

**SYSTÉM ZABEZPEČENÍ JAKOSTI NA  
PRACOVÍŠTÍCH NUKLEÁRNÍ MEDICÍNY -  
PŘÍSTROJOVÁ TECHNIKA**

Dne 1.7. 1997 vstoupil v platnost zákon č. 18/1997 Sb. „Atomový zákon“, který kromě jiného ukládá každému žadateli o povolení k nakládání (§ 9 odst. písm. i.) zákona č. 18/1997 Sb.) se zdroji ionizujícího záření (dále ZIZ) doložit žádost **dokumentací** požadovanou pro povolenou činnost; v daném případě dokumentací uvedenou v Příloze k zákonu č. 18/1997 Sb. písm. l. Povolení Státního úřadu pro jadernou bezpečnost (SÚJB), pak může být vydáno jen tehdy, jestliže SÚJB schválí tuto dokumentaci:

- ❖ vymezení kontrolovaného pásma, předpokládaný počet osob pracujících v něm a způsob zábrany vstupu nepovolaných osob do tohoto pásma,
- ❖ vnitřní havarijní plán,
- ❖ rozsah a způsob měření (program monitorování) a hodnocení ozáření zaměstnanců a osob a znečištění pracoviště a jeho okolí radionuklidy a ionizujícím zářením,
- ❖ program zabezpečení jakosti pro povolenou činnost.

I když platnost oprávnění k nakládání se zdroji ionizujícího záření vydaných podle vyhlášky Ministerstva zdravotnictví č. 59/1972 Sb., o ochraně zdraví před ionizujícím zářením, končí uplynutím doby, na kterou byla vydána, nejpozději však uplynutím pěti let od účinnosti zákona č. 18/1997 Sb., tzn. v roce 2002, držitelé těchto oprávnění již od okamžiku účinnosti uvedeného zákona musí plnit jím uložené povinnosti - tzn. mít i od SÚJB schválenou, výše uvedenou dokumentaci. Je známo, že největší problém vytváří zpracování **programu zabezpečení jakosti** pro povolenou činnost. Zájmem SÚJB je co nejdříve nastavit praxi v souladu s požadavky nových právních předpisů - a proto je vydáváno toto "Doporučení", které má sloužit jako vodítko jak žadatelům o povolení k nakládání se ZIZ podle zákona č. 18/1997 Sb., tak držitelům povolení k odběru a používání ZIZ vydaných podle vyhlášky Ministerstva zdravotnictví č. 59/1972 sb. Předložený materiál je zaměřen **na technické aspekty** (na přístrojové vybavení) systému zabezpečení jakosti na pracovištích nukleární medicíny. Předpokládám, že v nejbližší době bude vydáno toto "Doporučení" doplněné o metodické, organizační a další aspekty programu zajištění jakosti. "Doporučení" bude současně podkladem pro zpracování "Bezpečnostních návodů" (Safety Guides), které SÚJB vydá na základě zkušeností s praktickou aplikací "Doporučení" a na základě Vašich připomínek a komentářů, o které Vás tímto žádám. pokud se držitel povolení, či žadatel o ně, bude řídit tímto "Doporučením", správné řízení ve výši uvedené oblasti bude bez problémů, v souladu s požadavky právních předpisů radiační ochrany.

Vzhledem k tomu, že je nezbytné urychleně nastavit správnou praxi v souladu s požadavky nových, výše uvedených právních předpisů i v oblasti lékařských ozáření, je vydáváno toto „Doporučení“. Má sloužit jako vodítko držitelu povolení (žadatel o povolení) s nakládání s otevřenými radionuklidovými zářiči na lékařských pracovištích, kde jsou prováděny paliativní terapie s radionuklidy <sup>89</sup>Sr, <sup>153</sup>Sm, <sup>186</sup>Re. „Doporučení“ současně bude podkladem pro zpracování tzv. „Bezpečnostního návodu SÚJB“ (Safety Guide), který bude vydán až na základě zkušeností s praktickou aplikací „Doporučení“ a na základě Vašich případných připomínek a komentářů, o které Vás prosím.

Na zpracování „Doporučení“ se podíleli zejména prof. Ing. Václav Hušák, CSc., Ing. Jiří Erban, pan Karel Kleinbauer všichni z Kliniky nukleární medicíny FN UP Olomouc, pracovníci oddělení nukleární medicíny významných zdravotnických zařízení ČR a inspektoři specializované inspekční skupiny SÚJB pro pracoviště s otevřenými radionuklidovými zářiči.

Ing. Zdeněk Prouza, CSc.  
náměstek předsedy SÚJB pro radiační ochranu

V Praze květen 1999

### Úvod

Do programu zabezpečování jakosti na pracovištích nukleární medicíny vyžadovaného zákonem č. 18/1997 Sb., o mírovém využívání jaderné energie a ionizujícího záření (Atomový

zákon) náleží kromě jiného i pravidelná kontrola přístrojové techniky, pomocí níž je ionizující záření emitované radioaktivními látkami (radiofarmaky) měřeno a využíváno k získávání informací důležitých pro diagnostiku a léčbu.

Tato publikace je zamýšlena jako pomůcka pro pracoviště nukleární medicíny k sestavení programu zabezpečení jakosti týkajícího se přístrojů, a to v rozsahu nutném pro splnění požadavků § 34, odst. 5 vyhlášky č. 184/1997 Sb., o požadavcích na zajištění radiační ochrany.

Cílem zabezpečení jakosti přístrojové techniky používané v nukleární medicíně je předpověď nebo odhalení závažných změn technických parametrů, jež by měly za následek nižší, případně nevyhovující kvalitu diagnostických a léčebných výsledků. Pro zajištění optimální funkce přístrojů je nutné splnění následujících podmínek

- kontroly v rámci systému zabezpečení jakosti musí být prováděny s vhodnou frekvencí; některé kontroly je nutné provádět denně, jiné v delších časových intervalech;
- kontroly musí být prováděny s dostačující přesností a reprodukovatelností; je třeba postupovat podle jasně formulovaného protokolu;
- výsledky kontrol - včetně podmínek, za kterých byly tyto výsledky změřeny - musí být pečlivě dokumentovány a dále uchovávány;
- součástí kontrol musí být i rozhodování jak postupovat v případě, že výsledky měření nejsou uspokojivé z hlediska stanovených kritérií.

Přístrojová technika v nukleární medicíně. Do programu zabezpečení jakosti v nukleární medicíně se zahrnují tyto aparatury:

- měřiče aktivity radiofarmak (kalibrátory);
- jednodetektorové přístroje pro měření in vitro a in vivo (pro nescintigrafická vyšetření) a vícedetektorové přístroje pro měření in vitro;
- zobrazovací přístroje (scintilační kamery planární, scintilační kamery pro jednofotonovou emisní tomografii - SPECT);
- přístroje pro ochrannou dozimetrii (měřiče dávkového příkonu, měřiče povrchové kontaminace, operativní dozimetry).

Postup při provádění zkoušek parametrů přístrojů. Popis zkoušek jednotlivých parametrů sestává z následujících položek: definice, provedení, hodnocení, frekvence a nápravná opatření.

V položce definice je charakterizován parametr často podle norem IEC; není-li to možné, např. vzhledem k přílišné komplikovanosti, přebírá se definice z mezinárodních doporučení (zejména ze zprávy IAEA-TECDOC-602).

Položka provedení sestává z dílčích kroků, jež musí být provedeny při realizaci zkoušky včetně zpracování výsledků měření; při rozhodování do jakých detailů jít, byl zvolen kompromis mezi přehnaně podrobným a velmi rozsáhlým popisem dílčích kroků ve zprávě IAEA-TECDOC-602 a např. extrémně stručnou a málo názornou příručkou používanou v SRN (Geworski, Reiners).

Položka hodnocení zahrnuje meze, v nichž se musí změřené provozní parametry nacházet resp. meze, jež jsou doporučovány; jelikož v normách IEC tato informace není, bylo přihlédnuto k mezinárodním doporučením a kapitolám o kontrole kvality v zahraničních

knihách o nukleární medicíně.

V položce frekvence se uvádí časové intervaly, v nichž musí být provozní zkoušky prováděny; časové intervaly zde uvedené představují kompromis mezi některými velmi striktními a některými benevolentními publikovanými přístupy.

Poslední položka nápravná opatření zahrnuje obecné rady jak postupovat v případě, že výsledky provozních zkoušek se významně odlišují od výsledku přijímací zkoušky nebo od hodnot měřených běžně při provozních zkouškách; prvním velmi důležitým krokem - ještě před tím než je kontaktován servis - je opakování měření a pečlivá kontrola, zda byly splněny všechny pokyny v položce provedení.

Připojené příklady demonstrují postup měření při přijímacích a provozních zkouškách na konkrétním přístroji, který byl k dispozici. Vzhledem k různorodosti typů přístrojů používaných na pracovištích nukleární medicíny nebylo dbáno na zcela jednotnou úpravu záznamu výsledků měření; tu si každý uživatel zvolí bezpochyby sám v závislosti na typu přístroje, na možnosti provádění stále více se prosazujících automatických kontrol kvality přístrojů a na dalších okolnostech. Důležité upozornění: Skutečnost, že v příkladech jsou používány konkrétní přístroje s uvedením firmy, která je dodala, neznamená, že tyto přístroje jsou doporučovány.

Předávací zkoušky. Před uvedením přístroje do provozu po jeho instalaci je důležité ověřit, zda jeho detekční parametry odpovídají hodnotám, které prodejce uvádí v doprovodné dokumentaci - jsou nutné předávací zkoušky (testování); předávací zkouška je nutná rovněž po každé větší opravě přístroje.

Účelem předávacích zkoušek je

- porovnat změřené hodnoty parametrů s hodnotami uváděnými výrobcem;
- zkontrolovat všechny parametry a vlastnosti přístroje, jež mohou ovlivnit výsledky vyšetření (zvláště důležité u scintilačních kamer);
- získat podklady k provádění provozních zkoušek během používání přístroje na pracovišti.

Do smlouvy s prodejcem je třeba zahrnout způsob provedení předávacích zkoušek a použitá kritéria. Podle zahraničních zkušeností existují v podstatě tři možnosti jak realizovat předávací zkoušky:

- dodávající firma provede předávací zkoušky přímo na pracovišti, na němž přístroj instalovala; musí to však být za účasti odborníka (nejlépe fyzika nebo technika) z tohoto pracoviště;
- předávací zkoušky provedou kvalifikované osoby - zaměstnanci organizace kupující přístroj;
- prodávající i kupující se mohou dohodnout na tom, že předávací testy se svěří nezávislým odborníkům - tím se vyloučí jakákoliv předpojatost při měřeních.

Je zřejmé, že na pracovištích nukleární medicíny v ČR se ukazuje jako nejschůdnější první možnost.

Nejsou-li výsledky předávacích zkoušek v souladu s hodnotami parametrů proklamovanými v doprovodné dokumentaci, nelze potvrdit převzetí přístroje; je třeba trvat na opravě příp. žádat nový přístroj.

Provozní zkoušky. Výsledky předávacích testování, pokud je s nimi zákazník spokojen, jsou základem pro provádění provozních (rutinních) zkoušek. Zvolené postupy pro provozní zkoušky nemusí být ovšem zcela totožné s metodami provádění předávacích zkoušek.

Účelem provozních zkoušek je

- sledovat, zda změřené hodnoty parametrů jsou v doporučené toleranci s parametry stanovenými na pracovišti při předávací zkoušce;

- odhalovat jednak krátkodobé změny v parametrech, jednak dlouhodobé trendy při jejich pomalých změnách.

Provozní zkoušky lze rozdělit na jednoduché testy prováděné v krátkých časových intervalech (obdoba zkoušek provozní stálosti vyžadovaných u zdrojů záření) a náročné testy prováděné v delších časových intervalech (obdoba zkoušek dlouhodobé stability vyžadovaných u zdrojů záření).

Jednoduché zkoušky. Charakteristikou těchto zkoušek je jejich časová nenáročnost - lze je většinou provést v době od několika minut do půl hodiny, což je velmi důležité vzhledem ke značnému vytížení některých přístrojů (zejména scintilačních kamer) klinickým provozem. Další charakteristikou je malá náročnost na technická zařízení potřebná k jejich provedení, lze je provádět s běžně dostupnými (a jen výjimečně nákladnými) pomůckami. Zajišťování jednoduchých provozních zkoušek vlastními silami pracoviště je samozřejmostí.

Náročné zkoušky. Náročnost těchto zkoušek je dána buď časovým faktorem - jejich provádění může vyžadovat několik hodin i více nebo tím, že vyžadují speciálnější zařízení případně se uplatňují oba faktory. Je velmi výhodné, může-li pracoviště provádět samo nejen jednoduché, ale i náročné provozní zkoušky, avšak pokud to v možnostech pracoviště není, musí hledat pomoc u firem specializovaných na kontrolu lékařských přístrojů využívajících ionizujícího záření příp. skupiny odborníků zaměřených na tuto problematiku. Rovněž jednou z možností je dohoda pracoviště s firmou, jež dodala přístroj, aby náročné zkoušky začlenila do servisu aparatury; takový postup však vyžaduje - pro odstranění případné předpojatosti - občasné posouzení výsledků zkoušek nezávislým odborníkem.

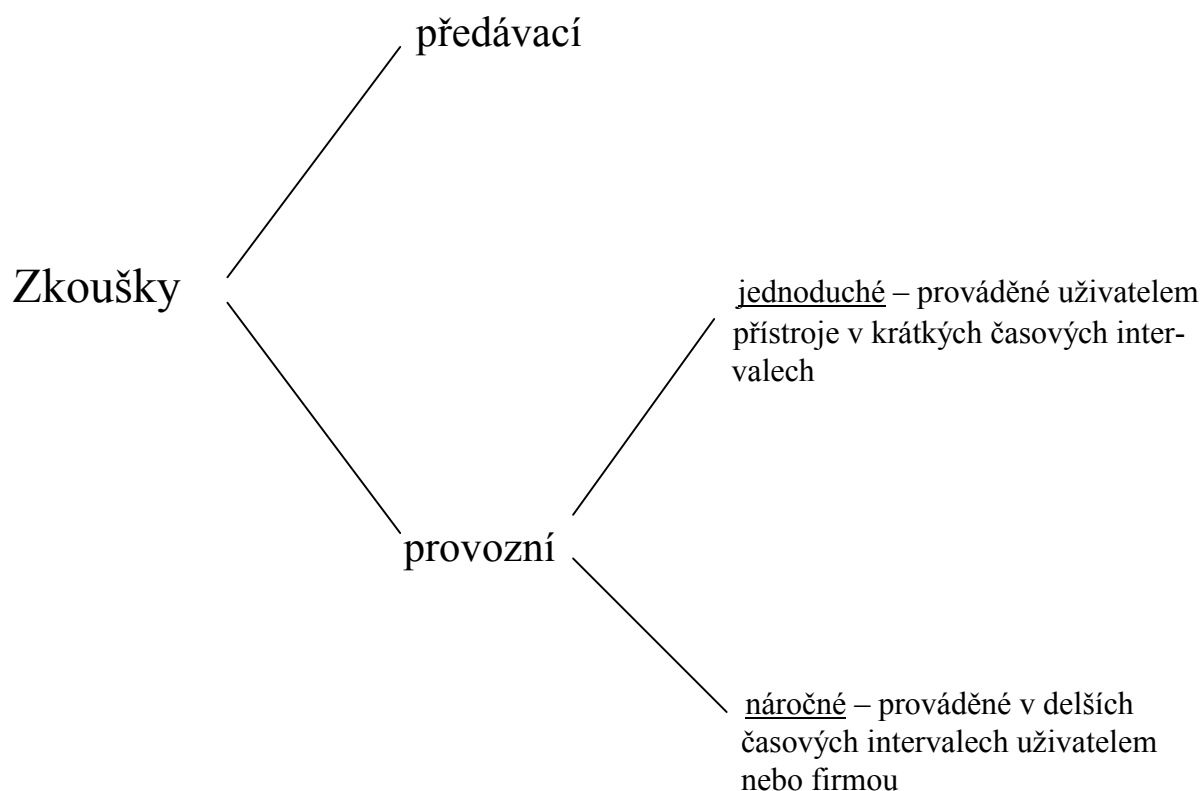
Součástí programu zajišťování jakosti musí být samozřejmě pečlivě prováděná preventivní údržba přístrojů - prohlídky, čištění a nahrazování opotřebovaných částí; lze tak často předejít náhlým selháním s následným narušením klinického provozu pracoviště.

Výsledky předávacích a provozních zkoušek musejí být pečlivě zaznamenávány, pro každý přístroj musí být pro tento účel vedeny zvláštní záznamy.

Je třeba zdůraznit, že držitel povolení musí při zabezpečování jakosti přístrojové techniky dodržovat na prvním místě pokyny dodavatele nebo výrobce uváděné v doprovodném návodu a dokumentaci.

Literatura použitá při sestavení této příručky. Bylo velmi přihlíženo k literatuře, jejíž seznam je připojen - zejména ke zprávě IAEA-TECDOC-602, standardům IEC, dále k německým, britským a americkým předpisům a doporučením a ke knihám o nukleární medicíně.

Rovněž byly využity dlouholeté zkušenosti s kontrolou přístrojů na KNM FN a LF UP v Olomouci.



Obr.1 Druhy zkoušek přístrojů v nukleární medicíně v rámci programu zabezpečení jakosti

## Obsah

### **1. KONTROLA JAKOSTI MĚŘIDEL AKTIVITY (KALIBRÁTORŮ) SE STUDNOVOU IONIZAČNÍ KOMOROU**

#### **1.1. Pozadí** .....

<b>1.2. Stabilita (krátkodobá reprodukovatelnost)</b> .....	
1.2.1. Příklad měření stability (krátkodobé reprodukovatelnosti)	
<b>1.3. Dlouhodobá reprodukovatelnost</b> .....	
1.3.1. Příklad stanovení dlouhodobé reprodukovatelnosti	
<b>1.4. Kalibrace (přesnost cejchování)</b> .....	
1.4.1. Příklad kontroly kalibrace (přesnosti cejchování)	
<b>1.5. Linearita</b> .....	
1.5.1. Příklad kontroly linearity .....	
<b>1.6. Geometrie měření (závislost odezvy přístroje na geometrii měření)</b> .....	
1.6.1. Příklad stanovení závislosti odezvy přístroje na geometrii měření	

## 2. KONTROLA JAKOSTI DETEKČNÍCH APARATUR PRO MĚŘENÍ IN VITRO A IN VIVO (NE SCINTIGRAFICKÝCH PŘÍSTROJŮ)

<b>2.1. Jednodetektorové a dvoudetektorové přístroje pro měření in vitro a in vivo</b>	
<b>2.1.1. Energetická kalibrace</b> .....	
2.1.1.1. Příklad kontroly energetické kalibrace .....	
<b>2.1.2. Stabilita (krátkodobá reprodukovatelnost)</b> .....	
2.1.2.1. Příklad kontroly stability (krátkodobé reprodukovatelnosti)	
<b>2.1.3. Dlouhodobá stabilita (dlouhodobá reprodukovatelnost)</b> .....	
2.1.3.1. Příklad hodnocení dlouhodobé stability (dlouhodobé reprodukovatelnosti) .....	
<b>2.1.4. Energetická rozlišovací schopnost</b> .....	
2.1.4.1. Příklad měření energetické rozlišovací schopnosti .....	
<b>2.1.5. Citlivost</b> .....	
2.1.5.1. Příklad měření citlivosti .....	
<b>2.1.6. Linearita energetické odezvy</b> .....	
2.1.6.1. Příklad hodnocení linearity energetické odezvy .....	
<b>2.1.7. Linearita odezvy na aktivitu</b> .....	
2.1.7.1. Metoda založená na poklesu aktivity krátkodobého zářiče s časem ..	
2.1.7.1.1. Příklad měření odezvy přístroje na aktivitu pomocí rozpadu zářiče $^{99m}\text{Tc}$ .....	
2.1.7.2. Metoda pomocí zdrojů s rostoucí aktivitou .....	
2.1.7.3. Příklad měření mrtvé doby dvouzdrojovou metodou .....	
<b>2.2. Vícedetektorové systémy pro měření in vitro</b> .....	
2.2.1. Příklad nastavení vysokého napětí u vícedetektorového systému .....	
2.2.2. Příklad testu chí-kvadrát .....	
2.2.3. Příklad kontrolního testu .....	
2.2.4. Příklad provedení standardizace .....	
2.2.5. Jednoduchá kontrola stability vícedetektorového systému .....	

## 3. KONTROLA JAKOSTI ZOBRAZOVACÍCH SYSTÉMŮ- SCINTILAČNÍCH KAMER

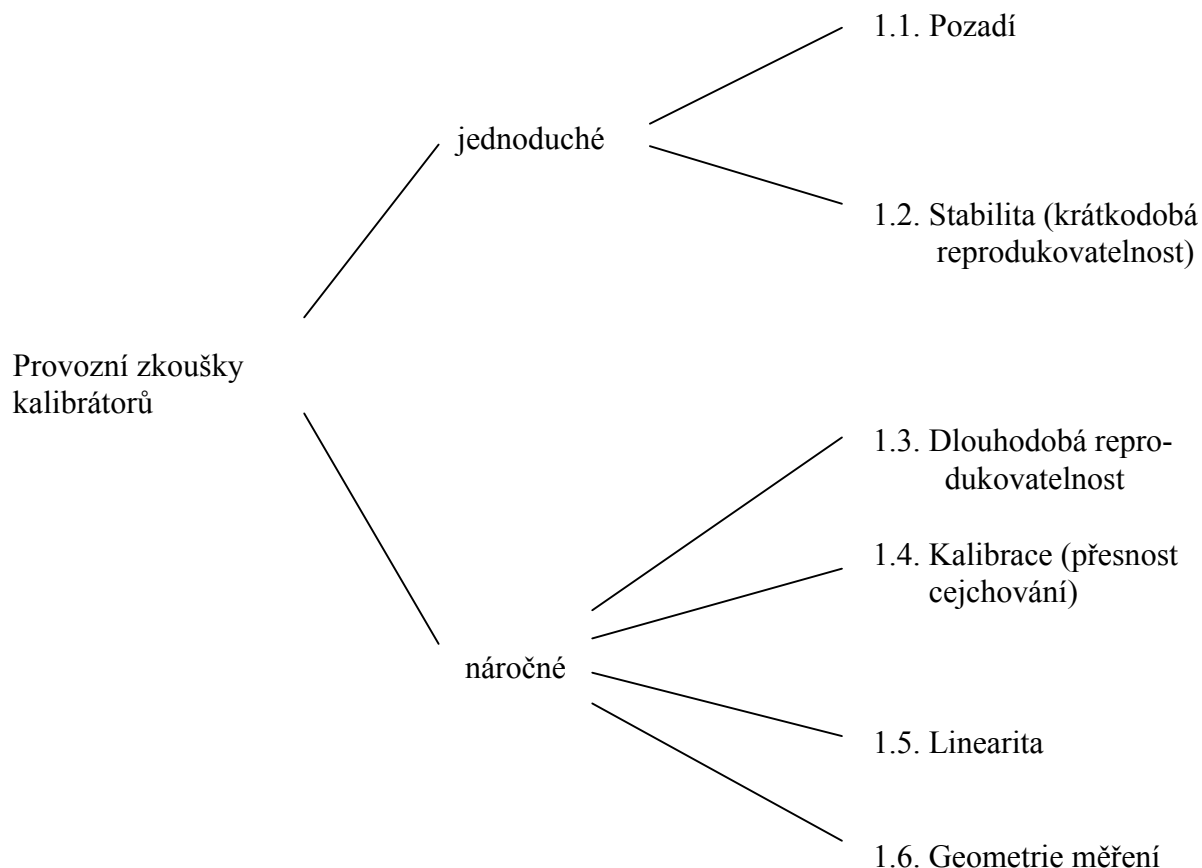
<b>3.1. Planární scintilační kamery (SPECT kamery v planárním režimu)</b> .....	
3.1.1. Planární integrální homogenita	

3.1.1.1.	<b>Planární integrální homogenita (denní test)</b> .....
	a) s použitím plošného zdroje $^{57}\text{Co}$ .....
	b) s použitím "bodového" zdroje $^{99m}\text{Tc}$ .....
3.1.1.1.1.	Příklad denního testu kontroly jakosti scintilační kamery zahrnující pozadí, energetickou kalibraci a integrální homogenitu .....
3.1.1.2.	<b>Planární integrální homogenita (půlroční test)</b> .....
3.1.1.2.1.	Příklad kontroly planární homogenity (půlroční test) .....
3.1.1.3.	<b>Diferenciální homogenita</b> .....
<b>3.1.2.</b>	<b>Prostorová rozlišovací schopnost (vizuální test)</b> .....
3.1.2.1.	Příklad kontroly prostorové rozlišovací schopnosti a linearit pomocí bar fantomu .....
<b>3.1.3.</b>	<b>Prostorová rozlišovací schopnost (kvantitativní test)</b> .....
3.1.3.1.	Příklad měření prostorové rozlišovací schopnosti .....
3.1.3.2.	Příklad kontroly prostorového rozlišení při celotělovém skenu .....
<b>3.1.4.</b>	<b>Citlivost detektoru s kolimátorem</b> .....
3.1.4.1.	Příklad měření citlivosti detektoru s kolimátorem .....
<b>3.1.5.</b>	<b>Energetická rozlišovací schopnost</b> .....
3.1.5.1.	Příklad měření energetické rozlišovací schopnosti .....
<b>3.1.6.</b>	<b>Linearita odezvy přístroje na aktivitu zdroje a mrtvá doba</b> .....
3.1.6.1.	Metoda pomocí zdrojů s rostoucí aktivitou .....
3.1.6.2.	Stanovení mrtvé doby kamery dvouzdrojovou metodou .....
3.1.6.2.1.	Příklad měření mrtvé doby kamery dvouzdrojovou metodou .....
<b>3.1.7.</b>	<b>Víceokénková prostorová registrace</b> .....
a)	pomocí kolimovaného bodového zdroje .....
b)	pomocí bar fantomu .....
<b>3.1.8.</b>	<b>Měřítka zobrazení</b> .....
<b>3.2.</b>	<b>SPECT kamery v tomografickém režimu</b>
<b>3.2.1.</b>	<b>Střed rotace (COR)</b>
3.2.1.1.	Příklad kontroly středu rotace kamery SPECT
<b>3.2.2.</b>	<b>Tomografická prostorová rozlišovací schopnost</b> .....
3.2.2.1.	Příklad měření prostorové rozlišovací schopnosti .....
<b>3.2.3.</b>	<b>Komplexní kontrola kvality SPECT kamery (vizuální test)</b> .....
3.2.3.1.	Příklad komplexní kontroly kamery SPECT
<b>3.2.4.</b>	<b>Tomografická objemová citlivost</b> .....
3.2.4.1.	Příklad měření tomografické objemové citlivosti .....
<b>3.2.5.</b>	<b>Tomografický kontrast (kvantitativní test)</b> .....
3.2.5.1.	Příklad stanovení tomografického kontrastu a šumu .....
<b>3.2.6.</b>	<b>Tomografická homogenita a šum</b> .....
3.2.6.1.	Příklad stanovení tomografické homogenity a šumu .....
<b>4.</b>	<b>KONTROLA JAKOSTI PŘÍSTROJŮ PRO OCHRANNOU DOZIMETRII</b>
<b>4.1.</b>	<b>Měřiče dávky a dávkového příkonu</b> .....
<b>4.1.1.</b>	<b>Kontrola odezvy (přibližný test)</b> .....
4.1.1.1.	Příklad kontroly odezvy měřiče dávky a dávkového příkonu .....
<b>4.2.</b>	<b>Měřiče kontaminace povrchů</b>
<b>4.2.1.</b>	<b>Kontrola odezvy (přibližný test)</b> .....
4.2.1.1.	Příklad kontroly odezvy měřiče kontaminace povrchů .....



## **1. KONTROLA JAKOSTI MĚŘIDEL AKTIVITY (KALIBRÁTORŮ) SE STUDNOVOU IONIZAČNÍ KOMOROU**

Kontrola měřidel aktivity (kalibrátorů) zahrnuje následující detekční parametry: pozadí, stabilita (krátkodobá reprodukovatelnost), dlouhodobá reprodukovatelnost, kalibrace (přesnost cejchování), linearita, měřící geometrie (závislost odezvy přístroje na geometrii měření). Rozdělení provozních zkoušek na jednoduché a náročné je zřejmé z obr. 2.



Obr.2 Třídění provozních zkoušek měřidel aktivity (kalibrátorů) na jednoduché a náročné

### 1.1. Pozadí

Definice: odezva (údaj) přístroje v nepřítomnosti měřeného zdroje ionizujícího záření.

Provedení:

- měří se bez přítomnosti radioaktivní látky ve studni komory a pokud možno i v okolí přístroje;
- při měření je ve studni komory zasunut držák rutinně používaný pro vkládání vzorků do studny.

Hodnocení: pozadí přístroje by nemělo převyšovat o více než 20 % úroveň obvykle měřených hodnot; korekce na pozadí se provádí, je-li pozadí větší než 1 % údaje při měření vzorku; měření aktivity vzorků je možné i při zvýšeném pozadí, nikoliv však vyšším než 15 % aktuálně měřené aktivity vzorku.

Frekvence: při předávacím testování, poté každý den, během něhož se na přístroji měří.

Nápravná opatření: v případě opakovaně měřeného zvýšeného pozadí zkontrolovat, zda nejsou přítomny radioaktivní zářiče v okolí přístroje, zda není kontaminována studna ionizační komory resp. držák vzorku; v případě, že tomu tak není, kontaktovat servis.

### 1.2. Stabilita (krátkodobá reprodukovatelnost)

Definice: variační koeficient vypočtený z nejméně deseti měření s tímž dlouhodobým radioaktivním zdrojem při zachování téže měřící geometrie.

Provedení:

- ve studni komory se desetkrát po sobě změří tentýž standard - zářič gama s dlouhým fyzikálním poločasem (nejlépe  $^{137}\text{Cs}$ ) o aktivitě vyšší než 3 MBq (nejvhodněji v rozmezí 10 - 15 MBq);

- vypočte se aritmetický průměr a variační koeficient na základě jedné směrodatné odchylky jednotlivého měření (viz příklad 1.2.1.);

- uvažuje se korekce na pokles aktivity standardu s časem; korekce na pozadí není nutná, je-li hodnota pozadí menší než 1 % aktivity standardu.

Hodnocení: stabilita přístroje je vyhovující pokud variační koeficient jednotlivých měření nepřevyšuje 1 % a rozdíl mezi aritmetickým průměrem z deseti měření a známou aktivitou standardu (korigovanou na rozpad) nepřevyšuje  $\pm 3$  %.

Frekvence: v rámci přejímacího testování, poté každý den, během něhož se na přístroji měří; test provést po každé opravě nebo seřízení přístroje, jež mohou stabilitu ovlivnit.

Nápravná opatření: kontaktovat servis pokud je stabilita přístroje nevyhovující i po několikanásobném opakování testu.

Doplňující komentář

Znalost aktivity standardu není podmínkou pro kontrolu tohoto parametru - údaj přístroje (aritmetický průměr z deseti měření) lze porovnávat s vlastní (výchozí) aktivitou dlouhodobého radionuklidu zjištěnou např. při předávacím testování.

#### 1.2.1. PŘÍKLAD MĚŘENÍ STABILITY (KRÁTKODOBÉ REPRODUKOVATELNOSTI) (viz přílohy ke kapitole 1)

### 1.3. Dlouhodobá reprodukovatelnost

Definice: variační koeficient vypočtený z nejméně deseti měření stability (krátkodobé reprodukovatelnosti) podle odst. 1.2. provedených v době nejméně jednoho měsíce s tímž dlouhodobým radioaktivním zdrojem za podmínky, že interval mezi jednotlivými měřeními je minimálně 24 h.

Provedení:

- ze záznamu hodnot měření aktivity standardu získaných při měření stability (krátkodobé reprodukovatelnosti) přístroje v průběhu 40 až 50 pracovních dní za sebou následujících (předpokládá se jedno měření stability denně) se vypočte aritmetický průměr, směrodatná odchylka jednotlivého stanovení stability a variační koeficient (viz příklad 1.3.1.).

Hodnocení: dlouhodobá reprodukovatelnost je vyhovující, je-li variační koeficient jednotlivého stanovení stability menší než 2 %.

Frekvence: v rámci předávacího testování, poté jednou za rok, též po každé opravě nebo seřízení přístroje, jež mohou dlouhodobou reprodukovatelnost ovlivnit.

Nápravná opatření: kontaktovat servis.

#### 1.3.1. PŘÍKLAD STANOVENÍ DLOUHODOBÉ REPRODUKOVATELNOSTI (viz přílohy ke kapitole 1)

### 1.4. Kalibrace (přesnost cejchování)

Definice: těsnost shody mezi výsledkem měření a aktivitou etalonu radionuklidu deklarovanou výrobcem.

### Provedení:

- před provedením testu se zjistí stabilita (krátkodobá reprodukovatelnost) přístroje (podle odst. 1.2.);
- použije se etalon radionuklidu o aktivitě  $A^0$  (několik desítek MBq, u  $^{131}\text{I}$  mezi 30 až 40 MBq)  
dodaný Inspektorátem pro ionizující záření ČMI v Praze;
- z 10 hodnot aktivity změřených s tímto etalonem se vypočte aritmetický průměr  $A$  (viz příklad);
- provede se korekce na pozadí, na rozpad a na geometrii měření.

Hodnocení: kalibrace pro daný radionuklid je vyhovující pokud odchylka změřené aktivity  $A$  od aktivity etalonu  $A^0$  deklarované ČMI  $100 \cdot (A - A^0) / A^0$  % nepřevyšuje  $\pm 5$  % (u některých radionuklidů  $\pm 10$  %).

Frekvence: je dána frekvencí kontrol prováděných Inspektorátem pro ionizující záření ČMI; při předávacím testování je tato zkouška možná jen v případě, že jsou k dispozici etalony příslušných radionuklidů; na pracovištích nukleární medicíny aplikujících roztoky  $^{131}\text{I}$  pro léčbu onemocnění štítné žlázy musí být test proveden pro tento radionuklid nejméně jednou za rok; zkouška musí být provedena po každé opravě přístroje, jež může přesnost cejchování ovlivnit.

Nápravná opatření: je-li rozdíl mezi změřenou a udanou aktivitou mezi  $\pm 5$  a  $\pm 10$  %, provede se adjustace citlivosti přístroje - pokud je to možné - tak, aby jeho údaj byl shodný s aktivitou etalonu deklarovanou výrobcem; je-li uvedený rozdíl větší než  $\pm 10$  % (Inspektorát pro ionizující záření ČMI v takovém případě nevydá ověřovací list), je nutná recalibrace; kontaktovat servis.

### Doplňující komentář

Povinnost uživatele měřiče aktivity nechat ověřovat jeho kalibraci ČMI vyplývá ze zákona o metrologii č. 505/1990 Sb. Kalibraci je nutné provádět nejen v zákonných intervalech, ale také po každé opravě.

#### 1.4.1. PŘÍKLAD KONTROLY KALIBRACE (PŘESNOSTI CEJCHOVÁNÍ)

(viz přílohy ke kapitole 1)

### **1.5. Linearita**

Definice: lineární závislost odezvy (údaje) přístroje na aktivitě zdroje.

#### Provedení:

- po dobu čtyř pracovních dnů za sebou následujících se v přibližně hodinových intervalech měří ve studni komory roztok  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  o výchozí aktivitě  $A_0$  (k času  $t = 0$ ) kolem 25 GBq (resp. o největší aktivitě tohoto radionuklidu, která se na pracovišti používá) do doby než aktivita roztoku poklesne do rozmezí 0,3 - 5 MBq;
- korekce na pozadí se neprovádí, je-li hodnota pozadí menší než 1 % aktivity vzorku;
- změřených 20 - 25 hodnot aktivity (každá tato hodnota je aritmetickým průměrem ze tří měření po sobě následujících) se vynese v semilogaritmickém měřítku v závislosti na čase  $t$  a pěti změřenými hodnotami, jež se nalézají přibližně v rozmezí od 0,4 MBq do 5 MBq, se proloží přímka (viz příklad); z libovolného bodu této přímky  $A_t'$  v čase  $t$  se vypočte  $A_0'$  v čase  $t = 0$  ze vztahu  $A_0' = A_t' \exp(\ln 2 \cdot t / T)$ , kde  $T$  je fyzikální poločas radionuklidu 6,03 h.

Hodnocení: linearita přístroje je vyhovující pokud rozdíl mezi první změřenou hodnotou  $A_0$  v čase  $t = 0$  a vypočtenou hodnotou  $A_0'$  v čase  $t = 0$  je menší než 5 %.

Frekvence: v rámci předávacího testování, poté jednou za rok, též po každé opravě nebo

seřízení přístroje, jež mohou linearitu ovlivnit.

Nápravná opatření: je-li i po opakování testu výsledek nevyhovující, kontaktovat servis.

#### Doplňující komentář

Linearita odezvy měřiče aktivity může být měřena též pomocí komerčně dostupného souboru stínících pouzder se známým stupněm zeslabení, v nichž se měřený vzorek vkládá do studny.

### 1.5.1. PŘÍKLAD KONTROLY LINEARITY

(viz přílohy ke kapitole 1)

## 1.6. Geometrie měření (závislost odezvy přístroje na geometrii měření)

Definice: vzájemné prostorové uspořádání měřeného vzorku vůči ionizační komoře studnového typu s uvažováním tvarových, absorpčních a samoabsorpčních vlivů měřeného vzorku a jeho obalu.

#### Provedení:

- měření se provede s ampulemi, injekčními stříkačkami aj., jež se běžně používají na pracovišti; postup je demonstrován na příkladu penicilinky o objemu 30 ml (ampule 1);
- ze zásobního radioaktivního roztoku (např.  $^{131}\text{I}$  50 MBq/5 ml,  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  100 MBq/5 ml) se odebere 1 ml do referenční ampule, doplní fyziologickým roztokem na referenční objem a změřením se zjistí aktivita vzorku  $A$  (aritmetický průměr ze tří měření) odpovídající měřící geometrii použité výrobcem při kalibraci přístroje (referenční ampule a referenční objem jsou udány v dokumentaci přikládané k přístroji výrobcem);
- ze zásobního roztoku se odebere 1 ml do ampule 1 a změří se aktivita  $A_1$ , přidá se 1 ml fyziologického roztoku a po lehkém protřepání se změří aktivita  $A_2$ , obdobně se postupuje až do objemu 30 ml v ampuli 1; vypočtou se poměry  $k_i = A/A_i$  (viz příklad); totéž se provede i pro ampule jiného objemu a tvaru a injekční stříkačky používané na pracovišti.

Hodnocení: jsou-li nalezené poměry  $k_i$  v rozmezí od 0,95 do 1,05, není nutné provádět korekci změřených údajů aktivity vzorku na měřící geometrii; není-li tomu tak, musí se každý změřený údaj  $A_i$  násobit faktorem  $k_i$ .

Frekvence: test se provádí jen v rámci předávacího testování.

Doplňující komentář. Použití fyziologického roztoku nebo jiného média obsahujícího soli pro doplňování objemu roztoku je důležité pro zabránění sorpci na stěnách ampule, k níž může docházet při ředění čistou vodou.

### 1.6.1. PŘÍKLAD STANOVENÍ ZÁVISLOSTI ODEZVY PŘÍSTROJE NA GEOMETRII MĚŘENÍ

(viz přílohy ke kapitole 1)

Tab. 1 Přehled zkoušek měřidel aktivity (kalibrátorů) se studnovou ionizační komorou a frekvence jejich provádění

Zkouška	Druh	Frekvence		
		předávací zkouška	jednou denně	jednou za rok

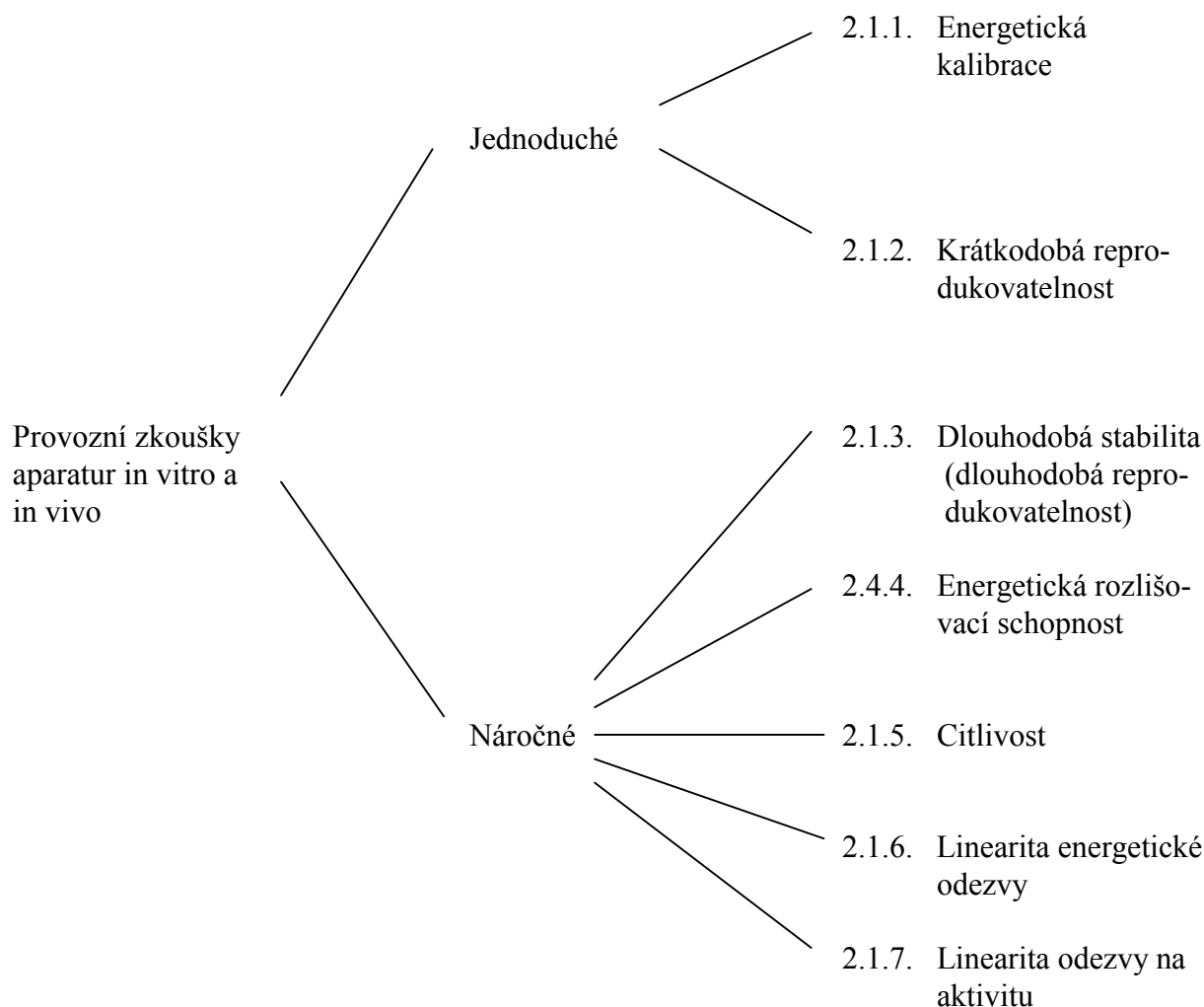
1.1. Pozadí	Jednoduchá	x	x	
1.2. Stabilita (krátkodobá reprodukovatelnost)		x	x	
1.3. Dlouhodobá reprodukovatelnost	Náročná	x		x
1.4. Kalibrace (přesnost cejchování)		x		x
1.5. Linearita		x		x
1.6. Geometrie měření		x		

## **2. KONTROLA JAKOSTI DETEKČNÍCH APARATUR PRO MĚŘENÍ IN VITRO A IN VIVO (NECINTIGRAFICKÝCH PŘÍSTROJŮ)**

### **2.1. Jednodetektorové a dvoudetektorové přístroje pro měření vitro a in vivo**

Kontrolují se následující detekční parametry přístroje: energetická kalibrace, stabilita (krátkodobá reprodukovatelnost), dlouhodobá stabilita (dlouhodobá reprodukovatelnost), energetická rozlišovací schopnost, citlivost, linearita energetické odezvy, linearita odezvy na aktivitu.

Rozdělení provozních zkoušek na jednoduché a náročné je patrné z obr. 3.



Obr. 3 Třídění zkoušek aparatur pro měření in vitro a in vivo na jednoduché a náročné

### 2.1.1. Energetická kalibrace

**Definice:** přiřazení energie fotonu zářiče gama ve scintilačním spektru jeho poloze v energetické stupnici analyzátoru.

**Provedení:**

- s vhodným zářičem se známou energií záření gama se změří při nastavení úzkého okénka analyzátoru scintilační spektrum; šířka úzkého okénka se volí 1 % celého rozsahu energetické stupnice analyzátoru;

- zjistí se poloha vrcholu fotonu v ocejchované energetické stupnici analyzátoru.

**Hodnocení:** energetická kalibrace je vyhovující, odpovídá-li poloha vrcholu fotonu ve stupnici analyzátoru energii záření gama; není-li tomu tak, foton se posune na příslušné místo ve stupnici analyzátoru změnou vysokého napětí nebo zesílení (viz příklad 2.1.1.1.).

**Frekvence:** u aparatur in vitro se kontroluje energetická kalibrace každý týden, u aparatur in vivo každý den; pokud je u přístroje autokalibrace, provádí se tento postup automaticky podle doporučení výrobce.

### 2.1.1.1. PŘÍKLAD KONTROLY ENERGETICKÉ KALIBRACE (viz přílohy ke kapitole 2)

#### 2.1.2. Stabilita (krátkodobá reprodukovatelnost)

Definice: rozptyl opakovaných měření počtu impulzů s tímž radioaktivním zdrojem (při zachování téže měřicí geometrie) kvantitativně vyjádřený směrodatnou odchylkou.

Provedení:

- s dlouhodobým zářičem gama ( $^{137}\text{Cs}$ ,  $^{129}\text{I}$  aj.) se změří deset hodnot počtu impulzů  $N_i$  při stejné měřicí době a stejné měřicí geometrii; vypočte se směrodatná odchylka jednotlivého měření (viz příklad 2.1.2.1.);

- vypočte se směrodatná odchylka ze vztahu  $\sigma = \sqrt{N}$  charakterizující rozptyl jen na základě statistického charakteru radioaktivních přeměn.

Hodnocení: změřené hodnoty počtu impulzů  $N_i$  musí s pravděpodobností 95 % ležet v intervalu  $(N - 2\sigma, N + 2\sigma)$ , s pravděpodobností 99 % v intervalu  $(N - 3\sigma, N + 3\sigma)$ ; směrodatná odchylka  $\sigma$  vypočtená z 10 změřených hodnot  $N_i$  podle vztahu uvedeného v příkladu 2.1.2.1. nesmí výrazně převyšovat směrodatnou odchylku vypočtenou jako odmocnina z aritmetického průměru počtu impulzů  $N$  (totéž platí pro variační koeficient);

Frekvence: při předávacím testování, poté jednou za měsíc.

Nápravná opatření: opakovat test, nesplnění uvedených podmínek může znamenat poruchu aparatury; kontaktovat servis.

Poznámka. Narušení statistického charakteru měřeného počtu impulzů v důsledku poruchy přístroje se běžně prokazuje rovněž testem  $\chi^2$  (chí-kvadrát).

Provedení:

- s dlouhodobým zářičem gama ( $^{137}\text{Cs}$ ,  $^{129}\text{I}$  aj.) se změří deset hodnot počtu impulzů  $N_i$  při stejné měřicí době a stejné geometrii; vypočte se hodnota  $\chi^2$  (viz příklad).

Hodnocení: hodnota  $\chi^2$  musí ležet v intervalu odečteném z tabulek pro počet stupňů volnosti a zvolený interval spolehlivosti, např. při počtu měření 10 (počtu stupňů volnosti 9) a intervalu spolehlivosti 95 % jsou meze tohoto intervalu 3,32 a 16,92.

Frekvence: při předávacím testování, poté jednou za měsíc.

Nápravná opatření: opakovat test; nesplnění uvedené podmínky i při opakování testu může znamenat poruchu aparatury (porucha narušuje statistický charakter měřeného počtu impulzů); je-li hodnota  $\chi^2$  vyšší než 16,92 (při 95 % intervalu spolehlivosti), může se jednat o elektrický "šum" z nestabilního napájecího zdroje, z teplotních změn nebo v důsledku závady elektroniky, menší hodnota  $\chi^2$  než 3,32 (při 95 % intervalu spolehlivosti) může být způsobena příliš vysokou četností zahlcující přístroj nebo periodickou četností impulzů; kontaktovat servis.

### 2.1.2.1. PŘÍKLAD KONTROLY STABILITY (KRÁTKODOBÉ REPRODUKOVATELNOSTI) (viz přílohy ke kapitole 2)

#### 2.1.3. Dlouhodobá stabilita (dlouhodobá reprodukovatelnost)

Definice: variační koeficient nejméně z deseti hodnot četnosti impulzů měřených s dlouhodobým zářičem s minimálním časovým odstupem jednoho měsíce.

Provedení:



- ze záznamu o stabilitě (krátkodobé reprodukovatelnosti) se vypíše nejméně 10 hodnot střední četnosti v období nejméně 10 měsíců; časový interval mezi vybranými hodnotami musí být nejméně jeden měsíc;

- z vypsanych hodnot četnosti se vypočte variační koeficient  $\Delta$  (viz příklad 2.1.3.1.).

Hodnocení: variační koeficient by neměl překročit  $\pm 1 \%$  (za předpokladu, že přístroj není vypínán).

Frekvence: jednou za rok.

Nápravná opatření: v případě překročení hodnoty  $1,5 \%$  kontaktovat servis.

### 2.1.3.1. PŘÍKLAD HODNOCENÍ DLOUHODOBÉ STABILITY (DLOUHODOBÉ REPRODUKOVATELNOSTI) (viz přílohy ke kapitole 2)

#### 2.1.4. Energetická rozlišovací schopnost

Definice: Energetická rozlišovací schopnost (energetické rozlišení)  $R$  se vyhodnocuje ze scintilačního spektra  $^{137}\text{Cs}$ , které emituje záření gama s energií  $E = 662 \text{ keV}$ ; je definována v  $\%$  jako poměr pološířky  $d$  fotopíku  $662 \text{ keV}$  a této energie, tj.  $R = 100 \cdot d/E \%$ .

Provedení:

- změří se scintilační spektrum  $^{137}\text{Cs}$  pomocí analyzátoru impulzů s nastaveným velmi úzkým okénkem analyzátoru; šířka okénka analyzátoru se volí  $1 \%$  celého rozsahu energetické stupnice analyzátoru;

- změřená hodnota pološířky  $d$  vyjádřená v  $\text{keV}$  a poloha fotopíku  $E$  v energetické stupnici analyzátoru vyjádřená rovněž v  $\text{keV}$  se dosadí do výše uvedeného vztahu; v případě grafické prezentace scintilačního spektra lze také postupovat tak, že do vztahu se dosadí pološířka  $d$  vyjádřená v  $\text{mm}$  a  $E$  zjištěná jako vzdálenost vrcholu fotopíku od začátku scintilačního spektra ( $E = 0$ ) vyjádřená rovněž v  $\text{mm}$  (viz příklad 2.1.4.1.).

Hodnocení: energetické rozlišení zjištěné při předávacím testování nesmí převyšovat hodnotu udanou výrobcem o více než  $0,5$  procentní jednotky (např. je-li  $R = 10 \%$  udáno výrobcem, nesmí zjištěná hodnota převyšovat  $10,5 \%$ ); hodnota změřená při provozních zkouškách nesmí převyšovat o více než  $0,5$  procentní jednotky hodnotu zjištěnou při předávací zkoušce.

Frekvence: energetické rozlišení je nutné měřit při předávacím testování aparatury, poté každého půl roku, rovněž po každé výměně fotonásobiče nebo scintilátoru a při podezření na vadu těchto součástí detekční aparatury.

Nápravná opatření: opakovat test; příčinou náhlého zhoršení energetického rozlišení může být prasklý scintilační krystal nebo porucha jeho zapouzření s následným žloutnutím krystalu příp. zhoršení parametrů fotonásobiče; při zhoršení energetického rozlišení nad  $15 \%$  je zpravidla nutné vyměnit scintilátor nebo fotonásobič; kontaktovat servis.

#### Doplňující komentář

Energetické rozlišení v rozmezí  $7$  až  $9 \%$  u scintilačních krystalů bez studny je velmi dobré (aparaturu lze používat ke spektrometrickým účelům), pro studnové krystaly je typická hodnota  $10$  až  $11 \%$ ; energetické rozlišení až do  $15 \%$  bývá pro běžná měření v nukleární medicíně vyhovující.

### 2.1.4.1. PŘÍKLAD MĚŘENÍ ENERGETICKÉ ROZLIŠOVACÍ SCHOPNOSTI (viz přílohy ke kapitole 2)

#### 2.1.5. Citlivost

Definice: citlivost detekční aparatury pro daný radionuklid, danou měřicí geometrií a zvolené nastavení přístroje je definována jako poměr registrované četnosti impulzů  $I$  ( $s^{-1}$ ) a aktivity radionuklidu  $A$  ( $Bq$ ), tj.  $C = I/A$  ( $Bq^{-1}s^{-1}$ ).

Provedení:

- pro kontrolu citlivosti přístroje se použije nejlépe etalon zájmového radionuklidu dodaný ČMI (Praha) nebo zářič o aktivitě změřené s chybou menší než 5 % pomocí měřiče aktivity (kalibrátoru);
- zářič gama se změří ve stejné měřicí geometrii (zářič je umístěn na čele scintilačního krystalu nebo v určité vzdálenosti od něho nebo je umístěn ve studni krystalu) a při stejném nastavení okénka analyzátoru na fotopík ve scintilačním spektru jaké byly použity při stanovení citlivosti přístroje při předávacím testování nebo jaké udává výrobce; aktivita měřeného radionuklidu musí být volena tak, aby měřená četnost nebyla ovlivněna mrtvou dobou; statistická chyba měření četnosti  $I$  musí být menší než 1 %;
- vypočte se citlivost  $C$  (viz příklad 2.1.5.1.).

Hodnocení: hodnota citlivosti  $C$  by se neměla odlišovat více než o 5 % od hodnoty zjištěné při předávacím testování; hodnota citlivosti  $C$  při provozních zkouškách by se neměla odlišovat o více než 5 % od hodnoty změřené při předávací zkoušce.

Frekvence: při předávací zkoušce, poté jednou za rok, též po každé opravě (výměně fotonásobiče nebo scintilačního krystalu).

Nápravná opatření: opakovat test; při větší odchylce než výše zmíněné zkontrolovat měřicí geometrii, nastavení měřicí aparatury atd. a test opakovat; kontaktovat servis.

#### 2.1.5.1. PŘÍKLAD MĚŘENÍ CITLIVOSTI

Aparatura: Analyzátor Tema MCS-61 (Itálie)

Detektor: scintilační studnový detektor NaI(Tl), objem studny 5 ml

Etalon ČMI:  $^{131}\text{I}$ ,  $A = 5\,371\text{ Bq}$  (k času měření)

Nastavení okénka analyzátoru: 100 – 500 keV

Měřicí geometrie: skleněná tenkostěnná ampule o průměru 11 mm, objem radioaktivního roztoku 1,2 ml (výška hladiny 16 mm), ampule umístěná na dno studny detektoru.

četnost impulzů bez pozadí  $I = 2\,209\text{ s}^{-1}$

$$C = I/A = 2\,209/5\,371 = 0,411\text{ s}^{-1}\text{Bq}^{-1}$$

Citlivost měřicí aparatury  $C = 0,411\text{ s}^{-1}\text{Bq}^{-1}$ .

#### 2.1.6. Linearita energetické odezvy

Definice: závislost výšky (amplitudy) impulzu na výstupu scintilačního detektoru (polohy fotopíku ve scintilačním spektru) na energii záření gama dopadajícího na detektor.

Provedení:

- ke kontrole se použijí nejméně tři radionuklidy emitující záření gama (např. 122 keV  $^{57}\text{Co}$ , 320 keV  $^{51}\text{Cr}$ , 364 keV  $^{131}\text{I}$ , 662 keV  $^{137}\text{Cs}$  aj.);
- s úzkým nastaveným okénkem analyzátoru se změří scintilační spektra zářičů; šířka okénka analyzátoru se volí 1 % celého rozsahu energetické stupnice analyzátoru; předpokládá se, že u přístroje byla provedena energetická kalibrace resp. autokalibrace;
- odečtené polohy  $E_p$  vrcholů fotopíků se vynesou v závislosti na energii záření gama a proloží

se jimi přímka;

- pro kvantitativní posouzení linearity energetické odezvy se polohy fotopíků  $E_p$  dosazují do vztahu  $K = 100 \cdot (E - E_p) / E_m$ , kde  $E$  je energie záření gama vytvářejícího fotopík a  $E_m$  horní hranice okalibrovaného energetického rozsahu analyzátoru (viz odst. 2.1.1. o energetické kalibraci).

Hodnocení: linearita energetické odezvy je vyhovující, je-li  $|K|$  menší nebo rovno 3 %.

Frekvence: při předávací zkoušce, poté jednou za rok.

Nápravná opatření: opakovat test; při zjištění větších odchylek znovu provést energetickou kalibraci resp. autokalibraci; kontaktovat servis.

#### 2.1.6.1. PŘÍKLAD HODNOCENÍ LINEARITY ENERGETICKÉ ODEZVY

(viz přílohy ke kapitole 2)

#### 2.1.7. Linearita odezvy na aktivitu

Definice: odchylka závislosti odezvy přístroje (měřené četnosti impulzů) na aktivitě měřeného radionuklidu od lineární závislosti; z této odchylky lze stanovit mrtvou dobu aparatury.

##### 2.1.7.1. Metoda založená na poklesu aktivity krátkodobého zářiče s časem

Provedení:

- měření se provede se zdrojem  $^{99m}\text{Tc}$  (poločas 6,03 h) při nastavení amplitudového analyzátoru buď integrálním s nízkou diskriminační hladinou nebo diferenciálním při velmi širokém okně, aby byly registrovány impulzy prakticky z celého scintilačního spektra radionuklidu; četnost zdroje by měla být 10 - 11 tisíc *imp/s*;

- četnost zdroje  $I_o$  se měří vždy třikrát a vypočte se střední hodnota vztahující se ke stejnému času měření; tentýž postup se opakuje v intervalech 10 až 30 *min.* až do doby, při níž četnost poklesne na hodnotu přibližně 1500 *imp/s* (při této četnosti se již prakticky neuplatňuje mrtvá doba přístroje); zaznamenává se doba měření;

- posledních pět změřených hodnot (každá hodnota je aritmetickým průměrem ze tří měření) se vynese v semilogaritmickém měřítku a proloží se jimi přímka (viz příklad); poslední bod této přímky se uvažuje jako výchozí; na základě tohoto výchozího bodu se podle přeměnového zákona vypočte četnost impulzů, jež se uvažuje jako vstupní (tj. četnost neovlivněná mrtvou dobou přístroje);

- změřená četnost  $I_o$  se vynese v závislosti na teoretické (vstupní) četnosti  $I_t$ ; odchylka změřené četnosti od teoretické četnosti je způsobena mrtvou dobou detekční aparatury  $t_d$  (tj. dobou uplynulou od předchozího impulsu, během níž nemůže být další impuls zaregistrován), jež se vypočte ze vztahu  $t_d = (I_t - I_o) / I_t I_o$  (tento vztah platí pro tzv. neparalyzabilní systémy).

Hodnocení: závislost změřené četnosti na vstupní četnosti by se neměla výrazně odchylovat od ideální závislosti neovlivněné mrtvou dobou přístroje; odchylka zjištěné mrtvé doby od hodnoty udané výrobcem by neměla být větší než 20 %.

Frekvence: při předávacím testování, poté jednou za rok.

Nápravná opatření: na základě znalosti odezvy přístroje na aktivitu zářiče resp. na základě znalosti jeho mrtvé doby se provádí korekce změřené četnosti; v případě opakovaného zjištění mrtvé doby přesahující o 20 % údaj výrobce je třeba kontaktovat servis.

##### 2.1.7.1.1. PŘÍKLAD MĚŘENÍ ODEZVY PŘÍSTROJE NA AKTIVITU POMOCÍ ROZPADU ZÁŘIČE

Legenda k tabulce příkladu 2.1.7.1.

Měřicí aparatura: Analyzátor EMPOS MC 2256, dvoutrasová aparatura s mnohokanálovým analyzátozem (aparatura se dvěma scintilačními detektory pro renografické vyšetření) – levý detektor. Radionuklid  $^{99m}\text{Tc}$ , nastavení okna amplitud. analyzátoru: 16 keV – 200 keV.

Poslední hvězdičkou označená hodnota četnosti 1 476\* imp/s je hodnota aproximovaná z pěti posledních bodů (v tabulce zvýrazněných). Tato hodnota je vzata za základ pro výpočet vstupní četnosti  $I_t$  pomocí přeměnového zákona.

Příklad stanovení mrtvé doby přístroje. Do vztahu  $t_d = (I_t - I_0)I_t I_0$  dosadíme četnosti  $I_t = 11\,029\text{ imp/s}$ ,  $I_0 = 9\,634\text{ imp/s}$  (hodnoty z prvního řádku tabulky)

$$t_d = \frac{11025 - 9634}{11025 \cdot 9634} = 0,000\,0131\text{ s}$$
$$t_d = 13,1\ \mu\text{s}$$

Poměrně dlouhá mrtvá doba u této aparatury není na závadu, např. při renografických vyšetřeních se dvěma detekčními jednotkami; při těchto vyšetřeních je četnost kolem 300 imp/s a ztráta četnosti v důsledku mrtvé doby 0,4 % je přijatelná.

#### 2.1.7.2. Metoda pomocí zdrojů s rostoucí aktivitou

Provedení:

- připraví se 14 - 16 vzorků - radioaktivních roztoků zářiče se středním poločasem (např.  $^{131}\text{I}$ )
- s postupně rostoucí aktivitou tak, aby první vzorek poskytl četnost kolem 1500 imp/s a poslední vzorek četnost 10 až 11 tisíc imp/s; každý vzorek musí mít stejný objem a radionuklid nesmí být vychytán na stěnách zkumavek (použije se fyziologický roztok nebo jiné medium obsahující soli);
- vzorky se změří a vynese se závislost četnosti změřené (výstupní) na četnosti vstupní (lze ji odvodit z ředění); tabulka i graf mají stejný tvar jako při metodě založené na poklesu krátkodobého zářiče s časem.

Hodnocení, frekvence, nápravná opatření: obdobné jako u metody 2.1.7.1. (proto neuvádíme příklad); nevýhodou metody pomocí zdrojů s rostoucí aktivitou je nutnost přípravy vzorků přesným pipetováním.

Doplňující komentář. Mrtvá doba může být zjištěna rovněž pomocí tzv. dvouzdrojové metody. Změří se nejprve četnost  $I_1$  s jedním zdrojem poskytujícím přibližně 1 000 imp/s, dále četnost  $I_2$  s druhým zdrojem poskytujícím přibližně rovněž 1 000 imp/s a četnost  $I_{12}$  z obou zdrojů současně; zjištěné četnosti se dosadí do vztahu uvedeného v následujícím příkladu 2.1.7.3. Geometrie uspořádání vzorků a detektoru musí být při těchto měřeních stejná.

#### 2.1.7.3. PŘÍKLAD MĚŘENÍ MRTVÉ DOBY DVOUZDROJOVOU METODOU

Při měření mrtvé doby dvouzdrojovou metodou se tento parametr počítá ze vztahu (podle IEC 61453)

$$t_d = \frac{x[1 - \sqrt{1 - z}]}{y}$$

$$x = I_1 I_2 - I_b I_{12}$$

$$y = I_1 I_2 (I_{12} + I_b) - I_b I_{12} (I_1 + I_2)$$

$$z = \frac{y (I_1 + I_2 - I_{12} - I_b)}{x^2}$$

$t_d$ [s]	mrtvá doba
$I_1$ [imp/s]	četnost vzorku 1 (měř. samostatně)
$I_2$ [imp/s]	četnost vzorku 2 (měř. samostatně)
$I_{12}$ [imp/s]	četnost vzorku 1 a vzorku 2 (oba vzorky jsou měřeny současně)
$I_b$ [imp/s]	četnost pozadí

Aparatura I. Analyzátor EMPOS MC 1256, jednotrasová měřicí aparatura pro měření in vitro, studnový krystal NaI(Tl), objem studny 5 ml, mnohokanálový amplitudový analyzátor, zářič  $^{131}\text{I}$ , nastavení okna 32 – 800 keV

$$I_1 = 2\,779 \text{ imp/s}$$

$$x = 8\,786\,881$$

$$I_2 = 3\,168 \text{ imp/s}$$

$$y = 5,150\,637 \cdot 10^{10}$$

$$I_{12} = 5\,859 \text{ imp/s}$$

$$z = 0,056\,770\,28$$

$$I_b = 2,9 \text{ imp/s}$$

$$\underline{t_d = 4,9 \mu\text{s}}$$

Mrtvá doba 4,9  $\mu\text{s}$  je pro aparaturu s mnohokanálovým analyzátozem typická. Např. při měřených četnostech kolem 7 000 imp/s je ztráta impulzů vlivem mrtvé doby 3 – 4 %. Při takové četnosti a takové mrtvé době je nutné provádět korekci měřené četnosti na mrtvou dobu.

Aparatura II. Analyzátor MCS-61 Tema (Itálie), jednokanálový amplitudový analyzátor, studnový krystal NaI(Tl), objem studny 5 ml, zářič  $^{131}\text{I}$ , nastavení okna 20 – 800 keV

$$I_1 = 3\,005 \text{ imp/s}$$

$$x = 10\,111\,753$$

$$I_2 = 3\,370 \text{ imp/s}$$

$$y = 6,416\,247 \cdot 10^{10}$$

$$I_{12} = 6\,343 \text{ imp/s}$$

$$z = 0,018\,587\,14$$

$$I_b = 2,38 \text{ imp/s}$$

$$\underline{t_d = 1,47 \mu\text{s}}$$

Jelikož ztráta četnosti při takovéto krátké mrtvé době a četnosti např. 7 000 imp/s je pouze 1 %, není nutné korekci měřené četnosti na mrtvou dobu provádět.

Tab. 2 Přehled zkoušek jednodetektorových a dvoudetektorových přístrojů pro měření in vitro a in vivo a frekvence jejich provádění

Zkouška	Druh	Frekvence				
		při předáv. testování	jednou denně/ týdně	jednou za měsíc	jednou za 1/2 roku	jednou za rok
2.1.1. Energetická kalibrace	jednoduchá		x <sup>1)</sup>			
2.1.2. Stabilita (krátkodobá reprodukovatelnost)		X		x		
2.1.3. Dlouhodobá stabilita	náročná					x
2.1.4. Energetické rozlišení		x			x	
2.1.5. Citlivost		x				x
2.1.6. Linearita energetické odezvy		x				x
2.1.7. Linearita odezvy na aktivitu		x				x

<sup>1)</sup> jednou denně u aparatur in vivo, jednou za týden u aparatur in vitro

## 2.2. Vícedetektorové systémy pro měření in vitro

U těchto systémů, používaných hlavně pro radiosaturační analýzu (RSA), se v podstatě kontrolují stejné parametry jako u klasických systémů s jedním detektorem. Je však třeba mít na paměti některé zvláštnosti vyplývající jednak z většího počtu detektorů, jednak z konstrukce těchto přístrojů přizpůsobené detekci vzorků se zářiči o velmi nízké energii fotonového záření - zejména <sup>125</sup>I emitujícím záření rentgenové a gama záření s nízkou energií 30 keV.

Vícedetektorové systémy pro měření in vitro jsou dvojího typu. Aparatury prvního typu obsahují deset i více nezávislých identických detekčních jednotek se studnovým scintilačním krystalem NaI(Tl) a fotonásobičem; umožňují měřit současně deset i více vzorků, kazety se vzorky se vyměňují manuálně. Druhým typem (nazývaným též hybridní) jsou automatické vzorkoměniče vybavené pěti i více nezávislými a identickými detekčními jednotkami se studnovým scintilačním krystalem NaI(Tl) a fotonásobičem.

Výrobci vícedetektorových systémů zařazují do software přístroje programy pro kontrolu kvality (např. QC testy), pokyny pro provádění těchto kontrol i hodnocení zjištěných výsledků. Firemní programy pro kontrolu kvality zahrnují samozřejmě důležité parametry jednodetektorových aparatur zmíněné výše; některé parametry, jež u vícedetektorových systémů mají podřadnou úlohu, zařazeny nejsou.

Dále je pojednáno o zvláštnostech kontroly kvality vícedetektorových systémů na základě zkušeností s přístrojem firmy Berthold; u přístrojů jiných firem bývají firemní programy a postupy obdobné.

Energetická kalibrace se provádí se jako autokalibrace, při níž se správná poloha fotopíků ve spektrech seřizuje změnou vysokého napětí na fotonásobičích podle programu vloženého výrobcem (viz příklad H.V. adjust, příklad 2.2.1.).

Stabilita (krátkodobá reprodukovatelnost) se kontroluje statistickým testem chí-kvadrát (viz příklad 2.2.2.).

Dlouhodobá stabilita - její kontrola je v určité formě pokryta QC testem, jenž zahrnuje rovněž kontrolu pozadí a kontrolu účinnosti (citlivosti) detektorů (příklad 2.2.3.). QC test je zařazen do programu z toho důvodu, že kontrola stability (krátkodobé reprodukovatelnosti) a dlouhodobé stability způsoby popsanými pro jednodetektorové aparatury by byla u vícedetektorových systémů časově velmi náročná.

Energetické rozlišení nelze kontrolovat pomocí  $^{137}\text{Cs}$  vzhledem k nízké detekční účinnosti vícedetektorových systémů pro záření gama tohoto radionuklidu o energii 662 keV. Případné zhoršení tohoto parametru by se projevilo změnou citlivosti (účinnosti), jež je průběžně kontrolována pomocí QC testu a její eventuální změny jsou eliminovány standardizací.

Standardizace je v podstatě shodná s kontrolou citlivosti; při standardizaci se stanovují relativní hodnoty citlivosti (účinnosti) detektorů k témuž vzorku  $^{125}\text{I}$ . Pomocí takto získaných korekčních faktorů se v počítači korigují četnosti impulzů vzorků měřené jednotlivými detektory; touto korekcí se dosahuje, že se neuplatňují poněkud rozdílné citlivosti detektorů.

Linearita energetické odezvy - nebývá zařazena do testů předepsaných výrobcem; u některých vícedetektorových systémů není možné zobrazit scintilační spektrum (aparatury se nepoužívají ke spektrometrickým účelům).

Linearita odezvy na aktivitu - nebývá zařazena do testů předepsaných výrobcem; výrobce však stanoví, že není možné měřit četnosti vyšší než určitá hodnota (např. u přístroje firmy Berthold 250 tisíc imp/min (tj. 4.166 imp/s); to představuje při mrtvé době aparatury např. 2  $\mu\text{s}$  ztrátu četnosti impulzů 0,8 %.

Pokud uživatel postupuje nesprávně při nastavování a kontrole přístroje podle programů začleněných do software - QC testu, při standardizaci, při nastavení vysokého napětí (autokalibrace) aj. - přístroj na chybu upozorní, např. je-li použita příliš vysoká aktivita zářiče; dále přístroj upozorní, že rozdíl v parametrech jednotlivých detektorů převyšil povolenou hodnotu stanovenou výrobcem. V takových případech je nutné test opakovat se zaměřením na to, aby se postupovalo přesně podle pokynů výrobce; při opakovaně nevyhovujícím výsledku testu je nutné kontaktovat servis.

Provádí-li se kontroly jakosti vícedetektorových systémů podle postupů stanovených výrobcem a s frekvencí výrobcem doporučenou, nejsou zpravidla jiné kontroly nutné.

Dále jsou uvedeny příklady některých takových testů u přístroje firmy Berthold.

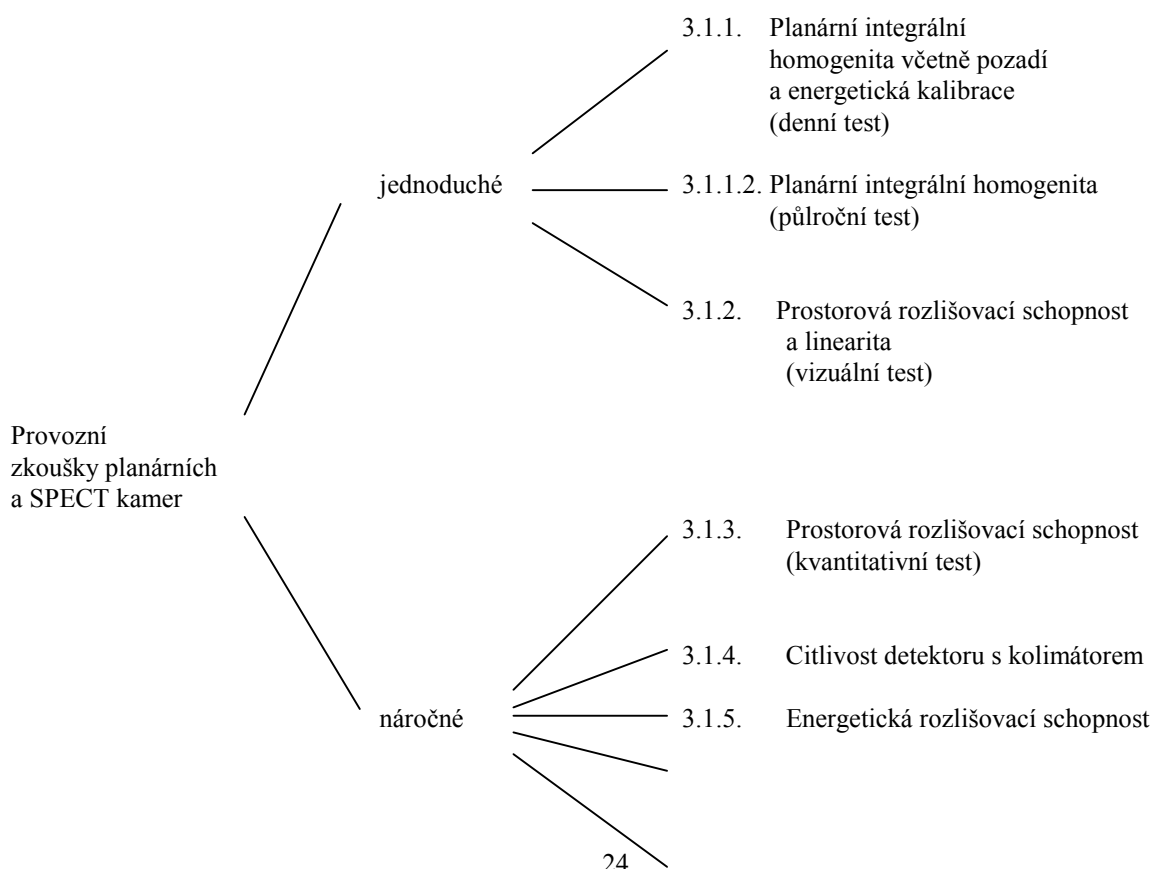
### 3. KONTROLA JAKOSTI ZOBRAZOVACÍCH SYSTÉMŮ - SCINTILAČNÍCH KAMER

#### 3.1. Planární scintilační kamery (SPECT kamery v planárním režimu)

Kontrolují se následující detekční parametry: planární integrální homogenita, prostorová rozlišovací schopnost a linearita, citlivost detektoru s kolimátorem, energetické rozlišení, linearita odezvy na aktivitu a mrtvá doba, vícekénková prostorová registrace.

Kontrola jakosti scintilačních kamer slouží ke dvěma účelům

- ověřuje, zda přístroj produkuje obrazy, jež adekvátně odpovídají distribuci radiofarmak v pacientovi;
- přispívá k zajištění požadavku maximální kvality diagnostické informace při co nejmenší radiační zátěži pacientů a pracovníků.





	3.1.6.	Linearita odezvy na aktivitu a mrtvá doba
	3.1.7.	Víceokénková prostorová registrace
	3.1.8.	Měřítka zobrazení ( <i>mm/pixel</i> )

Obr. 4 Třídění provozních zkoušek planárních scintilačních kamer (kamer SPECT v planárním režimu)

### 3.1.1. Planární integrální homogenita

#### 3.1.1.1. Planární integrální homogenita (denní test)

Definice: odezva scintilační kamery na homogenní ozáření zorného pole detektoru; odchylka od ideálně homogenního obrazu se nazývá nehomogenita.

Provedení:

*a) s použitím plošného zdroje  $^{57}\text{Co}$  (měření homogeneity systému, angl. extrinsic uniformity)*

- plošný zdroj  $^{57}\text{Co}$  kruhového nebo obdélníkového tvaru (o rozměrech zajišťujících plné pokrytí zorného pole detektoru - rozměry zdroje musí být minimálně o 2 cm větší než rozměry zorného pole) se umístí ve vzdálenosti 10 cm od čela detektoru opatřeného kolimátorem s paralelními otvory; u dvouhlavé kamery se použije s výhodou plošný zdroj s aktivní plochou na obou stranách (obr. 5a); homogenita zdroje udaná výrobcem (vyjádřená jako relativní směrodatná odchylka souboru měření četnosti fotonů z různých bodů etalonu o ploše 1 cm<sup>2</sup>) musí být menší než 1 %; obsah radionuklidových nečistot k referenční době udaný výrobcem musí být menší než 0,1 %;

- zkontroluje se symetrické nastavení okénka analyzátoru o šířce  $\pm 10\%$  (tj. o šířce 20 %) na fotopík 122 keV  $^{57}\text{Co}$ ;

- v matici doporučené výrobcem se akumulují 4 milióny impulsů (u kamer se zorným polem kolem 50 cm) nebo 2 milióny impulsů (u kamer se zorným polem o průměru 30 - 40 cm); měřená četnost nesmí překročit 20 - 25 tisíc imp/s;

- v oblasti odpovídající centrálnímu zornému poli detektoru CFOV (o průměru 75 % průměru užitečného pole UFOV) se nalezne maximální a minimální počet impulsů v pixelu  $N_{max}$  a  $N_{min}$  a dosazením do vztahu  $100(N_{max} - N_{min})/(N_{max} + N_{min})$  se vypočte homogenita v %.

*b) s použitím "bodového" zdroje  $^{99m}\text{Tc}$  (měření vnitřní homogeneity, angl. intrinsic uniformity)*

- ampule s roztokem  $^{99m}\text{Tc}$  o objemu 1 ml a aktivitě takové, aby měřená četnost nebyla větší než 20 - 25 tisíc impulsů/s se umístí v ose detektoru (bez kolimátoru) ve vzdálenosti 2,5 - 3 m; při akvizici dvěma detektory současně se zdroj umístí přesně v průsečíku os obou detektorů ve vzdálenosti 2,5 - 3 m; poloha zdroje musí být volena tak, aby detektory byly ozářeny zcela homogenně (obr. 5b);

Hodnocení: planární integrální homogenita u starších kamer by měla být lepší než  $\pm 10\%$  (bez korekce nehomogenity), u novějších kamer s korekcí nehomogenity  $\pm 6\%$  (tyto hodnoty zahrnují statistický rozptyl vyplývající z poměrně malého akumulovaného počtu impulsů); neumožňuje-li software počítače vyhodnocení homogenity, provede se jen vizuální kontrola obrazu plošného zdroje - je však nutné počítat s tím, že lze prostým okem rozpoznat jen nehomogenity převyšující přibližně 10 %.

Frekvence: při předávacím testování (je nutné provést test se všemi kolimátory s paralelními otvory, jež jsou k dispozici), poté každý den resp. týden podle pokynů výrobce (u moderních kamer s digitálními detektory bývá interval měření homogenity delší než den nebo týden).

Nápravná opatření: opakovat test; při překročení uvedených hodnot nehomogenity je nutné pečlivě zkontrolovat postup při měření, zejména nepřekročení povolené četnosti 20 - 25 tisíc *imp/s*, stáří plošného zdroje  $^{57}\text{Co}$  (viz připojený doplňující komentář), nastavení okénka analyzátoru; dále je nutné zkontrolovat, zda není kontaminován detektor, zda v místnosti nejsou jiné zdroje záření, zda není mechanicky poškozen kolimátor, zda je vyhovující linearita posuzovaná na základě obrazu bar fantomu (viz odst. 3.1.2.) aj.; je-li korigovaná hodnota homogenity obrazu plošného zdroje větší než nekorigovaná hodnota homogenity, musí být obnovena mapa citlivosti; kontaktovat servis.

### Doplňující komentář

Aktivita plošného zdroje. Doporučuje se používat plošné zdroje  $^{57}\text{Co}$  s aktivitou menší než 200 MBq (je-li detektor opatřen kolimátorem typu LEAP příp. LEGP), aby nedošlo k překročení maximální doporučené četnosti 20 - 25 tisíc impulzů za sekundu.

Radionuklidové nečistoty v plošném zdroji. Zdroje o stáří 6 - 8 měsíců jsou výhodnější vzhledem k podstatně nižšímu obsahu radionuklidových nečistot  $^{56}\text{Co}$  a  $^{58}\text{Co}$  (poločasy těchto kontaminantů 71 d a 79 d jsou podstatně kratší než poločas  $^{57}\text{Co}$  271,26 d); radionuklidové nečistoty ve zdroji používaném krátce po jeho pořízení mohou způsobit závažnou arteficiální nehomogenitu obrazu.

Porovnání postupů a) a b). Homogenita měřená postupem a) pomocí plošného zdroje  $^{57}\text{Co}$  (angl. extrinsic uniformity) by měla být přibližně stejná jako při postupu b) pomocí "bodového" zdroje (angl. intrinsic uniformity); příčinou nesouhlasu může být např. mechanické poškození kolimátoru, nevhodné geometrické uspořádání "bodového" zdroje a detektoru aj.

Výhody kontroly homogenity pomocí "bodového" zdroje  $^{99m}\text{Tc}$ : nízká radiační zátěž personálu při používání zdrojů s nízkou aktivitou (typicky 5 - 15 MBq); možnost snadného změření homogenity s jinými radionuklidy, např.  $^{201}\text{Tl}$ ,  $^{67}\text{Ga}$ . Nevýhody: odkrytý krystal detektoru je náchylný k mechanickému poškození a citlivý ke zdrojům záření v okolí, jež mohou způsobit artefakty obrazu; snímání kolimátoru prodlužuje čas nutný k provedení provozní zkoušky homogenity.

Výhody kontroly homogenity pomocí plošného zdroje  $^{57}\text{Co}$  postupem a): možnost zjistit poškození kolimátoru; snadné provedení v krátké době (za předpokladu, že zdroj má dostatečnou aktivitu). Nevýhody: poměrně vysoká cena zdroje, ztížené zjišťování, zda příčinou pozorované nehomogenity je detektor nebo kolimátor nebo sám zdroj (zejména v případě objemového zdroje plněného radioaktivním roztokem); radiační zátěž pracovníků při manipulaci s plošnými zdroji  $^{57}\text{Co}$  o aktivitě až několik stovek MBq.

Objemový zdroj plněný radioaktivním roztokem. Pro měření homogenity se v některých doporučeních preferuje objemový zdroj - nádoba z plexiskla (o tloušťce 8 cm) která se plní radioaktivním roztokem  $^{99m}\text{Tc}$ ; při jeho použití je nutné úzkostlivě dbát na to, aby po naplnění nezůstala vzduchová bublina a aby roztok byl důkladně promíchán; vzduchové bubliny a nedostatečné promíchání mohou být příčinou značné nehomogenity. Nevýhodou je rovněž radiační zátěž personálu při přípravě zdroje a možnost povrchové kontaminace pracovního prostředí.

Měření homogenity u systémů SPECT v planárním režimu. U těchto systémů se doporučuje kontrolovat homogenitu přednostně postupem a) pomocí plošného zdroje záření. Při přijímacím testování SPECT systému se doporučuje zkouška závislosti integrální homogenity na úhlu otočení detektoru (homogenita může být ovlivněna magnetickým polem země

tepelnými gradienty); s plošným zdrojem  $^{57}\text{Co}$  připevněným k detektoru se získají obrazy při otočení detektoru o  $0^\circ$ ,  $90^\circ$ ,  $180^\circ$  a  $270^\circ$ ; homogenita vyhodnocená z těchto obrazů by se neměla odlišovat o víc než o 0,75 %.

Kontrola pozadí a polohy fotopíku je u moderních kamer součástí denních či týdenních testů kvality prováděných podle programu začleněného do přístroje výrobcem; u starších kamer je nutné každý den zkontrolovat nastavení okénka analyzátoru na fotopík příslušného radionuklidu nebo při přechodu na vyšetření pomocí jiného radionuklidu - tato kontrola nesmí být prováděna nad pacientem vzhledem k ovlivnění scintilačního spektra radionuklidu rozptýleným zářením a riziku nesprávného nastavení okénka analyzátoru.

### 3.1.1.1.1. PŘÍKLAD DENNÍHO TESTU KONTROLY JAKOSTI SCINTILAČNÍ KAMERY ZAHRNUJÍCÍ POZADÍ, ENERGETICKOU KALIBRACI A INTEGRÁLNÍ HOMOGENITU

Přístroj: scintilační kamera SPECT v planárním režimu, fy Elscint, typ Helix se dvěma detektory.

Plošný zdroj:  $^{57}\text{Co}$  o aktivitě 80 MBq s oboustrannou aktivní plochou rozměru 540 x 400 mm.

Provedení: spustí se program QKDLQC, proběhne kontrola pozadí, provede se autokalibrace. Plošný zdroj se umístí mezi dvěma detektory, vzdálenost detektoru 1 i detektoru 2 od zdroje 10 cm, plošný zdroj umístěn tak, aby aktivní plocha zcela pokrývala zorné pole obou detektorů, okno analyzátoru  $-10\%$ ,  $+10\%$  je nastaveno symetricky na fotopík  $122\text{ keV }^{57}\text{Co}$ , předvolba  $4 \cdot 10^6$  impulzů pro jeden detektor. Měřená frekvence nesmí překročit 25 tisíc  $\text{imp.s}^{-1}$  na jeden detektor. Podle programu se vypočte integrální nekorigovaná a korigovaná homogenita v centrálním zorném poli podle vztahu  $100 (N_{\max} - N_{\min}) / (N_{\max} + N_{\min}) \%$  (význam symbolů je vysvětlen v odst. 3.1.1.1).

Protokol obsahuje obrazy plošného zdroje nekorigované a korigované na nehomogenitu (na základě vložených map citlivosti), příslušné hodnoty integrální homogenity (angl. uniformity) a energetická spektra  $^{57}\text{Co}$  s udanou polohou fotopíku (viz přílohy ke kapitole 3.).

Vyhodnocená homogenita je uložena v grafu znázorňujícím závislost hodnot z jednotlivých měření tohoto parametru na čase. V tabulce se uvádí aritmetický průměr (mean) všech dosud změřených hodnot homogenity, směrodatná odchylka (S. D.), minimální (min) a maximální (max) hodnota homogenity. Obdobně je v tabulce zachycena poloha fotopíku.

Změřené hodnoty homogenity kolem 4 – 5 % při předvolbě  $4 \cdot 10^6$  impulzů jsou v důsledku statistických fluktuací o 1 – 2 % větší než homogenita změřená při předvolbě  $50 \cdot 10^6$  impulzů (viz odst. 3.1.1.2.). Firma Elscint udává pro homogenitu zorného pole detektorů přístroje 3 %.

### 3.1.1.2. Planární integrální homogenita (půlroční test)

Definice: stejná jako v odst. 3.1.1.1.

Provedení: pomocí plošného zdroje  $^{57}\text{Co}$  stejným způsobem jako v odst. 3.1.1.1. s jedinou výjimkou, že obraz zdroje musí být vytvořen nejméně 50 milióny impulzy.

Hodnocení: zjištěná hodnota homogenity při předávacím testování nesmí být větší než hodnota udaná výrobcem o více než 0,5 procentní jednotky (např. v případě, že podle výrobce je homogenita 3 %, změřená hodnota nesmí převýšit 3,5 %); odchylka hodnot měřených při provozních zkouškách nesmí být větší než 0,5 procentní jednotky od hodnoty změřené při předávací zkoušce.

Frekvence: při předávací zkoušce, poté jednou za půl roku.

Nápravná opatření: stejná jako v odst. 3.1.1.1.

### Doplňující komentář

Integrální planární homogenita u moderních SPECT kamer se udává v rozmezí od 1,5 % do 3 % v centrálním zorném poli.

Počet impulzů nutných pro ověření homogenity udávané výrobcem. Pro ověření homogenity 2 % v centrálním zorném poli se doporučuje až 200 miliónů impulzů na jeden detektor v matici 256 x 256 (okénko analyzátoru 20 %).

Je třeba rozlišovat mezi planární integrální homogenitou pro účel denního nebo týdeního testu kamery prováděného s malým počtem impulzů (od 3 do 6 miliónů) a doprovodnou statistickou chybou kolem 2 %, planární integrální homogenitou měřenou při velkém počtu impulzů (30 až 200 miliónů) a statistickou chybou desetininy % a integrální planární homogenitou obrazu plošného zdroje záření používaného pro kalibraci SPECT systému (viz komentář k odst. 3.2.1.).

#### 3.1.1.2.1. PŘÍKLAD KONTROLY PLANÁRNÍ HOMOGENITY (PŮLROČNÍ TEST)

Přístroj: scintilační kamera SPECT se dvěma detektory, typu Helix.

Plošný zdroj:  $^{57}\text{Co}$ , aktivní plocha na obou stranách, umístěn mezi detektory 10 cm od čela každého detektoru.

Kolimátory: nízkoenergetické typu LEAP (č. 35).

Akvizice: okno analyzátoru  $\pm 10$  % na fotopíku  $^{57}\text{Co}$  122 keV, word, předvolba 50 miliónů impulzů pro každý detektor.

Integrální homogenita vyhodnocena v centrálním zorném poli (CFOV)

Detektor	Integrální homogenita [%]
H1	3,19
H2	3,38

Výrobce udává v dokumentaci k přístroji integrální homogenitu v CFOV 3 %. Kontrola tohoto parametru poskytla tedy vyhovující výsledek.

#### 3.1.1.3. Diferenciální homogenita

Definice: podíl největšího rozdílu počtu impulzů ve dvou sousedních pixelech zjištěný v centrálním zorném poli detektoru dělený součtem počtu impulzů v těchto pixelech.

Provedení (je možné jen za předpokladu, že je přístroj vybaven programem pro tento test):

- získá se obraz plošného zdroje  $^{57}\text{Co}$  stejným způsobem jako v odst. 3.1.1.2.;
- obraz centrálního zorného pole se zpracuje v řádcích a sloupcích; na začátku řádku se volí "okénko" 1 x 5 pixelů a zaznamená se maximální rozdíl v obsahu pixelů; poté se "okénko" posune o jeden pixel a opět se zaznamená maximální rozdíl v obsahu pixelů; tímto způsobem se "prohlédnou" všechny řádky a sloupce;
- stanoví se největší odchylka v počtu impulzů v pixelech v souboru všech "okének" v centrálním zorném poli detektoru;
- diferenciální homogenita se vypočte dělením zjištěné největší odchylky v obsahu pixelů součtem obsahu dvou pixelů reprezentujících tuto největší odchylku.

Hodnocení: diferenciální homogenita zjištěná při předávacím testování nesmí převýšit hodnotu udanou výrobcem o 0,5 procentní jednotky (např. je-li podle výrobce diferenciální homogenita 2,5 %, nesmí zjištěná hodnota překročit 3 %); při provozních zkouškách nesmí

diferenciální homogenita překročit hodnotu zjištěnou při předávací zkoušce o více než 0,5 procentní jednotky.

Frekvence: při předávací zkoušce; dále jednou za rok.

#### Doplňující komentář

Výrobci moderních SPECT systémů udávají diferenciální homogenitu v centrálním zorném poli detektoru v rozmezí od 1,5 % do 3 %.

### **3.1.2. Prostorová rozlišovací schopnost a prostorová linearita (vizuální test)**

Definice: prostorovou rozlišovací schopností se rozumí šířka minimální ještě rozlišitelné mezery mezi olověnými pásky  $d_{min}$  v bar fantomu (čtyřkvadrantovém nebo typu Hine-Duley, obr. 6); na základě takto přibližně stanoveného prostorového rozlišení lze orientačně posoudit prostorovou rozlišovací schopnost definovanou jako pološířka odezvy scintilační kamery k čárovému zdroji záření, jež se označuje *FWHM* (viz doplňující komentář k tomuto odstavci a dále odst. 3.1.3.); prostorovou linearitou se rozumí schopnost přístroje zobrazit čárový zdroj záření jako přímku.

#### Provedení:

- čtyřkvadrantový bar fantom (šířka pásků a mezer v jednotlivých kvadrantech např. 5, 4, 3 a 2 mm) se umístí do kontaktu s čelem detektoru kamery opatřeného nízkoenergetickým kolimátorem; na fantom se položí plošný zdroj  $^{57}\text{Co}$  o rozměrech větších nebo stejných než jsou rozměry bar fantomu a zorného pole detektoru; pokud plošný zdroj přesahuje rozměry fantomu, je nutné volnou plochu zorného pole detektoru nepokrytou fantomem zakrýt stínícím Pb plechem o tloušťce minimálně 2 mm;

- zhotoví se snímek v matici 256 x 256 při předvolbě  $4 \cdot 10^6$  impulzů;

- za účelem posouzení rozlišovací schopnosti a linearity ve směru obou os  $X$  a  $Y$  se zhotoví za stejných podmínek další tři snímky s postupným pootočením bar fantomu o  $90^0$ ; jeden snímek se zhotoví pootočením bar fantomu o  $45^0$ .

Hodnocení: Při provozních zkouškách se snímky vizuálně porovnávají se snímky zhotovenými při předávací zkoušce; struktura, která se ještě rozliší, musí být shodná se strukturou rozlišenou při předávací zkoušce; rozlišení pásků a mezer by nemělo být ovlivněno při pootočeních bar fantomu; obdobně linearita by měla být stejná jako při předávacím testování.

Frekvence: při předávacím testování, poté jednou za měsíc (velmi důležitý je při každém testu stále stejný počet předvolených impulzů, aby kvalita obrazu nebyla ovlivněna rozdílnou statistikou).

Nápravná opatření: opakovat snímky fantomu; přesvědčit se, zda nebyla překročena četnost 20 tisíc impulzů za vteřinu (rozlišení se při vyšší četnosti impulzů zhoršuje); kontaktovat servis.

#### Doplňující komentář

Použití bodového zdroje  $^{99m}\text{Tc}$  namísto plošného zdroje  $^{57}\text{Co}$ . Při této variantě postupu výše popsaného se doporučuje bodový zdroj  $^{99m}\text{Tc}$  o aktivitě 18 MBq umístěný ve vzdálenosti 150 cm od bar fantomu přiloženého na detektor bez kolimátoru; je třeba akvizice 10 miliónů impulzů. Nevýhodou této metody je riziko mechanického poškození odkrytého krystalu při manipulaci s bar fantomem.

Šířka mezer a Pb pásků v bar fantomu. U komerčně dostupných fantomů je mezera mezi Pb pásky rovna šířce Pb pásku.

Vztah mezi  $d_{min}$  a  $FWHM$ . Na základě šířky minimální rozlišitelné mezery mezi Pb pásy  $d_{min}$  lze velmi přibližně odhadnout prostorovou rozlišovací schopnost kamery vyjádřenou pomocí pološířky odezvy k čárovému zdroji záření ( $FWHM$ ) podle vztahu  $FWHM = 1,75 d_{min}$ ; rozlišení  $FWHM$  takto stanovené se vztahuje ke vzdálenosti od kolimátoru rovnající se přibližně polovině tloušťky bar fantomu (předpokládá se, že bar fantom je v kontaktu s kolimátorem).

Moaré efekt. Doporučuje se provádět tento test jen se zdroji emitujícími záření s nízkou energií ( $^{57}\text{Co}$ ,  $^{99\text{m}}\text{Tc}$ ) při vybavení detektoru nízkoenergetickým kolimátorem. Při vyšších energiích záření ( $^{67}\text{Ga}$ ,  $^{131}\text{I}$ ) a použitím kolimátoru s poměrně silnými přepážkami a velkými otvory o průměru blízkém šířce Pb pásků bar fantomu dochází k moaré efektu (tj. interferenci otvorů kolimátoru, proužků a mezer bar fantomu příp. i rastru digitálního obrazu), který může zcela znemožnit hodnocení. Moaré efekt se projeví tím, že směr a velikost obrazu proužků a mezer bar fantomu jsou zcela jiné než ve skutečnosti (obr. 6 d).

Prostorová linearita. Současné kamery vykazují linearitu  $\pm 0,4 \text{ mm}$  (tj. maximální odchylku obrazu čárového zdroje od přímky) vztaženou na délku 40 cm. Popsaným vizuálním testem lze ovšem zachytit jen závažnější odchylky od linearity (příklad nelinearity patrný při vizuálním hodnocení je na obr. 6c). Linearita, jež má podstatný vliv na homogenitu detekčního pole, se zhoršuje při vysokých četnostech impulzů. Homogenita detekčního pole je citlivějším indikátorem nelinearity než vizuální hodnocení obrazu bar fantomu.

### 3.1.2.1. PŘÍKLAD KONTROLY PROSTOROVÉ ROZLIŠOVACÍ SCHOPNOSTI A LINEARITY POMOCÍ BAR FANTOMU (viz přílohy ke kapitole 3)

### 3.1.3. Prostorová rozlišovací schopnost (kvantitativní test)

Definice: pološířka (šířka v poloviční výšce) odezvy k čárovému (liniovému) zdroji záření; používá se označení  $FWHM$  (z angl. full-width at half-maximum); odezvou k čárovému zdroji záření  $L(x)$  se rozumí závislost počtu impulzů na souřadnici  $x$ , je-li čárový zdroj umístěn rovnoběžně s osou  $y$  v rovině paralelní k čelu kolimátoru v dané vzdálenosti od něho.

Provedení:

- trubička o vnitřním průměru 1 mm nebo menším (nejlépe 0,5 mm) a délce nejméně 20 cm (nejlépe skleněná pipeta) se naplní roztokem obsahujícím zvolený radionuklid (měrná aktivita kolem  $700 \text{ MBq.ml}^{-1}$ ) a umístí se ve vzdálenosti 10 cm od čela použitého kolimátoru v rovině kolmé k ose detektoru;
- zhotoví se obraz čárového zdroje v matici, při níž je velikost pixelu menší nebo rovna 0,1  $FWHM$  (volí se nejjemnější matice, jež je k dispozici); v pixelu ve středu obrazu musí být alespoň 10.000 impulzů;
- kolmo k čárovému zdroji se obrazem vede profil o šířce 3 pixelů a vyhodnotí se jeho pološířka  $FWHM$  v mm;
- tentýž postup se použije po přemístění čárového zdroje do jiných míst zorného pole.

Hodnocení: hodnota změřená při předávacím testování by se neměla odlišovat od hodnoty udané výrobcem více než o  $\pm 10 \%$ ; hodnota  $FWHM$  změřená při provozních zkouškách by se neměla odlišovat od hodnoty  $FWHM$  zjištěné při předávacím testování více než o  $\pm 10 \%$  (za předpokladu téhož radionuklidu, kolimátoru a nastavení aparatury); u systémů s více detektory by se rozlišení jednotlivých detektorů nemělo od sebe odlišovat více než o 10 %.

Frekvence: při předávací zkoušce, poté jednou za rok.

**Nápravná opatření:** opakovat měření po odstranění chyb v provedení; zkontrolovat zda byl správně odečten údaj výrobce o *FWHM* ve vzdálenosti 10 cm od čela kolimátoru; kontaktovat servis.

#### Doplňující komentář.

Vnitřní rozlišení detektoru. Výše uvedeným způsobem zjištěná rozlišovací schopnost  $R_s$  vyjadřuje celkové rozlišení detektoru s kolimátorem, které je kombinací vnitřního rozlišení detektoru  $R_i$  a rozlišení kolimátoru  $R_c$  podle vztahu  $R_s^2 = R_i^2 + R_c^2$ . Vzhledem k obtížnosti stanovení a riziku poškození scintilačního krystalu detektoru během měření není kontrola vnitřního rozlišení  $R_i$  zařazena do souboru zde uváděných testů. Vnitřní rozlišení scintilačních kamer vyráběných koncem devadesátých let je mezi 3 až 4 mm, typicky 3,8 mm.

Závislost rozlišovací schopnosti na vzdálenosti od čela kolimátoru. Při vyšetřeních se scintilační kamerou je výhodné znát závislost rozlišovací schopnosti na vzdálenosti od čela kolimátoru (do 20 cm); při měření se postupuje výše popsaným způsobem, mění se však vzdálenost čárového zdroje od čela kolimátoru. U moderních kamer je prostorová rozlišovací schopnost detektoru vybaveného kolimátorem pro  $^{99m}\text{Tc}$  typu HR v rozmezí od 7,3 mm do 8,4 mm ve vzdálenosti 10 cm od čela kolimátoru (bez rozptylujícího prostředí)

Fantom pro měření rozlišovací schopnosti. Pro měření rozlišovací schopnosti je výhodný fantom sestávající z čárových zdrojů vzdálených od sebe 30 mm umístěných v celé ploše o velikosti přibližně stejné jakou má zorné pole detektoru.

### 3.1.3.1. PŘÍKLAD MĚŘENÍ PROSTOROVÉ ROZLIŠOVACÍ SCHOPNOSTI

(viz přílohy ke kap. 3.)

### 3.1.3.2. PŘÍKLAD KONTROLY PROSTOROVÉHO ROZLIŠENÍ PŘI CELOTĚLOVÉM SCANU

Přístroj: scintilační kamera SPECT v režimu "celotělový scan", typ Helix se dvěma detektory.  
Čárové zdroje: dvě pipety o vnitřním průměru 0,8 mm a délce 180 mm naplněné roztokem  $^{99m}\text{Tc}$  o objemové aktivitě 50 MBq/ml. Pipety se umístí na lůžko paralelně se směrem posuvu lůžka ve vzdálenosti 10 cm od čela kolimátoru. Vzdálenost pipet od sebe 10 cm. Dva čárové zdroje jsou použity ke stanovení počtu mm/pixel.

Akvizice: okno analyzátoru o šířce  $\pm 10$  % nastaveno symetricky na fotopík  $^{99m}\text{Tc}$  odpovídající energii 140 keV. Pro akvizici použit detektor č. 1 opatřený kolimátorem HR (č. 45) užívaným pro celotělovou scintigrafii po aplikaci fosfátů značených  $^{99m}\text{Tc}$ .

Posun lůžka při akvizici:

- krokový (step-and-shoot), předvolba času pro jeden snímek 100 s;
- spojitý, rychlost posuvu 16 cm/min.

Celková doba akvizice u obou posunů lůžka stejná. Stanovení prostorové rozlišovací schopnosti provedeno stejným způsobem jako v odst. 3.1.3. (příklad 3.1.3.1) z profilu vedeného v obraze čárového zdroje.

Výsledky: při krokovém posunu lůžka zjištěno *FWHM* 7,9 mm, při spojitém posunu 8,25 mm, při statickém snímku mimo režim "celotělový scan" 7,05 mm; při celotělovém skenu jsou tedy hodnoty *FWHM* vyšší o 12 % a 17 % než *FWHM* v normálním statickém režimu.

### 3.1.4. Citlivost detektoru s kolimátorem

Definice: četnost impulzů měřená scintilační kamerou nad plošným zdrojem záření  $^{99m}\text{Tc}$

vztažená na jednotku aktivity zdroje; běžně se vyjadřuje v jednotkách  $s^{-1}MBq^{-1}$ .

Provedení:

- Petriho miska o průměru nejméně 10 cm, se naplní roztokem  $^{99m}Tc$ , jehož aktivita byla předtím pečlivě změřena v kalibrátoru (měřiči aktivity se studnovou komorou); tloušťka kapaliny v misce nesmí převýšit 3 mm;
- miska se umístí v centru zorného pole detektoru ve vzdálenosti 10 cm od čela kolimátoru; měřená četnost nesmí převýšit  $2 \cdot 10^4 s^{-1}$ ; statistická chyba měřené četnosti musí být menší než 1 %;
- citlivost se vypočte dělením změřené četnosti impulzů (korigované na pozadí) aktivitou roztoku;

Hodnocení: citlivost při předávací zkoušce se nesmí odlišovat od hodnoty udané pro daný kolimátor výrobcem o více než 10 %; zjištěná hodnota citlivosti při provozních zkouškách se nesmí odlišovat o více než 10 % od hodnoty změřené při předávací zkoušce; uvedené podmínky platí ovšem jen za předpokladu, že měření citlivosti jsou prováděna za stále stejných podmínek (zejména při stejné šířce okénka analyzátoru nastaveného na fotopík); u vícedetektorových kamer by rozdíl v citlivosti jednotlivých detektorů neměl překročit 10 %.

Frekvence: při předávací zkoušce (je nutné měřit citlivost pro všechny kolimátory, jež jsou u scintilační kamery k dispozici), poté jednou za rok.

Nápravná opatření: opakovat měření; zkontrolovat aktivitu použitého radioaktivního roztoku, zkontrolovat, zda je okénko analyzátoru nastaveno na fotopík stejně jako při předávací zkoušce, zda není poškozen kolimátor; příčinou změn citlivosti může být též zhoršení energetického rozlišení, změny homogenity aj.; kontaktovat servis.

Doplňující komentář.

Vyjádření citlivosti v dřívějších jednotkách. Výrobci často udávají citlivost v impulzech za minutu vztažených na 1  $\mu Ci$  (u nás dříve používaná, v některých zemích stále ještě platná, jednotka aktivity); takto vyjádřená citlivost se převede na hodnotu v jednotce  $s^{-1}MBq^{-1}$  dělením faktorem 2,217.

Používání  $^{99m}Tc$  pro měření citlivosti. Citlivost scintilačních kamer se běžně měří pomocí  $^{99m}Tc$  - pro tento radionuklid je citlivost udávána výrobcem.

Podmínky, za nichž údaj o citlivosti detektoru platí. Údaj o citlivosti detektoru kamery musí být vždy doprovázen podmínkami, za kterých byl zjištěn: použitým kolimátorem, radionuklidem, šířkou okénka analyzátoru nastaveného na fotopík scintilačního spektra aj.

Citlivost detektoru s kolimátorem je stejná bez ohledu na to, je-li kamera použita pro planární nebo SPECT vyšetření. Citlivost nesmí být zaměňována se schopností planárního nebo SPECT systému zachycovat léze ve vyšetřovaných oblastech, jež se charakterizuje kontrastem a poměrem signálu k šumu; citlivost je jen jedním z více parametrů, které tuto schopnost systému určují.

### 3.1.4.1. PŘÍKLAD MĚŘENÍ CITLIVOSTI SCINTILAČNÍ KAMERY

Testovaný přístroj: Scintilační kamera SPECT v planárním režimu, typ Helix fy Elscint se dvěma detektory.

Zdroj záření: V Petriho misce o průměru 107 mm umístěn fyziologický roztok  $^{99m}Tc$  o objemu 27 ml (tloušťka vrstvy roztoku přibližně 3 mm). Aktivita roztoku k začátku akvizice  $A = 8,58 MBq$ . Miska umístěna vodorovně ve vzdálenosti 10 cm od čela kolimátoru (detektor 1).

Kolimátor: HR (č. 45)

Akvizice: Okno analyzátoru  $\pm 10\%$  symetricky na fotopík  $^{99m}Tc$  140 keV, matice 256 x 256, doba akvizice 1 min.



### Vyhodnocení:

$$\begin{aligned} \text{četnost měřená nad roztokem} \quad I &= 539 \text{ s}^{-1} \\ A &= 8,42 \text{ MBq} \end{aligned}$$

$$\text{Citlivost} \quad C = \frac{I}{A} = 62,8 \text{ s}^{-1} \text{MBq}^{-1} \text{ (údaj výrobce } 70,5 \text{ s}^{-1} \text{MBq}^{-1}) - \text{rozdíl } 10 \%$$

Např. změřená hodnota citlivosti dalšího kolimátoru pro  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  u téže kamery: kolimátor LEAP (č. 35)  $120 \text{ s}^{-1} \text{MBq}^{-1}$  (údaj výrobce  $123 \text{ s}^{-1} \text{MBq}^{-1}$ ) – rozdíl 2,5 %.

Závěr: výsledky měření citlivosti detektoru vybaveného uvedenými kolimátory jsou vyhovující.

### **3.1.5. Energetická rozlišovací schopnost**

Definice: pološířka (šířka v poloviční šířce) fotopíku  $140 \text{ keV}$  ve scintilačním spektru  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  dělená polohou vrcholu fotopíku ve spektru a vyjádřená v %; energetické rozlišení charakterizuje zejména schopnost detektoru scintilační kamery odlišit rozptýlené a nerozptýlené záření.

#### Provedení:

- ve vzdálenosti  $10 \text{ cm}$  od detektoru kamery bez kolimátoru se umístí ampule s roztokem  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  a změří se scintilační spektrum; totéž se provede s roztokem  $^{57}\text{Co}$ ; měřená četnost nesmí převýšit 20 - 25 tisíc impulzů/s; počet impulzů ve fotopíku  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  resp.  $^{57}\text{Co}$  musí být nejméně 10 tisíc;

- ve scintilačním spektru  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  se vyhodnotí pološířka (šířka v poloviční výšce)  $w$  fotopíku  $140,5 \text{ keV}$ ; pološířka  $w$  se vyjádří buď v počtu kanálů nebo v  $\text{mm}$  při grafickém hodnocení;

- odečte se počet kanálů  $d$  (vzdálenost v  $\text{mm}$  při grafickém hodnocení) mezi vrcholy fotopíků  $140,5 \text{ keV}$   $^{99\text{m}}\text{Tc}$  a  $122,1 \text{ keV}$   $^{57}\text{Co}$ ;

- energetické rozlišení se vypočte dosazením  $18,4 \text{ keV}$  (rozdíl mezi energiemi záření gama  $140 \text{ keV}$  a  $122,1 \text{ keV}$ ), hodnoty  $w$  a rozdílu  $d$  v polohách fotopíků do vztahu  $R = 100 \cdot 18,4 \cdot w / (140,5 \cdot d) \%$ .

Hodnocení: zjištěná hodnota energetického rozlišení  $R$  může převyšovat hodnotu udanou výrobcem maximálně o 5 procentních jednotek (např. při udaném rozlišení 10 % nesmí hodnota zjištěná při testu být vyšší než 10,5 %); hodnota energetického rozlišení zjištěná při provozních zkouškách může převýšit hodnotu změřenou při předávací zkoušce nejvýše o 5 procentních jednotek.

Frekvence: při předávacím testování, poté jednou za rok.

Nápravná opatření: opakovat měření, vyloučit případnou systematickou chybu měření; kontaktovat servis.

#### Doplňující komentář.

Měření energetického rozlišení v rámci testu kvality. U některých moderních kamer zahrnuje výrobce měření energetického rozlišení do programu denního testu kvality.

Vliv energetického rozlišení na kontrast obrazu. Energetické rozlišení je velmi důležitým parametrem zvláště u SPECT scintilačních kamer; zhoršení energetického rozlišení (tj. zvětšení pološířky fotopíku  $^{99\text{m}}\text{Tc}$   $140 \text{ keV}$ ) má za následek zhoršení kontrastu lézí při SPECT vyšetřeních, a tím i základní výhody SPECT v důsledku zvýšené detekce rozptýleného záření - narušuje se tím základní výhoda SPECT oproti planárnímu zobrazování.

Energetické rozlišení moderních kamer udávané výrobcem pro záření  $^{99\text{m}}\text{Tc}$   $140 \text{ keV}$  je lepší

než 10 %.

### 3.1.5.1. PŘÍKLAD MĚŘENÍ ENERGETICKÉ ROZLIŠOVACÍ SCHOPNOSTI (viz přílohy ke kapitole 3)

### 3.1.6. Linearita odezvy přístroje na aktivitu zdroje a mrtvá doba

Definice: odchylka závislosti odezvy přístroje (měřené četnosti impulzů) na aktivitě měřeného radionuklidu od lineární závislosti; z této odchylky lze stanovit mrtvou dobu aparatury.

#### 3.1.6.1. Metoda pomocí zdrojů s rostoucí aktivitou

Provedení:

- připraví se 4 až 5 bodových zdrojů (např. 10 ml ampulí s radioaktivním roztokem o objemu 1 ml) o aktivitě poskytující četnost impulzů od  $5 \cdot 10^3$  do  $25 \cdot 10^5 \text{ s}^{-1}$  ve vzdálenosti od scintilačního krystalu rovnající se pětinasobku rozměrů scintilačního krystalu (bez kolimátoru);
- z počáteční lineární části graficky znázorněné závislosti četnosti impulzů  $I_o$  na aktivitě zdroje se stanoví vztah mezi měřenou četností  $I_o$  a aktivitou zdroje;
- s použitím tohoto vztahu se sestaví závislost měřené četnosti impulzů  $I_o$  na četnosti vstupní  $I_t$  (četnosti skutečné, obr. 7); odečte se hodnota vstupní četnosti  $I_{20}$ , při níž je odchylka od výstupní četnosti 20 %;
- mrtvá doba aparatury  $t_d$  se stanoví ze vztahu  $t_d = (I_t - I_o)/I_t I_o$  u neparalyzabilního systému a ze vztahu  $t_d = (\ln I_t - \ln I_o)/I_t$  u systému paralyzabilního;
- je-li kamera vybavena režimem “fast”, provede se měření i při tomto režimu.

Hodnocení: vstupní četnost impulzů  $I_{20}$  zjištěná při předávacím testování by se neměla odlišovat od hodnoty udávané výrobcem o více než 20 %; hodnota  $I_{20}$  zjišťovaná při provozním testování by se neměla odlišovat od hodnoty zjištěné při předávací zkoušce o více než 20 %.

Frekvence: při předávacím testování; poté jednou za rok.

Nápravná opatření: opakovat měření; kontaktovat servis.

#### 3.1.6.2. Stanovení mrtvé doby kamery dvouzdrojovou metodou

Provedení:

- připraví se dva zdroje o prakticky stejných aktivitách, jež při současném měření poskytnou četnost, při níž se již projeví ztráta četnosti v důsledku mrtvé doby aparatury;
- zdroje se umísťují do fantomu zhotoveného z plexiskla nebo parafinu (viz obr. 7 a) přiloženého do kontaktu s detektorem kamery opatřeným kolimátorem; zdroje ve fantomu jsou od sebe vzdáleny 50 mm;
- změří se četnost  $I_1$  s jedním zdrojem, četnost  $I_2$  s druhým zdrojem a četnost  $I_{12}$  s oběma zdroji současně;  $I_1$ ,  $I_2$  a  $I_{12}$  jsou četnosti v *imp/s* po odečtení pozadí;
- vypočte se mrtvá doba kamery ze vztahu  $t_d = 10^6 \cdot \frac{2 I_{12}}{(I_1 + I_2)^2} \lg \frac{I_1 + I_2}{I_{12}} \text{ [}\mu\text{s]};$
- je-li kamera vybavena režimem “fast”, provede se měření i v tomto režimu.

Hodnocení: mrtvá doba kamery změřená při předávací zkoušce by se neměla odlišovat více než o 20 % od hodnoty udané výrobcem a při provozní zkoušce více než 20 % od hodnoty zjištěné při předávacím testování.

Frekvence: při předávací zkoušce, poté jednou za rok.  
Nápravná opatření: opakovat měření; kontaktovat servis.

#### Doplňující komentář

Stanovení mrtvé doby pouze dvouzdrojovou metodou se považuje za zcela dostačující z hlediska kontroly správné funkce scintilační kamery.

### 3.1.6.2.1. PŘÍKLAD MĚŘENÍ MRTVÉ DOBY SCINTILAČNÍ KAMERY DVOUZDROJOVOU METODOU

Přístroj: scintilační kamera SPECT fy. Elscint, typ Helix se dvěma detektory.

Experiment. uspořádání: dvě zkumavky o průměru 16 mm, obsahující přibližně stejnou aktivitu  $^{99m}\text{Tc}$  ( $A_1 = 311,2 \text{ MBq}/7 \text{ ml}$ ,  $A_2 = 306,9 \text{ MBq}/7 \text{ ml}$ ), byly umístěny v parafinovém fantomu přiloženém na čelo nízkoenergetického kolimátoru LEAP (č.35) přibližně do středu zorného pole.

Akvizice: jeden detektor (det. č.1), okno analyzátoru  $\pm 10 \%$ , WORD, předvolba času 1 min. režim práce FAST.

Měření: naměřené hodnoty četností

$$I_1 = 17\,867 \text{ imp/s}$$

$$I_2 = 17\,533 \text{ imp/s}$$

$$I_{12} = 34\,317 \text{ imp/s}$$

$$t_d = 1,7 \mu\text{s}$$

V tabulce je výsledek měření mrtvé doby kamery detektoru č.1 v režimu FAST a MED

Režim nastavení	Mrtvá doba $t_d$ [ $\mu\text{s}$ ]
MED	3,7
FAST	1,7

### 3.1.7. Víceokénková prostorová registrace

Definice: Pojem víceokénková prostorová registrace (angl. multiple-window spatial registration) se charakterizuje rozdílem ve vyhodnocených polohách interakce fotonů gama se scintilačním krystalem kamery vycházejících z téhož bodového zdroje; tento parametr je důležitý při scintigrafických vyšetřeních s radionuklidy s více fotopíky ( $^{67}\text{Ga}$ ,  $^{111}\text{In}$ ) nebo při vyšetřeních současně dvěma radionuklidy (např.  $^{99m}\text{Tc}$  a  $^{201}\text{Tl}$ ).

Provedení:

a) pomocí kolimovaného bodového zdroje

- kolimovaný bodový zdroj (např. ampule s roztokem radionuklidu  $^{67}\text{Ga}$  nebo  $^{111}\text{In}$  umístěná v uzavřeném Pb kontejneru s otvorem o průměru 1 mm v horním krytu) se přiloží ke krystalu blízko ke středu detekčního pole;
- při nastavení okénka analyzátoru na jeden z fotopíků radionuklidu se získá obraz zdroje obsahující v pixelu na vrcholu 10 tisíc impulzů;
- totéž se opakuje při nastavení okénka analyzátoru na druhý pík radionuklidu;
- určí se vzdálenost v pixelech vrcholů obrazu zdroje v obou snímcích; tato vzdálenost se

vyjádří v *mm*;

- obdobné měření se provede též v jiných místech detekčního pole ve směru os *X* a *Y*.

Hodnocení: Hodnota víceokénkové prostorové registrace zjištěná při předávací zkoušce nesmí převyšovat o více než 10 % hodnotu udanou výrobcem.

Frekvence: při předávací zkoušce; nedoporučuje se rutinní provádění této zkoušky uživatelem vzhledem k riziku mechanického poškození odkrytého scintilačního krystalu.

Nápravná opatření: při nevyhovující kvalitě snímků při scintigrafických vyšetřeních s  $^{67}\text{Ga}$  a  $^{111}\text{In}$  projevující se např. zdvojením a ztrojením obrysů orgánů kontaktovat servis a žádat o provedení této zkoušky.

*b) pomocí čtyřkvadrantového bar fantomu*

- detektor bez kolimátoru s přiloženým bar fantomem se ozáří bodovým zdrojem (ampulí s roztokem obsahujícím radionuklid) stejným způsobem jaký je popsán v komentáři v odst. 3.1.2.;

- zhotoví se snímky při nastavení okénka analyzátoru na různé fotopíky stejně jako při metodě *a*).

Hodnocení: nevyhovující dvouokénková nebo trojokénková prostorová registrace se projeví na smítku zhotoveném při vyšší energii záření výraznou regionální degradací prostorové rozlišovací schopnosti a kontrastu.

Frekvence: stejná jako při měření metodou *a*).

Nápravná opatření: stejná jako při měření metodou *a*).

#### Doplňující komentář

Hodnota tohoto parametru udávaná výrobcem moderních scintilačních kamer je v rozmezí od 0,5 *mm* do 1,5 *mm*.

### **3.1.8. Měřítko zobrazení (*mm/pixel*)**

Provedení:

- při stanovení tohoto parametru se postupuje obdobným způsobem jako v příkladě 3.1.3.1. měření prostorové rozlišovací schopnosti (kvantitativní test);

- získá se obraz dvou rovnoběžných čárových zdrojů  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  (aktivita ve zdroji 20 MBq) vzdálených od sebe 10 *cm* a umístěných v těsné blízkosti kolimátoru ve směru osy *x* zorného pole detektoru (matice 256 x 256, počet impulzů v pixelu v oblasti vrcholu větší než 1000);

- známá vzdálenost zdrojů v *mm* se dělí zjištěnou vzdáleností vrcholů v pixelech (v profilu o šířce 3 pixely vedeném přes obraz čárových zdrojů);

- tentýž postup se opakuje s čárovými zdroji umístěnými ve směru osy *y*.

Hodnocení: velikost pixelu ve směru osy *x* se nesmí odlišovat více než o 5 % od velikosti pixelu ve směru osy *y*; průměrná hodnota velikosti pixelu v osách *x* a *y* se nesmí odlišovat od hodnoty udané výrobcem o více než 5 %.

Frekvence: při předávací zkoušce, poté jednou za rok.

Nápravná opatření: zkontrolovat postup při měření a vyhodnocení (matice, dostatečný počet impulzů v pixelu, správnost interpolace mezi obsahy dvou sousedních pixelů v oblasti vrcholu aj.); kontaktovat servis.

#### Doplňující komentář

Při větších nárocích na přesnost stanovení velikosti pixelu se použijí bodové zdroje a stanovují se těžiště jejich vrcholů pomocí vztahů uvedených např. v publikaci IAEA-TECDOC-602.

Velikost pixelu v *mm* je nutná při rekonstrukci tomografického obrazu, např. v algoritmu korekce na zeslabení záření gama ve tkáni.

### **3.2. SPECT kamery v tomografickém režimu**

Předávací a provozní zkoušky tomografických parametrů systému SPECT - tomografické prostorové rozlišovací schopnosti, tomografické objemové citlivosti, kontrastu, komplexní kontroly kvality SPECT systému aj. - se považují za náročné. Jedná se o dodatečné zkoušky SPECT systému navíc ke zkouškám planárních parametrů (podkapitola 3.1.), jež jsou nedílnou součástí kontroly jakosti SPECT systému.

Denní nebo týdenní jednoduchou zkouškou SPECT systému je stanovení integrální homogenity podle odst. 3.1.1.1. s plošným zdrojem  $^{57}\text{Co}$ . Druhou jednoduchou zkouškou SPECT systému - prováděnou v měsíčních intervalech - je vizuální posouzení prostorové rozlišovací schopnosti a linearity pomocí bar fantomu podle odst. 3.1.2.

Složitost SPECT zobrazování vyžaduje dále popsané náročné předávací a provozní zkoušky tomografických parametrů prováděné v delších časových intervalech. Nejdůležitější zkouškou tomografických vlastností SPECT systému je komplexní zkouška kvality pomocí vhodného zařízení (nejčastěji pomocí Jaszczakova fantomu).

Jednoznačně platí, že SPECT systém pracuje na vyhovující úrovni jen v případě, že jsou vyhovující zkoušky planárních parametrů. Nepříliš dobré hodnoty planárních parametrů SPECT systému, jež poměrně málo ovlivňují planární zobrazování, mohou zcela znehodnotit SPECT obrazy.

Je třeba připomenout, že tomografické parametry SPECT systému - zpravidla s výjimkou tomografické rozlišovací schopnosti - nejsou firmami udávány. Musí však být zahrnuty do předávacích a provozních zkoušek vzhledem k jejich značnému vlivu na kvalitu SPECT vyšetření.

Do systému zabezpečení jakosti SPECT zobrazovacích systémů používaných v nukleární medicíně je třeba zařadit i kalibraci systému zahrnující zpravidla nastavení středu rotace, energetickou kalibraci, korekci prostorové linearity, korekci homogenity a stanovení měřítko zobrazení v *mm* (viz též komentář k odst. 3.2.1.). Kalibrace je zpravidla prováděna v rámci firemního servisu. Uživatel musí být ovšem alespoň rámcově seznámen s kalibračními postupy, jelikož jeho povinností je - v rámci zabezpečení jakosti přístrojové techniky - rovněž dohlížet nad řádným prováděním servisu.

#### **3.2.1. Střed rotace (COR)**

Definice: kontrolou středu rotace se rozumí zjištění odchylky (angl. off-set) polohy středu obrazu rekonstruovaného v počítači od polohy středu rotace detektoru při akvizici.

Provedení:

- překontroluje se, zda hlava detektoru je paralelní s osou rotace;
- bodový zdroj  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  o aktivitě kolem 30 MBq se umístí ve vzdálenosti 2 cm od osy rotace a od středu zorného pole;
- provede se 60 projekcí v rozsahu 360°, v jednom snímku je 10<sup>4</sup> impulzů;
- v jednotlivých projekcích se stanoví poloha (těžiště) bodového zdroje X-COG ve směru X a Y-COG ve směru Y;
- zjištěné polohy bodového zdroje se fitují sinusovou funkcí vyjadřující ideální pohyb detektoru;
- graficky se znázorní - v závislosti na úhlu pootočení detektoru - odchylky zjištěných poloh bodového zdroje na snímcích X-COG a Y-COG od ideálního sinusového průběhu.

Hodnocení: zjištěné odchylky středu rotace nesmí převyšovat 2 mm (v některých doporučeních se uvádí, že odchylka středu rotace nesmí převyšovat 0,5 pixelu).

Frekvence: jednou za měsíc nebo podle doporučení výrobce.

Nápravná opatření: opakovat měření, kontaktovat servis.

#### Doplňující komentář

Automatické provádění kontroly středu rotace. U současných systémů SPECT se odchylka polohy středu rekonstruovaného obrazu od polohy středu rotace při akvizici (čtvrtý až šestý krok v odstavci Provedení) vyhodnocuje automaticky pomocí počítačového programu vloženého výrobcem kamery. Tento postup, jakož i akvizice se u jednotlivých výrobců odlišují; např. namísto výše zmíněného bodového zdroje je vyžadován čárový zdroj; u některých systémů musí být COR kalibrován pro každý kolimátor, matici a ZOOM, u jiných jen pro každý kolimátor.

Postupy při kalibraci SPECT systému. Nastavení středu rotace se zařazuje spíše do skupiny postupů, jež se souhrně nazývá kalibrace systému SPECT. Vedle středu rotace náleží do této skupiny energetická kalibrace, již se korigují změny v energetické odezvě systému - kalibrací se dosahuje stejné odezvy na monoenergetický zdroj fotonů ve všech místech detekčního pole). Energetická kalibrace se zpravidla provádí současně s korekcí prostorové linearit. Jelikož po energetické kalibraci a korekci nelinearity je integrální homogenita obrazu plošného zdroje  $\pm 4\%$  a diferenciální homogenita  $\pm 3\%$  a pro SPECT zobrazení je nutná homogenita na úrovni 1 %, provádí se též korekce homogenity (nazývaná též jako aplikace mapy senzitivity, požaduje se nejméně 30 miliónů impulzů na jeden detektor, 10 tisíc impulzů v matici 64 x 64).

I v případě, že je střed rotace pravidelně kontrolován servisem, je užitečné, aby si uživatel mohl provádět tuto kontrolu sám v případě potřeby v obdobích mezi servisními návštěvami.

### 3.2.1.1. PŘÍKLAD KONTROLY STŘEDU ROTACE KAMERY SPECT

(viz přílohy ke kapitole 3)

### 3.2.2. Tomografická prostorová rozlišovací schopnost

Definice: pološířka (šířka v poloviční výšce) odezvy SPECT systému k čárovému (liniovému) zdroji záření po rekonstrukci transaxiální vrstvy (s použitím filtru ramp); tomografické centrální rozlišení se vyhodnocuje z odezvy k čárovému zdroji umístěnému v ose rotace detektoru (detektorů), tomografické tangenciální a radiální rozlišení se vyhodnocuje z odezvy k čárovému zdroji záření umístěnému mimo osu rotace.

#### Provedení:

- dva čárové zdroje (nejlépe skleněné pipety) o vnitřním průměru 1 mm a délce nejméně 20 cm se naplní roztokem obsahujícím  $^{99m}\text{Tc}$  a upevní se rovnoběžně na podložce (destičce) ve vzdálenosti 7,5 cm od sebe;
- podložka se zdroji se umístí pod detektor (mezi detektory) kamery tak, aby jeden z čárových zdrojů ležel v ose rotace; rovina, v níž leží zdroje, musí být paralelní s rovinou čela detektoru, poloměr rotace se volí 15 cm, příp. menší pokud je to možné;
- akvizice se provede s okénkem o šířce  $\pm 10\%$  nastaveným symetricky na fotopík 140 keV radionuklidu, matice 128 x 128, otočení detektorů o 180° při kroku 3°; detekovaná četnost nesmí překročit 15 tisíc impulzů/s na jeden detektor;
- rekonstrukce se provede s filtrem ramp, v obraze se volí transversální řez o šířce 3 pixely (ve vrcholu profilu má být alespoň 100 impulzů/pixel); stanoví se tomografické centrální, radiální a tangenciální rozlišení vyjádřené jako *FWHM* (viz příklad 3.2.2.1.);

- získá se planární obraz čárových zdrojů (500 tisíc impulzů) umístěných ve vzdálenosti rovnající se poloměru rotace detektoru použitého při SPECT akvizici; *FWHM* se vyhodnotí stejným způsobem jako v případě SPECT obrazu.

Hodnocení: zjištěné hodnoty centrálního *FWHM* mohou být maximálně o 10 % větší než planární rozlišení *FWHM* detektoru ve vzdálenosti od čela použitého kolimátoru rovnající se poloměru rotace, při němž byla SPECT akvizice provedena; rozdíl mezi hodnotami tomografického rozlišení *FWHM* centrálního, radiálního a tangenciálního zjištěnými při předávacích zkouškách a hodnotami *FWHM* udávanými výrobcem kamery nesmí být větší než 10 %; hodnoty *FWHM* změřené při dlouhodobých zkouškách se nesmí odlišovat od hodnot *FWHM* zjištěných při předávacím testování o více než 10 %.

Frekvence: při předávacím testování, poté jednou za půl roku.

Nápravná opatření: opakovat měření, při rozdílu mezi SPECT rozlišením a planárním rozlišením převyšujícím 20 % je nutné zkontrolovat střed rotace, planární homogenitu; přesvědčit se, že byl použit filtr ramp; kontaktovat servis.

#### Doplňující komentář

Splnění výše uvedené podmínky, že SPECT rozlišovací schopnost nepřevyšuje o více než 10 % planární rozlišovací schopnost, neznamená, že klinická vyšetření pomocí SPECT systému jsou prováděna s přibližně stejným rozlišením jako vyšetření planární (za předpokladu, že se používá stejný kolimátor). Klinická SPECT vyšetření se ve skutečnosti dělají s prostorovým rozlišením někdy i výrazně horším, protože se zájmové oblasti nacházejí ve vzdálenosti 5 až 25 cm od čela kolimátoru, zatímco při planárních vyšetřeních se zájmové oblasti nacházejí ve vzdálenosti 5 až 10 cm. Pro porozumění oprávněnosti tohoto tvrzení je třeba připomenout, že SPECT rozlišovací schopnost je dána planární rozlišovací schopností ve vzdálenosti rovnající se poloměru rotace detektorů a skutečnost, že rozlišení detektoru s kolimátorem se zhoršuje se vzdáleností od jeho čela.

### 3.2.2.1. PŘÍKLAD MĚŘENÍ TOMOGRAFICKÉ ROZLIŠOVACÍ SCHOPNOSTI

(viz přílohy ke kapitole 3)

### 3.2.3. Komplexní kontrola kvality tomografické kamery pomocí fantomu (vizuální test)

#### Provedení:

- před testem je nutné se přesvědčit, zda byly provedeny s vyhovujícími výsledky předchozí zkoušky - zejména je důležitý test středu rotace a planární homogenity, musí být aktualizovány mapy senzitivity (korekce homogenity v rámci kalibrace SPECT systému, viz komentář k odst. 3.2.1.);

- nejlépe je vhodný pro tento test fantom typu Jaszczak, který sestává z válcové nádoby z plexiskla, v níž jsou uloženy dvě struktury rovněž z plexiskla: v jedné polovině kruhově uspořádané tyčinky o různém průměru, v druhé polovině koule o různém průměru - “studené” léze (obr. 8);

- ještě před naplněním radioaktivním roztokem a před vlastní akvizicí se ověří možnost nastavení dokonalé fixace fantomu (je vhodné, aby byl naplněn destilovanou vodou); podélná osa fantomu musí být rovnoběžná s osou rotace detektoru (detektorů) a co nejbližší této ose; detektor (detektory) s kolimátorem (kolimátory) typu HR se musí při otáčení pohybovat co nejbližší povrchu fantomu;

- fantom se naplní roztokem  $^{99m}\text{Tc}$  o celkové aktivitě 600 - 650 MBq (obsah fantomu musí být promíchán) a umístí se do předem odzkoušené polohy u detektoru (mezi detektory); registrovaná četnost nesmí převýšit 15 tisíc *imp./s.* na jednu hlavu;

- akvizice se provede se zvoleným kolimátorem v matici 128 x 128, počet impulzů v jedné

projekci nejméně 500 tisíc; doporučuje se 120 projekcí po  $3^0$  v úhlu  $360^0$ , celkový počet impulzů nejméně 60 miliónů s jedním detektorem (120 miliónů impulzů s dvěma detektory);  
- při rekonstrukci transaxiálních vrstev vedených v oblasti tyčinek a v oblasti koulí použít filtry doporučené výrobcem (někdy se doporučuje filtr ramp); provede se korekce na zeslabení podle pokynů výrobce; vrstva zahrnující tyčinky musí mít tloušťku přibližně 80 mm (stejnou jako je délka tyčinek, počet impulzů v této vrstvě musí být  $20 \pm 5$  miliónů impulzů; vrstva zahrnující koule musí mít tloušťku přibližně 12 mm a  $2 \pm 0,5$  milióny impulzů;

Hodnocení: vizuálně by mělo být rozlišeno pět ze šesti struktur tyčinek; mělo by být zobrazeno pět ze šesti koulí; neměly by být přítomny prstencové artefakty; při provozních zkouškách by rozlišené struktury a celková kvalita zobrazení měly být stejné jako na snímku získaném při předávací zkoušce.

Frekvence: při předávací zkoušce, poté jednou za rok (v řadě publikací se doporučuje půlroční interval).

Nápravná opatření: jsou-li okraje obrazu “studenější” než střed obrazu nebo je-li tomu naopak, svědčí to o nesprávně provedené korekci na zeslabení v důsledku špatné hodnoty součinitele zeslabení  $\mu$  nebo o změně měřítka zobrazení ( $mm/pixel$ ); též je třeba zkontrolovat střed rotace, planární homogenitu, tomografické rozlišení, souhlas os rotace a fantomu aj.; při opakovaně neuspokojivém výsledku kontaktovat servis.

#### Doplňující komentář.

Nutnost postupovat při testu podle návodu výrobce. Pokud výrobce přístroje dodá návod k provedení testu je třeba podle něho postupovat velmi přesně; užitečné informace lze také získat z návodu dodávaného k použitému fantomu.

Širší použití Jaszczakova fantomu. Je velmi výhodné, má-li pracoviště Jaszczakův fantom nebo obdobný jiný fantom stále k dispozici nejen pro komplexní kontrolu jakosti SPECT systému - lze pomocí něho zkoušet různé kolimátory, filtry, akviziční doby, nekruhovou dráhu detektoru aj.

### 3.2.3.1. PŘÍKLAD KOMPLEXNÍ KONTROLY TOMOGRAFICKÉ KAMERY POMOCÍ JASZCZAKOVA FANTOMU (viz přílohy ke kapitole 3)

#### **3.2.4. Tomografická objemová citlivost (kvantitativní test)**

Definice: četnost impulzů změřená s objemovým zdrojem záření vztažená na jednotkovou objemovou aktivitu a vrstvu zdroje o jednotkové tloušťce; tento parametr se zpravidla vyjadřuje v jednotkách  $s^{-1}(MBq.ml^{-1})^{-1}cm^{-1}$ .

Provedení:

- použije se válcová nádoba fantomu typu Jaszczak, z níž se odstraní vnitřní struktury tyčinek a koulí; změří se přesně vnitřní průměr a výška nádoby a vypočte se její vnitřní objem;
- změří se pečlivě aktivita roztoku  $^{99m}Tc$  použitého k naplnění fantomu; stanoví se objemová aktivita radioaktivního roztoku ve válcovém zdroji  $a_v (MBq.ml^{-1})$ ;
- umístění fantomu v zorném poli kamery a akvizice dat jsou stejné jako při komplexní kontrole kvality kamery SPECT podle odst. 3.2.3.;
- obraz objemového zdroje se rozdělí na  $n$  vrstev o tloušťce 1 cm, jejichž roviny jsou kolmé na osu zdroje (okrajové vrstvy se vynechávají);
- vypočte se tomografická citlivost ze vztahu  $C_{tom} = I/(a_v.n)$ , kde  $I$  je četnost impulzů změřená s válcovým zdrojem;

Hodnocení: hodnota tomografické citlivosti zjištěné při provozních zkouškách se nesmí



odlišovat o více než 10 % od hodnoty tohoto parametru zjištěného při předávací zkoušce.

Frekvence: při předávací zkoušce, poté jednou za rok.

Nápravná opatření: opakovat test se zaměřením zejména na kontrolu vnitřních rozměrů fantomu, objemové aktivity radioaktivního roztoku a tloušťky vrstvy, zda byl použit stejný kolimátor aj.; při zjištění většího rozdílu než 20 % od hodnoty měřené v rámci předávací zkoušky kontaktovat servis.

Doplňující komentář

*Výrobci kamer tento parametr neudávají.*

### 3.2.4.1. PŘÍKLAD MĚŘENÍ TOMOGRAFICKÉ OBJEMOVÉ CITLIVOSTI

(viz přílohy ke kapitole 3)

### 3.2.5. Tomografický kontrast (kvantitativní test)

Definice: tomografický kontrast obrazu oblasti (léze) s vyšší nebo nižší aktivitou než je objemová aktivita okolí je určen vztahem  $C_{im} = (|\bar{N}_s - \bar{N}_b|) / \bar{N}_b$ , kde  $\bar{N}_s$  je střední počet impulzů na jeden pixel (resp. na  $1 \text{ cm}^2$ ) nad lézí a  $\bar{N}_b$  je střední počet impulzů na jeden pixel (resp. na  $1 \text{ cm}^2$ ) mimo lézi (v oblasti pozadí).

Provedení:

- použité zařízení - fantom typu Jaszczak a akvizice obrazu jsou stejné jako při komplexní kontrole kvality SPECT kamery podle odst. 3.2.3.; je možné zpracovat data získaná při této kontrole;

- zvolí se vrstva o tloušťce 12 mm přes obraz koulí (“studených” lézí);

- ve středu obrazu největší koule se zvolí oblast 3 x 4 pixely; impulzy v jednotlivých pixelech se sečtou a dělí se 12, čímž se dostane průměrný počet impulzů na jeden pixel  $\bar{N}_s$ ; stejně se postupuje u obrazu dalších koulí;

- zvolí se oblast 3 x 4 pixely mimo koule (v oblasti pozadí) a vypočte se průměrný počet impulzů v pixelu  $\bar{N}_b$ ;

- vypočte se kontrast pro jednotlivé koule podle vztahu uvedeného shora.

Hodnocení: rozdíl mezi kontrastem obrazu koule zjištěným při provozní zkoušce a kontrastem stanoveným při předávací zkoušce nesmí převyšovat 10 %;

Frekvence: při předávací zkoušce a poté jednou za rok.

Nápravná opatření: opakovat měření, při neuspokojivém výsledku kontaktovat servis.

Doplňující komentář.

Důležitost provádění kontroly za stále stejných podmínek. Při tomto testu je zvláště důležité, aby při každém jeho provádění akvizice (objemová aktivita ve fantomu, kolimátor, poloměr rotace detektoru, úhel pootočení, matice, počet impulzů aj.), zpracování obrazu (tloušťka vrstvy, rekonstrukční filtr aj.) a postup při stanovení kontrastu byly zcela stejné jako při předávací zkoušce.

*Výrobci kamer tento parametr neudávají.*

### 3.2.5.1. PŘÍKLAD STANOVENÍ TOMOGRAFICKÉHO KONTRASTU

### 3.2.6. Tomografická homogenita a šum

Definice: odezva scintilační kamery v tomografickém režimu na homogenní ozáření zorného pole detektoru; šum je dán procentuálně vyjádřenou směrodatnou odchylkou obsahu pixelů od

střední hodnoty obsahu pixelů

Provedení:

- použije se válcová nádoba fantomu typu Jaszczak, z níž se odstraní vnitřní struktury tyčinek a koulí;
- nádoba se naplní radioaktivním roztokem  $^{99m}\text{Tc}$  o celkové aktivitě přibližně 600 MBq; umístění fantomu v zorném poli kamery a akvizice dat jsou stejné jako při komplexní kontrole kvality kamery SPECT (odst. 3.2.3.); volí se tloušťka transverzálního řezu 10 mm, doporučuje se filtr Hann s cutoff 1 Nyquist; provede se korekce na zeslabení záření gama;
- ve středu obrazu vrstvy se volí oblast 15 x 15 pixelů; v ní se vyhledá pixel s maximálním počtem impulzů  $Y_{max}$  a pixel s minimálním počtem impulzů  $Y_{min}$ ; tomografická homogenita se vypočte ze vztahu  $100 \cdot (Y_{max} - Y_{min}) / (Y_{max} + Y_{min})$  (%);
- stanoví se aritmetický průměr počtu impulzů v pixelu a směrodatná odchylka  $\sigma$ ; tomografický šum se vypočte ze vztahu  $100 \cdot \sigma / \bar{Y}$  (%);
- při přejímací zkoušce a při zkouškách provozních musí být zachována stále stejná měřicí geometrie, nastavení přístroje, použitý filtr aj.

Hodnocení: tomografická integrální homogenita by při provozních zkouškách neměla překročit 20 % a tomografický šum 10 %.

Frekvence: při předávacím testování poté jednou za rok.

Nápravná opatření: opakovat měření; vysoké hodnoty tomografické homogenity a šumu mohou být způsobeny filtrem, který zachovává vysoké frekvence; zkontrolovat planární homogenitu s 50 miliony impulzů (odst. 3.1.1.2.).

Doplňující komentář

*Výrobci scintilačních kamer tomografickou homogenitu a šum neudávají.*

### 3.2.6.1. PŘÍKLAD STANOVENÍ TOMOGRAFICKÉ HOMOGENITY A ŠUMU

Tab. 3 Přehled zkoušek zobrazovacích přístrojů – scintilačních kamer a frekvence jejich provádění

Zkouška	Druh	Frekvence				
		při předáv. testování	jednou denně/týdně	jednou za měsíc	jednou za půl roku	jednou za rok
3.1.1. Planární integrální homogenita	jednoduché	x	x			
3.1.1.2. Planární integr. homogenita (půlroční test)		x			x	
3.1.2. Prost. rozlišení a linearita (vizuální test)		x		x		
3.1.3. Prost. rozlišení (kvantitativní test)	náročné	x				x

3.1.4	Citlivost detektoru s kolimátorem		x				x
3.1.4.	Energetické rozlišení		x				x
3.1.5.	Linearita a mrtvá doba		x				x
3.1.6.	Víceokénková prostorová registrace		x				
3.1.7.	Měřítko zobrazení ( <i>mm/pixel</i> )		x				x
3.2.2.	Tomografické rozlišení		x			x	
3.2.3.	Komplexní kontrola		x				x
3.2.4.	Tomografická citlivost		x				x
3.2.5.	Tomografický kontrast		x				x
3.2.6.	Tomografická homogenita a šum		x				x

### Závěrečné poznámky ke kapitole 3

Kontrola jakosti dokumentační a výpočetní techniky. Tato publikace se nezabývá zkouškami dokumentačních zařízení a počítačů, jež jsou nedílnou součástí zobrazovacích systémů. Při hledání příčin nevyhovujících výsledků zkoušek výše popsaných je třeba mít na paměti, že závada může být nejen v metodice provedení (nevhodný kolimátor, nedostatečně jemná matice, nesprávná aktivita, zahlcení přístroje vysokou četností, nepřesné mechanické provedení fantomů aj.), ale také např. v použitém počítačovém programu nebo ve snížené kvalitě záznamových zařízení.

Důležitost kontroly jakosti SPECT systémů. Je třeba mít na paměti, že v případě nesprávné funkce SPECT systému mohou být ztraceny výhody, jež má tomografické zobrazování ve srovnání s planárním zobrazováním

- kontrast se při SPECT zobrazení zvyšuje třikrát až pětkrát;
- lze získat informace o lokalizaci lézí ve třech rozměrech;
- lze zjišťovat měrnou aktivitu ve tkáních.

SPECT obrazy špatné kvality v důsledku nedostatečné kontroly přístroje mohou poskytnout méně informací než planární snímky.

Standardy NEMA (National Electrical Manufacturers Association). První standard NEMA vydaný v r. 1986 představoval průkopnický čin, jelikož poskytl výrobcům scintilačních kamer podklad pro sjednocení postupů při měření detekčních parametrů. Standardy NEMA však trpí dvěma nedostatky - postupy v nich popisované vyžadují speciální zařízení a složité programové vybavení, rovněž časové nároky jsou značné; druhým nedostatkem je absence přípustných mezí, v nichž se mohou detekční parametry pohybovat. Na druhé straně je třeba zdůraznit, že standardy NEMA se staly základem pro vypracování různých národních a mezinárodních doporučení ohledně kontroly scintilačních kamer, která zpřístupnila a

zjednodušila metody NEMA tak, aby byly snadno použitelné při přejímacím a provozním testování přístrojů.

## 4. KONTROLA JAKOSTI PŘÍSTROJŮ PRO OCHRANNOU DOZIMETRII

### 4.1. Měřiče dávky a dávkového příkonu

#### 4.1.1. Kontrola odezvy (přibližný test)

Definice: údaj přístroje při měření dávky a dávkového příkonu o známé hodnotě v poli fotonového záření (záření gama a rentgenového záření).

Provedení:

- připraví se ampule s roztokem obsahujícím radionuklid emitující záření gama nebo charakteristické rentgenové záření s energií ležící v energetickém rozsahu přístroje udaném výrobcem (např.  $140 \text{ keV}^{99\text{m}}\text{Tc}$ ,  $364 \text{ keV}^{131}\text{I}$  aj.);
- ampule s radioaktivním roztokem se umístí tak, aby její střed byl ve vzdálenosti  $1 \text{ m}$  od středu detektoru přístroje;
- změřená hodnota dávky ( $\text{mGy}$ ) resp. dávkového příkonu ( $\text{mGy}\cdot\text{h}^{-1}$ ) se porovná s hodnotou vypočtenou podle vztahu  $D = \Gamma \cdot A \cdot t / r^2$  resp.  $D/t = \Gamma \cdot A / r^2$ , kde  $\Gamma$  je dávková konstanta gama radionuklidu ( $\text{mGy}\cdot\text{m}^2\cdot\text{h}^{-1}\cdot\text{MBq}^{-1}$ ),  $A$  aktivita radioaktivního roztoku ( $\text{MBq}$ ),  $t$  doba měření ( $\text{h}$ ),  $r$  vzdálenost středu ampule s roztokem od středu detektoru (detekční jednotky).

Hodnocení: změřená hodnota dávky resp. dávkového příkonu by se neměla odlišovat o více než 20 % od hodnoty vypočtené podle výše uvedeného vztahu.

Frekvence: při předávacím testování, poté jednou za rok.

Nápravná opatření: opakovat test s jiným radionuklidem; porovnat výsledek měření s měření pomocí jiného měřiče dávky resp. dávkového příkonu (pokud je k dispozici); kontaktovat dodavatele.

#### 4.1.1.1. PŘÍKLAD KONTROLY ODEZVY MĚŘIČE DÁVKY A DÁVKOVÉHO PŘÍKONU

Testovaný přístroj: a) radiometr RK-67 (Polsko) s jednou celokovovou GM trubicí STS-5, detekční jednotka při měření přivrácena výřezy k zářiči;

b) radiometr 6150 AD 6 (výrobce Automess) s GM trubicí

při měření je kruhové čelo detektoru přivráceno k zářiči.

Zdroj: radionuklid ve fyziologickém roztoku o objemu  $2 \text{ ml}$ , aktivita  $^{131}\text{I}$   $A = 0,608 \text{ GBq}$ , aktivita  $^{99\text{m}}\text{Tc}$   $A = 1,06 \text{ GBq}$ .

Měření: penicilínka umístěna tak, že její osa je ve vzdálenosti  $r = 1 \text{ m}$  od středu detektoru. Výsledky měření jsou v tabulce.

Výpočet dávkového příkonu proveden podle vzorce  $D/t = \Gamma \frac{A}{r^2}$ , do něhož se dosadí

$\Gamma = 0,052 [\text{mGy m}^2 \text{ h}^{-1} \text{ GBq}^{-1}]$  pro  $^{131}\text{I}$  a  $\Gamma = 0,016 [\text{mGy m}^2 \text{ h}^{-1} \text{ GBq}^{-1}]$  pro  $^{99\text{m}}\text{Tc}$ ,  
 $A = 0,608 \text{ GBq}$  pro  $^{131}\text{I}$  a  $A = 1,06 \text{ GBq}$  pro  $^{99\text{m}}\text{Tc}$ ; výsledky jsou v tabulce.

Hodnocení: v případě  $^{131}\text{I}$  se u obou přístrojů odezva odlišuje o méně než 20 %, rovněž tak je tomu u přístroje AD 6 v případě  $^{99\text{m}}\text{Tc}$ ; velký rozdíl mezi změřenou a vypočtenou hodnotou u přístroje RK-67 vyplývá ze značné energetické závislosti jeho odezvy (nahodnocení odezvy v oblasti nízkých energií).

Radionuklid	Vypočtený dávkový příkon [mSv/h]	Změřený dávkový příkon [mSv/h]	
		RK-67	AD 6
<sup>99m</sup> Tc	17	34	15,9
<sup>131</sup> I	32	33	27,5

## 4.2. Měřiče kontaminace povrchů

### 4.2.1. Kontrola odezvy (přibližný test)

Definice: údaj přístroje při měření povrchové kontaminace o známé hodnotě vyjádřené v  $Bq.cm^{-2}$ .

Provedení:

- připraví se improvizovaný plošný zdroj; filtrační papír, jehož rozměry se rovnají citlivé ploše detektoru, se celý namočí v roztoku, který obsahuje zájmový radionuklid, položí se na vhodnou podložku (např. hliníkovou fólii) a usuší v sušárně;
- stanoví se celková aktivita plošného zdroje v měřiči aktivity se studnovou komorou (kalibrátoru);
- dělením celkové aktivity zdroje jeho plochou se stanoví plošná aktivita v  $Bq.cm^{-2}$ ;
- zjistí se odezva měřiče povrchové kontaminace k tomuto plošnému zdroji a porovná se s plošnou aktivitou stanovenou výše popsáním způsobem.

Hodnocení: odezva přístroje k plošnému zdroji s daným radionuklidem by se neměla odchylovat více než o 10 % od jeho plošné aktivity zjištěné výše popsáním způsobem..

Frekvence: při předávacím testování, poté jednou za rok.

Nápravná opatření: opakovat test s plošným zdrojem jiného radionuklidu, porovnat měření s výsledkem měření pomocí jiného měřiče kontaminace povrchů (pokud je k dispozici); kontaktovat dodavatele.

#### 4.2.1.1. PŘÍKLAD KONTROLY ODEZVY MĚŘIČE KONTAMINACE POVRCHŮ

Testovaný přístroj: monitor kontaminace AB/100 Isotrak Amersham s proporcionálním detektorem o ploše 12 x 19 cm ( $228 cm^2$ ).

Plošný radionuklidový zdroj: filtrační papír o rozměrech 12 x 19 cm nasycený rovnoměrně roztokem <sup>99m</sup>Tc a vysušený; celková aktivita zdroje zjištěná v kalibrátoru 1,54 MBq, tj. plošná aktivita 6 760  $Bq.cm^{-2}$ .

Měření: monitor přiložen citlivou plochou do těsné blízkosti plošného zdroje (bez obalu) tak, aby citlivá plocha detektoru se kryla s plošným zdrojem; zvolen režim práce měření plošné kontaminace, měřený radionuklid <sup>99m</sup>Tc, odečtena odezva detektoru 6 590  $Bq.cm^{-2}$ .

Hodnocení: jelikož odezva přístroje se liší jen o 3 % od skutečné plošné aktivity zdroje, přístroj lze považovat za vyhovující.

#### Komentář ke kapitole 4

Samozřejmým krokem při zabezpečení jakosti přístrojů pro ochrannou dozimetrii je jejich kontrola pomocí etalonů (dlouhodobých zářičů) podle pokynů výrobce prováděná před použitím přístrojů.

Kalibrace (správnost cejchování) přístrojů pro ochrannou dozimetrii musí být ověřena Českým metrologickým institutem. Výše uvedené postupy slouží jen pro orientační posouzení správnosti údaje přístroje.

## Literatura:

ČSN 40 4014 Měření aktivity radionuklidů. Praha, Vydavatelství ÚNM 1989.

Elliott, A. T.: Quality Assurance. In: Practical Nuclear Medicine (Ed. by P. F. Sharp a spol.), Oxford, Oxford University Press 1998.

Geworski, L., Reiners, Ch.: Qualitätskontrolle nuklearmedizinischer Messsysteme - Konstanzprüfung. Stuttgart, F. K. Schattauer 1995 (kniha je napsána podle předpisu platného v SRN "Richtlinie Strahlenschutz in der Medizin", Berlin, Beuth 1992 a normy DIN 6855).

Graham, L., Fahey, F. H., Madsen, M. T. a spol.: Quantitation of SPECT performance: Report of Task Group 4, Nuclear Medicine Committee. Med. Phys. 22, 1995, č. 4, 401 - 409.

Graham, L. S.: Quality Control for SPECT Systems. RadioGraphics 15, 1995, 1471 - 1481.

Graham, L. S.: Scintillation Camera Imaging Performance and Quality Control. In: Nuclear Medicine (R. E. Henkin a spol.). St. Louis - Baltimore, Mosby 1996.

Hannan, J. a spol.: Quality Control of Gamma Cameras and Associated Computer Systems, Report No. 66. York, The Institute of Physical Sciences in Medicine 1992.

Hušák, V., Kleinbauer, K., Erban, J., Mysliveček, M.: Přejímací a rutinní testování dvouhlavé scintilační kamery SPECT. Česká radiologie 50, 1996, č. 4, 277 - 282.

Hušák, V., Kleinbauer, K., Erban, J.: Soubor zařízení a postupů pro kontrolu detekčních parametrů scintilačních kamer. Čs. Radiol. 38, 1984, s. 348 - 357.

Kuikka, J. T., Yang, J., Kiiliäinen, H.: Physical Performance of the Siemens E.CAM gamma camera. Nucl. Med. Comm. 19, 1998, s. 457 - 462.

IAEA-TECDOC-602: Quality control of nuclear medicine instruments 1991. Vienna, International Atomic Energy Agency 1991.

Jarrit, P. H.: SPECT issues. In: Clinical Nuclear Medicine (M. N. Maisey et al., Eds.), Third Edition. London - New York, Chapman and Hall Medical 1998.

Klingensmith, W. C. et al.: Nuclear Medicine Procedure Manual 1997-98. Englewood, Wick Publishing 1997.

Mason, J. S., Elliot, K. M., Mitro, A. C. (Eds.): The Nuclear Medicine Handbook for Achieving Compliance with NRC Regulations. Reston, Society of Nuclear Medicine 1997.

NCRP Report No. 99: Quality Assurance for Diagnostic Imaging Equipment. Bethesda, National Council on Radiation Protection and Measurements 1988.

National Electrical Manufacturer's Association. Standards for performance measurements of

scintillation cameras, Washington, DC: NEMA 1994 (předchozí vydání NEMA NU1 - 1986).

Parkin, A. a spol.: Protocol for Establishing and Maintaining the Calibration of Medical Radionuclide Calibrators, and their Quality Control. In: Quality Standards in Nuclear Medicine (Report No. 65). York, The Institute of Physical Sciences in Medicine 1992.

Patton, J. A.: Quality Assurance. In: Diagnostic Nuclear Medicine (M. P. Sandler a spol.). Baltimore - Philadelphia, Williams and Wilkins 1996.

Sharp, P. F., Gemmell, H. G., Smith, F. W.: Practical Nuclear Medicine, Second Edition. Oxford - New York, Oxford University Press 1998.

SPECT Phantom User's Manual (Manual Number DSC-5000-R02). Data Spectrum Corporation, Chapel Hill, USA.

Standard IEC 1303: Medical electrical equipment - Radionuclide calibrators - particular methods for describing performance. Geneva, IEC 1994.

Standard IEC 61453: Nuclear instrumentation - Thallium activated sodium iodide detector systems for assay of radionuclides - Calibration and usage. Geneva, IEC 1997.