :Ce)	420	41	1,81	7100	-	32 000	7	-0,28
GSO	440	56	1,85	6710	-	9 000		
LaBr ₃ :Ce	380	16	1,9	5080	+	63 000	2,6	≈ 0
LaCl ₃ :Ce	350	28	1,9	3850	+	49 000	3,8	
YAG	550	70	1,82	4550	-	17 000		-0,24
PWO	420	6	2,35	8280	-	200–300		
Sklo (aktivované Ce)	400	50–100	1,59	2640	-	3 500		
Argon	250	20		1,8	-			
Xenon	330	20		5,9	-			

Pozn: Časová konstanta dosvitu uvedena pro teplotu 300 °C (pokud není uvedeno jinak), totéž se týká teplotního součinitele světelného výtěžku. Index lomu udán na vlnové délce luminiscenčního maxima. CdWO má celou řadu dosvitových komponent, vážená střední hodnota = 3,8–5 μs. FWHM udávána pouze přibližná a pro typické detektory.