

Č. j.		revize č. 1.0
Radiační ochrana		
4.1		účinné od

Radiační ochrana v nukleární medicině - systém kontrol detekční a zobrazovací techniky

Garant:		
Zadavatel:		
Schvalovatel:		

ŘSŘTP:		
ŘSJB:		
ŘSRO		
ŘOKŘI:		
Vedoucí PO:		

DOPORUČENÍ SÚJB

bezpečné využívání jaderné energie a ionizujícího záření

Radiační ochrana v nukleární medicině - systém kontrol detekční a zobrazovací techniky

radiační ochrana



Revize č.	Účinnost od	Garant	Popis či komentář změny
1.0		Ing. Štědrová	Zohlednění nového atomového zákona č. 263/2016 Sb.

Radiační ochrana

Radiační ochrana v nukleární medicíně - systém kontrol detekční a zobrazovací techniky

Vydal: Státní úřad pro jadernou bezpečnost, Praha, 2019

Č. j.:

Účelová publikace bez jazykové úpravy, připomínky směřujte na adresu:

pripominky_doporuceni@sujb.cz

Úvod

Obsah

Úvod	4
Seznam zkratk	7
1 Měřidla aktivity.....	8
1.1 Pozadí	8
1.2 Krátkodobá stabilita	9
1.3 Dlouhodobá stabilita	9
1.4 Linearita.....	10
1.5 Geometrická účinnost (objemová závislost)	11
2 Detekční aparatury pro měření <i>in vitro</i> a <i>in vivo</i>	13
2.1 Pozadí	13
2.2 Nastavení energetického okna.....	14
2.3 Energetická kalibrace	15
2.4 Energetická rozlišovací schopnost.....	16
2.5 Krátkodobá stabilita	17
2.6 Dlouhodobá stabilita	18
2.7 Citlivost.....	19
2.8 Linearita.....	20
2.9 Geometrická účinnost (objemová závislost)	21
3 Měřidla intenzity radiačního pole	23
3.1 Pozadí	23
3.2 Krátkodobá stabilita	23
3.3 Dlouhodobá stabilita	24
3.4 Dlouhodobá stabilita měřidel dávky a dávkového ekvivalentu.....	25
4 Měřidla plošné kontaminace.....	26
4.1 Pozadí	26
4.2 Krátkodobá stabilita	26
4.3 Dlouhodobá stabilita	27
5 Planární scintilační kamery a SPECT kamery v planárním režimu	28
5.1 Denní test	28
5.2 Homogenita obrazu a korekce citlivosti	30
5.3 Polohová rozlišovací schopnost.....	34

5.3.1	Vizuální test	35
5.3.2	Kvantitativní test	36
5.4	Citlivost detektoru	38
5.5	Energetická rozlišovací schopnost.....	39
5.6	Linearita odezvy na aktivitu.....	40
5.7	Více-okénková prostorová registrace.....	41
5.7.1	Vizuální test	41
5.7.2	Kvantitativní test	42
5.8	Měřítka zobrazení	43
6	SPECT kamery v tomografickém režimu.....	45
6.1	Centrum rotace	45
6.2	Prostorová rozlišovací schopnost.....	46
6.3	Tomografická homogenita	49
6.4	Komplexní kontrola kvality obrazu	50
6.5	Objemová citlivost – křížová kalibrace aktivity	52
7	Pozitronová emisní tomografie (PET).....	53
7.1	Denní test pomocí systémových nástrojů	54
7.2	Základní test kvality obrazu v klinickém režimu (alternativní denní test).....	54
7.3	Normalizace.....	56
7.4	Křížová kalibrace.....	57
7.5	Homogenita obrazu	59
7.6	Prostorová rozlišovací schopnost.....	60
7.7	Komplexní test kvality obrazu	61
7.8	Hodnocení vlivu efektu částečného objemu	62
8	Hybridní zobrazovací systémy SPECT/CT a PET/CT	66
8.1	Denní test CT	67
8.2	Kvalita obrazu CT	67
8.3	Kontrola prostorové registrace	69
	Literatura.....	71

Seznam zkratek

AC	<i>attenuation correction</i>
CT	<i>computed tomography</i>
CTAC	<i>computed tomography attenuation correction</i>
FBP	<i>filtered back-projection</i>
FWHM	<i>full width at half maximum</i>
FOV	<i>field of view</i>
HEGP	<i>high-energy general-purpose</i>
HU	<i>Hounsfield unit</i>
LEHR	<i>low-energy high-resolution</i>
MEGP	<i>medium-energy general-purpose</i>
NEMA	<i>National Electrical Manufacturer's Association</i>
NM	<i>nuclear medicine</i>
OSEM	<i>ordered-subsets expectation maximization</i>
PET	<i>positron emission tomography</i>
PSF	<i>point-spread function</i>
PVE	<i>partial-volume effect</i>
PZ	<i>přijímací zkouška (zdroje ionizujícího záření)</i>
QC	<i>quality control</i>
ROI	<i>region of interest</i>
RR	<i>resolution recovery</i>
SC	<i>scatter correction</i>
SPECT	<i>single-photon emission computed tomography</i>
SUV	<i>standardized uptake value</i>
TOF	<i>time-of-flight</i>
VOI	<i>volume of interest</i>
ZDS	<i>zkouška dlouhodobé stability (zdroje ionizujícího záření)</i>
ZPS	<i>zkouška provozní stálosti (zdroje ionizujícího záření)</i>

1 Měřidla aktivity

Měřidla aplikované aktivity jsou standardně konstruována jako studnové ionizační komory zapojené v proudovém režimu. Existují i jiné alternativy jako např. přímo-odečítací měřidla na principu Geiger-Müllerova detektoru, ale studnové ionizační komory vykazují nejlepší stabilitu a zároveň mají velmi dobrou lineární odezvu v širokém rozsahu měřených aktivit. Správná hodnota měřené aktivity je klíčovým faktorem zajištění radiační ochrany při nukleárně-medicínském vyšetření, proto by měly být studnové ionizační komory pro tyto účely preferovány.

Měřidla aplikované aktivity jsou považována za tzv. stanovená měřidla a podléhají povinnosti úředního ověření. Samotné ověření nezaručuje maximální metrologickou správnost, a proto je třeba měřidlo nakalibrovat. Kalibrace se provádí buď úpravou příslušných kalibračních koeficientů (uživatelsky nebo v servisním režimu) nebo aplikací korekčního faktoru na základě porovnání s etalonem nebo jiným metrologicky vyšším měřidlem.

1.1 Pozadí

Cíl

Cílem kontroly pozadí je zjištění případné radioaktivní kontaminace studny detektoru nebo okolí měřiče aktivity. Pozadí zvyšuje systematickou chybu měření.

Frekvence

denně a/nebo před každým měřením

Pomůcky

žádné

Provedení

Nejprve se zkontroluje, zda není v blízkosti detektoru zdroj ionizujícího záření. Poté se změří samotné pozadí, tj. odezva systému bez přítomnosti měřeného vzorku.

Hodnocení

Naměřené hodnoty pozadí by neměly překročit o více než 50 % referenční hodnotu. Referenční hodnota se získá při instalaci přístroje jako průměr z měření prováděných po dobu několika dní.

Náprava

Pokud to systém umožňuje, je prvním krokem nápravy výměna vložky držáku měřeného vzorku, případně celého držáku. V případě kontaminace samotné studny je třeba měřit pozadí před každým¹ měřením vzorku a provádět korekci odečtem pozadí od měřeného vzorku.

Pozadí je třeba uvažovat i v případě, že se po aplikaci měří zbytková aktivita ve stříkačce.²

¹ Pokud poločas přeměny kontaminantu výrazně převyšuje intervaly měření aktivity, stačí použít jednu hodnotu pozadí pro korekci celé sady měření.

² Kontrola skutečně aplikované aktivity odečtením zbytkové aktivity ve stříkačce sice eliminuje vliv pozadí, ale aplikovaná aktivita je i tak nižší než žádaná.

1.2 Krátkodobá stabilita

Cíl

Krátkodobá stabilita představuje reprodukovatelnost výsledků při opakovaných měřeních. Krátkodobá stabilita úzce souvisí s náhodnou chybou měření.

Frekvence

ročně a při podezření na nestabilitu měřicí soustavy

Pomůcky

- vzorek radionuklidu (nejčastěji ^{99m}Tc) o aktivitě 100–200 MBq

Provedení

Aktivita vzorku se změří opakovaně 10×.

Hodnocení

Z naměřených hodnot se vypočítá aritmetický průměr \bar{x} a výběrová směrodatná odchylka s_x a jejich podílem tzv. variační koeficient v_x dle vzorce

$$v_x = \frac{s_x}{\bar{x}} = \frac{\sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}}{\bar{x}}$$

Variační koeficient nesmí překročit 1 % u studnových ionizačních komor a 5 % u ostatních typů.

Náprava

Nedostatečnou krátkodobou stabilitu je třeba řešit opravou měřicí aparatury.

1.3 Dlouhodobá stabilita

Cíl

Dlouhodobá stabilita představuje kontinuální kontrolu přístroje za účelem odhalení případné poruchy nebo nežádoucích trendů. Dlouhodobá stabilita úzce souvisí se systematickou chybou měření.

Frekvence

denně

Pomůcky

- radionuklidový etalon s dostatečně dlouhým poločasem přeměny (např. ^{137}Cs , ^{57}Co , ^{133}Ba)

Provedení

V referenčním okamžiku (např. těsně po úředním ověření a nakalibrování měřidla) se změří odezva přístroje s daným etalonem³ jako aritmetický průměr alespoň tří měřených hodnot. Dle zákona radioaktivní přeměny se vytvoří křivka/tabulka očekávané odezvy pro další období. V něm se každý den

³ Není nutné, aby byl přístroj pro tento etalon kalibrován. Je tedy možné např. ověřovat stabilitu pomocí etalonu ^{137}Cs s přístrojem nastaveným pro měření ^{99m}Tc .

před zahájením klinického provozu změří odezva přístroje se stejným etalonem a porovná s očekávanou hodnotou.

Hodnocení

Změřená odezva se nesmí od očekávané hodnoty lišit o více než 5 %.

Náprava

Při nevyhovujícím výsledku dlouhodobé stability je třeba provést opravu přístroje, nové úřední ověření a kalibraci pro jednotlivé radionuklidy.

1.4 Linearita

Cíl

Ionizační komory v proudovém režimu vykazují velmi dobrou lineární odezvu v rozsahu stovek kBq – jednotek GBq měřené aktivity. Nicméně od určité meze dochází k postupnému nasycení odezvy a měřený údaj je čím dál více podhodnocen. Cílem je stanovení meze lineární odezvy měřidla stejně jako míry podhodnocení měřené aktivity při překročení této meze.

Frekvence

ročně

Pomůcky

- vzorek radionuklidu (nejčastěji ^{99m}Tc) o objemu 1 ml ve 2–5 ml stříkačce o výchozí aktivitě v jednotkách GBq

Provedení

Po dobu několika pracovních dnů přibližně každé dvě hodiny se změří aktivita vzorku jakožto aritmetický průměr alespoň ze tří hodnot. Měření se provádí optimálně do doby, než aktivita klesne pod 1 MBq, nebo alespoň tak, aby byla zajištěna dostatečně dlouhá lineární část křivky. Korekci na pozadí není třeba provádět, je-li jeho hodnota nižší než 1 % aktivity vzorku.

Jelikož měření pouze v běžné pracovní době způsobí ve výsledných datech významné mezery, je vhodné měření provádět se dvěma vzorky v poměru aktivit 4:1 (v případě ^{99m}Tc), kdy druhý vzorek simuluje aktivitu prvního v čase posunutém o 12 h.

Hodnocení

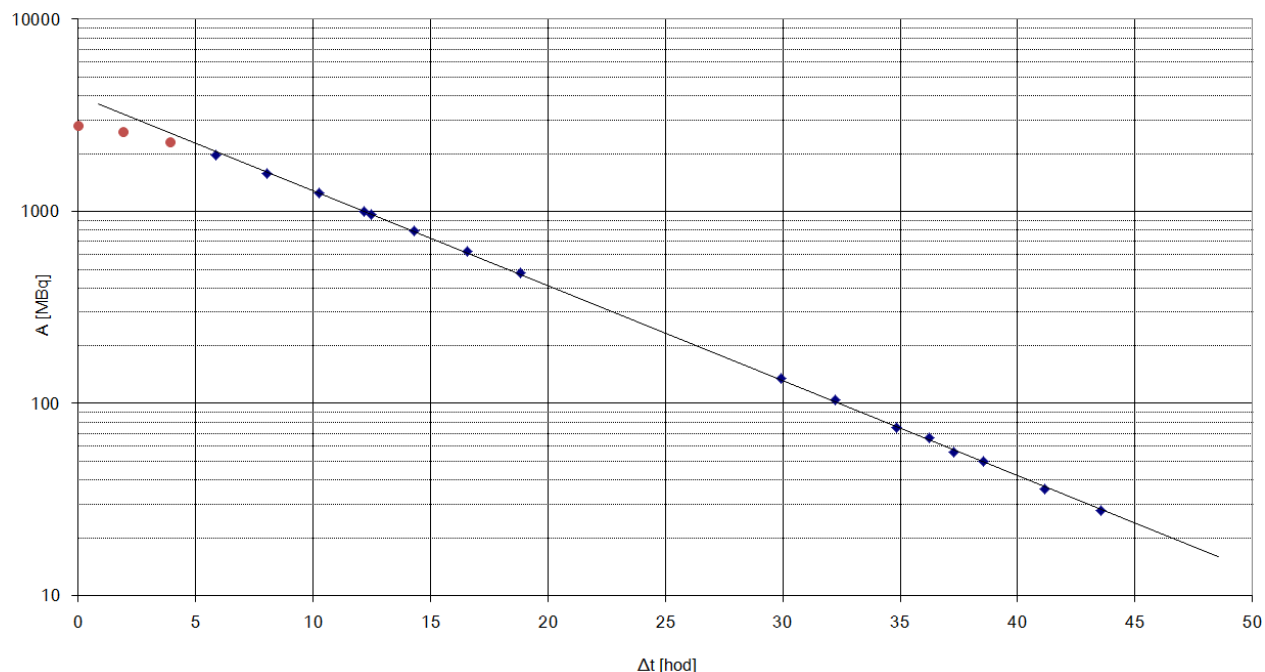
Naměřené hodnoty se vynesou do grafu v semilogaritmickém měřítku. Posledními deseti hodnotami⁴ se proloží přímka a určí se maximální hodnota aktivity, pro kterou se naměřené hodnoty od přímky ještě neodchylují (Obr. 1).

V případě dvou-vzorkové metody je třeba nejprve vypočítat časový posun odpovídající rozdílu aktivit. Měřené hodnoty obou vzorků se vynesou do grafu v semilogaritmickém měřítku. Lineárními oblastmi obou křivek se proloží přímky a určí se jejich parametry dle rovnice $\ln A = \ln A_1 - \lambda t$ a $\ln A = \ln A_2 - \lambda t$. Časový posun Δt se vypočítá pomocí vztahu

⁴ s případným vyloučením hodnot blízkých nule vykazujících vysoký rozptyl

$$\Delta t = \frac{\ln A_2 - \ln A_1}{\ln 2 / T_{1/2}}$$

Časy měření druhého vzorku se posunou o hodnotu Δt a hodnocení probíhá stejně jako s jedno-vzorkovou metodou.



Obr. 1: Příklad vyhodnocení linearity odezvy v aktivitě. Červenými kolečky jsou znázorněny body, v nichž je měřená aktivita podhodnocená.

Náprava

Nad mezí linearity je třeba provádět příslušnou korekci měřené aktivity. Pokud je mez linearity příliš nízká (v oblasti stovek MBq), je třeba provést opravu měřidla nebo výměnu za vhodnější typ.

1.5 Geometrická účinnost (objemová závislost)

Cíl

Odezva studnové ionizační komory je závislá na prostorovém a tvarovém uspořádání měřeného vzorku, a je tedy závislá na objemu vzorku a tvaru/typu stříkačky nebo nádoby, v níž je vzorek umístěn. Toto platí i pro ověření a kalibraci měřidla, a proto je potřeba stanovit referenční podmínky (např. standardní stříkačku + standardní objem, které se na pracovišti nejčastěji používají) a pro tyto provést ověření a nastavení kalibračních faktorů. Pro ostatní geometrie měření je třeba stanovit opravné faktory.

Cílem je stanovení závislosti odezvy měřidla

- při různém objemu stejně aktivního vzorku
- při použití různých typů stříkaček, s jehlou / bez jehly apod.

Frekvence

při uvedení do provozu a po zásahu, který by mohl mít vliv na geometrii měření

Pomůcky

- referenční stříkačka
- ostatní používané typy stříkaček
- vzorek radionuklidu (nejčastěji ^{99m}Tc) o aktivitě v rozmezí běžně používaných aplikovaných aktivit

Provedení

Připraví se zásobní nádobka s roztokem radionuklidu o objemové aktivitě cca $100 \text{ MBq}\cdot\text{ml}^{-1}$.

Do referenční stříkačky se ze zásobníku nabere referenční objem radionuklidu a určí se referenční aktivita⁵ jakožto aritmetický průměr alespoň ze tří měřených hodnot. Vzorek ve stříkačce se postupně ředí vodou (např. po 0,5 ml) a měří se aktivita pro jednotlivé objemy.

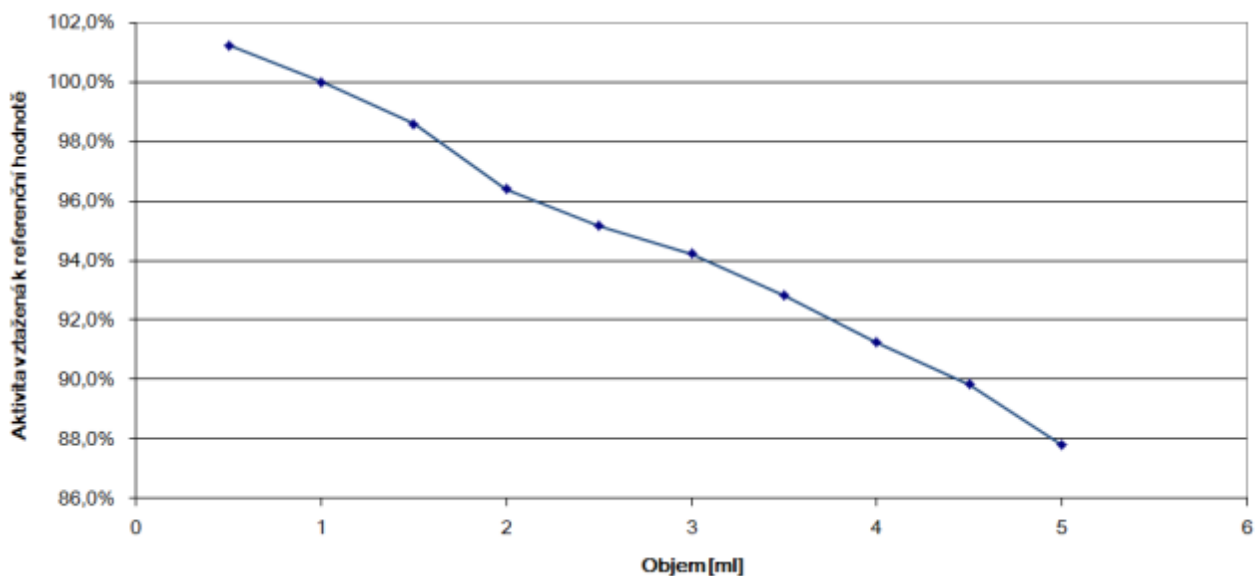
Do jiného typu stříkačky se ze zásobníku nabere referenční objem radionuklidu (zajišťující stejnou aktivitu jako u referenční stříkačky) a postupuje se stejným způsobem jako u referenční stříkačky.

Hodnocení

Jednotlivé hodnoty měřených aktivit za různých podmínek se porovnají s referenční aktivitou (Obr. 2) a stanoví se opravné faktory $k_i = \frac{A_{ref}}{A_i}$ pro jednotlivé konfigurace / geometrie měření.

Náprava

Pokud opravný faktor přesahuje 5 %, je třeba jej standardně používat pro korekci aplikované aktivity.



Obr. 2: Vyhodnocení objemové závislosti studnové ionizační komory při měření s 5 ml stříkačkou. Referenční objem 1 ml.

⁵ Pro tuto referenční aktivitu je měřidlo nakalibrováno.

2 Detekční aparatury pro měření *in vitro* a *in vivo*

In vitro měření aktivit radioaktivních vzorků především tělních tekutin je realizováno zpravidla pomocí studnových scintilačních detektorů (tzv. spektrometrů). *In vivo* měření aktivit přímo v těle pacienta se provádí pomocí kolimovaných scintilačních sond. V obou případech se jedná o detekční aparatury s poměrně velkou citlivostí, vhodné pro měření nízkých aktivit, které se snadno přehlídí při vysoké četnosti impulsů.

Kontrola kvality spektrometrů vychází ze stejné množiny QC procedur jako u studnových ionizačních komor s tím, že obsahuje navíc procesy vyplývající ze spektrometrických vlastností detektoru. Kontrola kvality *in vivo* souprav je z velké části shodná se spektrometry, liší se pouze v aspektech vyplývajících z rozdílné geometrie měření.

2.1 Pozadí

Cíl

Cílem kontroly pozadí je zjištění případné radioaktivní kontaminace studny detektoru. U *in vivo* souprav se jedná o stanovení pozadí v okolí místa měření. Pozadí zvyšuje systematickou chybu měření.

Frekvence

před každým měřením

Pomůcky

žádné

Provedení

Nejprve se zkontroluje, zda není v blízkosti detektoru zdroj ionizujícího záření. Poté se změří pozadí, tj. odezva systému bez přítomnosti měřeného vzorku jako aritmetický průměr alespoň ze tří naměřených hodnot. Doba jednotlivých měření by měla být alespoň 30 s. Měření se provádí za stejných podmínek, při kterých se měří vzorky (nastavení analyzátoru, otevřené/zavřené víko od studny apod.).

Hodnocení

Naměřené pozadí se porovná s referenční hodnotou, která byla stanovena nejlépe při instalaci soupravy jako průměrná hodnota z měření během několika dní. Pozadí by nemělo překročit referenční hodnotu o více jak 50 %.

Náprava

Při vyšších hodnotách pozadí je vhodné se nejprve pokusit vyčistit studnu detektoru pomocí vatové tyčinky namočené v lihu. V případě *in vivo* měření je třeba znovu důkladně zkontrolovat okolí pro přítomnost potenciálních zdrojů záření.

Korekce na pozadí (bez ohledu na jeho hodnotu) probíhá standardně odečtem průměrné hodnoty pozadí od průměrné hodnoty měřeného vzorku.

2.2 Nastavení energetického okna

Cíl

Měření aktivit pomocí scintilačních souprav probíhá buď v integrálním nebo v tzv. široko-kanálovém režimu. V integrálním režimu jsou detekovány všechny impulsy překračující spodní detekční práh (viz kapitola 2.3), zatímco široko-kanálový režim akceptuje impulsy mezi dvěma prahy obvykle nastavenými symetricky v okolí píku úplné absorpce měřeného radionuklidu. Integrální režim zajišťuje vyšší detekční účinnost a je vhodný pro studnová měření. Široko-kanálový režim se používá především u zobrazovacích systémů, ale je vhodný také u studnových měření pro odseparování více radionuklidů nebo u *in vivo* měření pro odseparování rozptýleného záření.

V obou režimech měření je třeba nastavit elektrické napětí sondy a zisk zesilovače tak, aby výsledné energetické spektrum impulsů odpovídalo měřicímu rozsahu analyzátoru.

Cílem je nastavení/kontrola polohy píku úplné absorpce ve spektru vůči nastavení energetického okna analyzátoru.

Frekvence

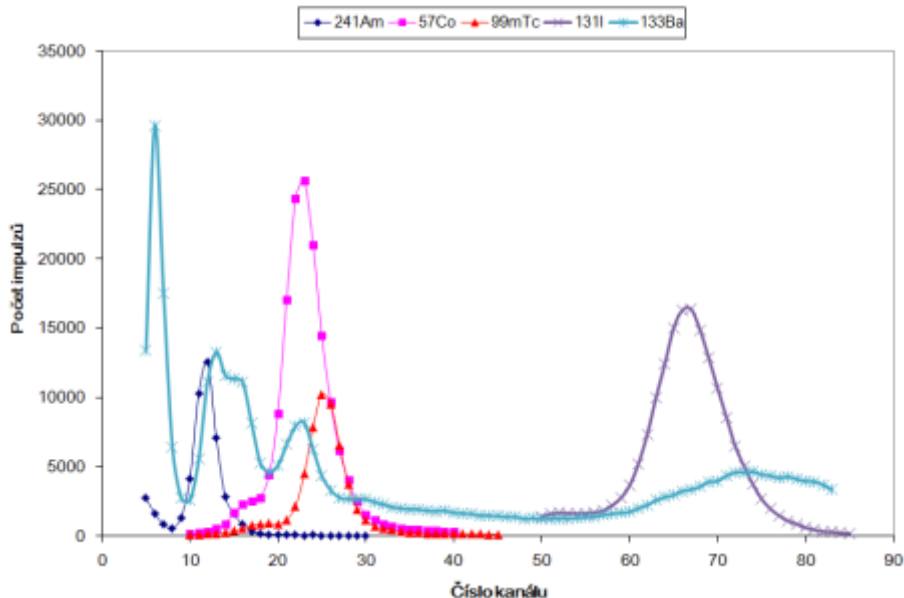
při spuštění aparatury nebo při nevyhovujícím výsledku dlouhodobé stability, u *in vivo* souprav před každým měřením

Pomůcky

- vzorek měřeného radionuklidu nebo jiný nízkoaktivní etalon

Provedení

Samotné nastavení polohy píku se provádí buď automaticky pomocí autokalibrační funkce soupravy nebo ručně. V případě ručního nastavení je třeba nejprve změřit energetické spektrum (Obr. 3), identifikovat hledaný pík a následně nastavit napětí a zesílení tak, aby se poloha píku dostala na požadovaný kanál analyzátoru.



Obr. 3: Příklad energetických spekter různých radionuklidů měřených ve studnovém scintilačním detektoru.

Kontrolu je možné provést opět pomocí analýzy spektra nebo nahradit pomocí autokalibrace. Pokud systém nedisponuje rychlým náhledem spektra ani autokalibrační funkcí, je možné alespoň porovnat četnost impulsů vůči referenční hodnotě s použitím vhodného etalonu.

Hodnocení

Analýza spektra se provádí vizuálně. Četnost impulsů s příslušnou korekcí na přeměnu by se neměla od referenční hodnoty lišit o více než 5 %.

Náprava

Špatná poloha píku úplné absorpce se řeší úpravou napětí sondy a/nebo zisku zesilovače.

2.3 Energetická kalibrace

Cíl

Energetická kalibrace je stanovení vztahu mezi energií detekovaného záření gama a příslušným kanálem analyzátoru. Je důležitá při měření směsi radionuklidů a také pro informaci o měřicím rozsahu analyzátoru při daném nastavení soupravy.

Cílem je přiřazení energie píku úplné absorpce záření gama poloze na stupnici (kanálu) analyzátoru, stanovení měřicího rozsahu a hodnot diskriminačních hladin pro měření vzorků.

Frekvence

při spuštění aparatury a při přenastavení napětí sondy a/nebo zisku zesilovače

Pomůcky

- sada alespoň tří vzorků radionuklidů (např. ^{57}Co , $^{99\text{m}}\text{Tc}$, ^{241}Am , ^{111}In , ^{123}I , ^{131}I , ^{137}Cs , ^{51}Cr , ^{133}Ba , ^{152}Eu) o aktivitě jednotek až desítek kBq s ohledem na maximální četnost impulsů, při které nedochází k posunu nebo zkreslení energetického spektra

Provedení

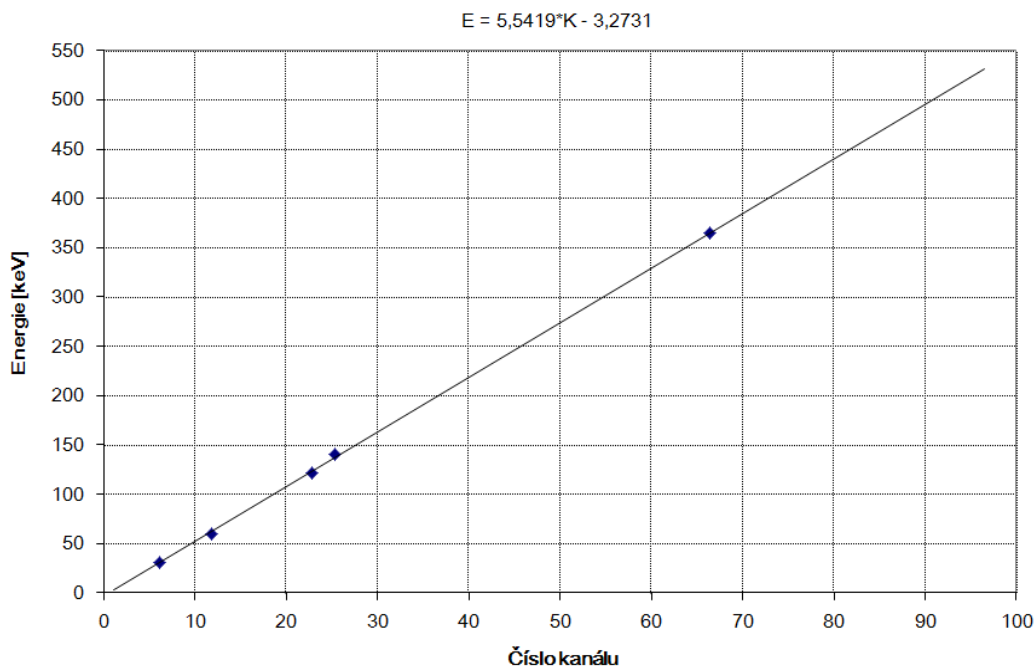
Změří se scintilační spektra vybraných radionuklidů (Obr. 3) a určí se polohy píků úplné absorpce v jednotkách stupnice (kanálech) analyzátoru.

Hodnocení

Naměřená závislost se znázorní graficky (Obr. 4) a proloží se lineární funkcí dle rovnice $E = aK + b$, kde E je energie měřeného záření gama a K je číslo kanálu. Dosazením za $K = K_{min}$ a $K = K_{max}$, kde K_{min} a K_{max} jsou minimální a maximální číslo kanálu se určí energetický rozsah analyzátoru. Dosazením za $E = E_{LL}$ a $E = E_{HL}$ do rovnice $K = \frac{E-b}{a}$, kde E_{LL} a E_{HL} jsou spodní a horní mez požadovaného energetického okna se vypočítá odpovídající spodní a horní diskriminační hladina analyzátoru.

Náprava

Nevyhovující energetická kalibrace nebo rozsah analyzátoru se řeší úpravou napětí sondy a/nebo zisku zesilovače a následnou re-kalibrací vztahu mezi energií a číslem kanálu.



Obr. 4: Energetická kalibrace studnového scintilačního detektoru.

2.4 Energetická rozlišovací schopnost

Cíl

Energetická rozlišovací schopnost určuje schopnost soupravy rozlišit od sebe jednotlivé detekované energie záření. Je to parametr rozhodující o tom, zdali je možné měřit jednotlivé radionuklidy ve směsi pomocí oddělených energetických oken. Energetická rozlišovací schopnost se standardně uvádí pro ^{137}Cs , ale může se stanovit i pro jiný radionuklid.

Cílem je určení šířky v polovině výšky (FWHM) píku úplné absorpce v energetickém spektru jako kvantitativního parametru energetické rozlišovací schopnosti.

Frekvence

ročně

Pomůcky

- etalon ^{137}Cs nebo vzorek radionuklidu, pro který se bude hodnota určovat (např. $^{99\text{m}}\text{Tc}$) o aktivitě jednotek až desítek kBq s ohledem na maximální četnost impulsů, při které nedochází ke zkreslení a posunu spektra

Provedení

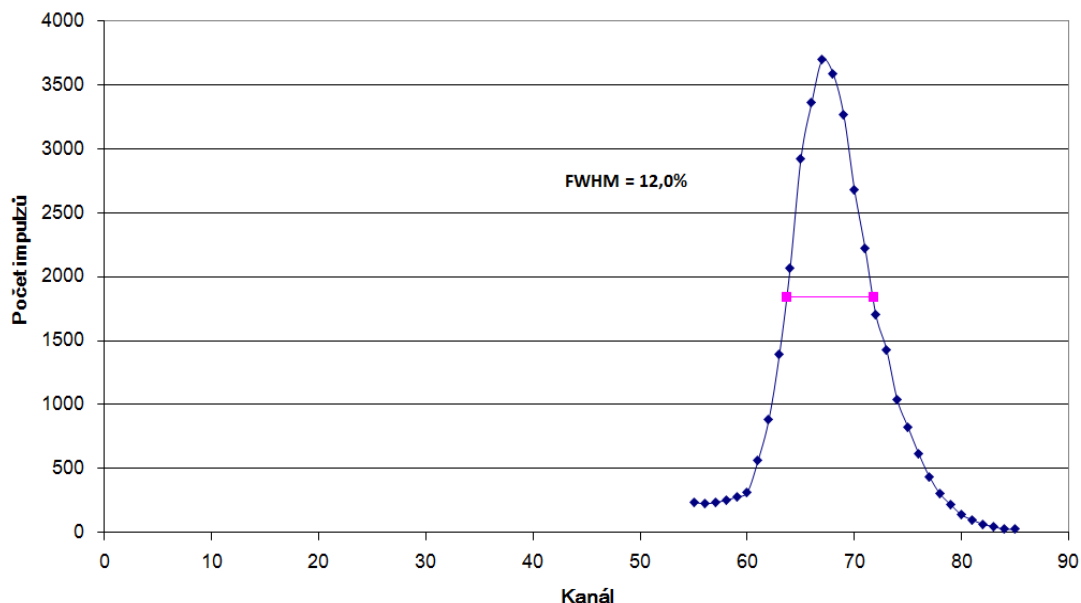
Změří se scintilační spektrum daného radionuklidu.

Hodnocení

Část křivky odpovídající píku úplné absorpce se proloží Gaussovskou funkcí (podobně jako na Obr. 16), v níž se určí parametr σ a z něj se vypočítá $\text{FWHM} = 2,35 \times \sigma$. Alternativně je možné FWHM odhadnout

jako rozdíl v poloze dvou bodů získaných tak, že se protne vodorovná přímka indikující polovinu maximální hodnoty s odpovídajícími spojnicemi bodů křivky (Obr. 5).

Energetická rozlišovací schopnost spektrometrů se zpravidla vyjadřuje relativně jako $\frac{\Delta E}{E} \times 100\%$, kde ΔE je FWHM a E je poloha píku v keV, resp. v jednotkách stupnice analyzátoru (kanálech). Polohu píku lze určit buď jako parametr μ z Gaussovského proložení nebo jako polohu maxima píku.



Obr. 5: Měření energetické rozlišovací schopnosti spektrometrické soustavy pomocí FWHM píku úplné absorpce ^{137}Cs .

Náprava

Energetická rozlišovací schopnost má především informativní charakter. Při výrazně nevyhovujícím výsledku ($\gg 15\%$ pro ^{137}Cs) je vhodné situaci konzultovat s dodavatelem servisních služeb.

2.5 Krátkodobá stabilita

Cíl

Krátkodobá stabilita odezvy scintilační aparatury podobně jako u ionizačních komor určuje reprodukovatelnost měření a souvisí úzce s náhodnou chybou. Situaci komplikuje fakt, že detekovaná četnost impulsů podléhá sama o sobě stochastickým procesům, a tedy i v případě ideálně přesného přístroje vykazují měřené hodnoty Poissonovo rozdělení.

Cílem je určení, zda se měřená četnost impulsů nepohybuje mimo rámec očekávaných statistických variací.

Frekvence

ročně a při podezření na nestabilitu měřicí soustavy

Pomůcky

- vzorek radionuklidu, pro který se bude stabilita hodnotit o aktivitě jednotek až desítek kBq s ohledem na maximální četnost impulsů, při které nedochází k přehlcení měřicí aparatury

Provedení

Změří se deset po sobě jdoucích hodnot četnosti impulsů za stejných podmínek.

Hodnocení

Vypočítá se aritmetický průměr naměřených hodnot \bar{N} a výběrová směrodatná odchylka s jednotlivých měření N_i pomocí vztahu $s = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (N_i - \bar{N})^2}$, kde n je počet měření.

Jednotlivé změřené četnosti impulsů N_i musí s pravděpodobností 95 % ležet v intervalu $(\bar{N} - 2s, \bar{N} + 2s)$ a s pravděpodobností 99 % v intervalu $(\bar{N} - 3s, \bar{N} + 3s)$. V opačném případě je to indikátorem přítomnosti nežádoucích jevů způsobujících nestabilitu nad rámec očekávaných stochastických variací.

Výběrová směrodatná odchylka s se nesmí výrazně lišit od očekávané Poissonovské odchylky $\sqrt{\bar{N}}$. V opačném případě to indikuje nestabilitu aparatury, která se superponuje na přirozenou Poissonovskou statistiku měření.

Náprava

Nestabilitu měřicí aparatury je třeba řešit s dodavatelem servisních služeb.

2.6 Dlouhodobá stabilita

Cíl

Dlouhodobá stabilita, stejně jako u měřidel aktivity, představuje kontinuální kontrolu přístroje za účelem odhalení případné poruchy nebo nežádoucích trendů. Dlouhodobá stabilita úzce souvisí se systematickou chybou měření.

Cílem je kontrola odezvy detekční aparatury za účelem odhalení poruchy, posunu spektra vůči nastavenému energetickému oknu či jiných nežádoucích jevů.

Frekvence

denně nebo týdně dle frekvence použití aparatury

Pomůcky

- radionuklidový etalon s dostatečně dlouhým poločasem přeměny (např. ^{137}Cs , ^{57}Co) o aktivitě jednotek až desítek kBq s ohledem na maximální četnost impulsů, při které nedochází k přehlcení měřicí aparatury

Provedení

V referenčním okamžiku se změří odezva přístroje s daným etalonem jako aritmetický průměr alespoň tří měřených hodnot. Dle zákona radioaktivní přeměny se vytvoří křivka/tabulka očekávané odezvy pro další období. V něm se před použitím aparatury změří odezva se stejným etalonem a porovná s očekávanou hodnotou.

Hodnocení

Změřená odezva se nesmí od očekávané hodnoty lišit o více než 5 %.

Náprava

Při nevyhovujícím výsledku dlouhodobé stability je třeba zkontrolovat a případně přenastavit napětí sondy, zisk zesilovače a nastavení energetického okna. Pokud to nepomůže, je třeba situaci řešit s dodavatelem servisních služeb.

2.7 Citlivost

Cíl

Citlivost je definována jako poměr měřené četnosti impulsů a skutečné aktivity měřeného vzorku. Tento parametr je nutné stanovit pro absolutní měření aktivity vzorků. Zjištěná citlivost platí pouze pro daný radionuklid a pro dané nastavení spektrometru (zejm. napětí sondy, diferenciální/integrální režim, nastavení energetického okna).

Cílem je stanovit citlivost měřicí aparatury pro danou geometrii měření a nastavení analyzátoru.

Frekvence

ročně

Pomůcky

- vzorek radionuklidu, pro který se bude citlivost určovat, o přesně známé aktivitě jednotek až desítek kBq s ohledem na maximální četnost impulsů, při které nedochází k přehlcení měřicí aparatury

Provedení

Vzorek radionuklidu o nízké aktivitě (cca 10 kBq) je možné připravit z homogenního roztoku o aktivitě cca 100 MBq, změřených studnovou ionizační komorou, a následně využít radioaktivní přeměny. Druhou možností, rychlejší, ale méně přesnou, je připravit jej opakovaným dělením – ředěním nebo vážením.

Změří se pozadí aparatury. Změří se četnost impulsů vzorku tak, aby celkový počet naměřených impulsů byl alespoň 10 000.

Hodnocení

Citlivost C [$\text{imp}\cdot\text{s}^{-1}\cdot\text{Bq}^{-1}$] se vypočítá pomocí vztahu $C = \frac{I - I_b}{A}$, kde I [$\text{imp}\cdot\text{s}^{-1}$] je četnost impulsů měřeného vzorku, I_b [$\text{imp}\cdot\text{s}^{-1}$] je četnost impulsů pozadí a A [Bq] je aktivita vzorku.

Naměřená citlivost by se neměla lišit od referenční hodnoty získané při instalaci přístroje o více jak 5 %.

Náprava

Hodnota citlivosti má především informativní charakter. Při nevyhovujícím výsledku (např. zhoršení citlivosti ve srovnání s předchozími hodnotami) je na místě kontrola napětí sondy, nastavení analyzátoru nebo fyzická kontrola optického kontaktu mezi krystalem a fotonásobičem. Závažnější problém je třeba řešit s dodavatelem servisních služeb.

2.8 Linearita

Cíl

Na rozdíl od ionizačních komor v proudovém režimu mají spektrometrické soustavy výrazně užší interval lineární odezvy na aktivitu. Mez linearity se pohybuje v oblasti desítek tisíc $\text{imp}\cdot\text{s}^{-1}$. Proto se při každém měření nebo testu musí důkladně dbát na to, aby zkoumaná aktivita nezahltla svou vysokou četností měřicí systém. Vysoká četnost událostí v systému způsobuje nejen podhodnocení měřené četnosti impulsů (v široko-kanálovém režimu výrazněji než v integrálním), ale také deformaci a posun spektra, což v případě široko-kanálového měření ještě více snižuje měřenou četnost impulsů.

Cílem je stanovení meze lineární odezvy na aktivitu pro daný režim a nastavení analyzátoru.

Frekvence

ročně

Pomůcky

- vzorek radionuklidu (nejčastěji $^{99\text{m}}\text{Tc}$) o objemu 1 ml ve 2–5 ml stříkačce zajišťující výchozí četnost cca 100 000–150 000 $\text{imp}\cdot\text{s}^{-1}$

Provedení

Po dobu několika pracovních dnů přibližně každé dvě hodiny se změří aktivita roztoku tak, aby celkový počet impulsů v daném měření byl alespoň 10 000. Měření se provádí optimálně do doby, než četnost klesne pod 100 $\text{imp}\cdot\text{s}^{-1}$, nebo alespoň tak, aby byla zajištěna dostatečně dlouhá lineární část křivky. Korekci na pozadí není třeba provádět, je-li její hodnota nižší než 1 % četnosti impulsů vzorku.

Jelikož měření pouze v běžné pracovní době způsobí ve výsledných datech významné mezery, je vhodné měření provádět se dvěma vzorky v poměru aktivit 4:1 (v případě $^{99\text{m}}\text{Tc}$), kdy druhý vzorek simuluje aktivitu prvního v čase posunutém o 12 h.

Hodnocení

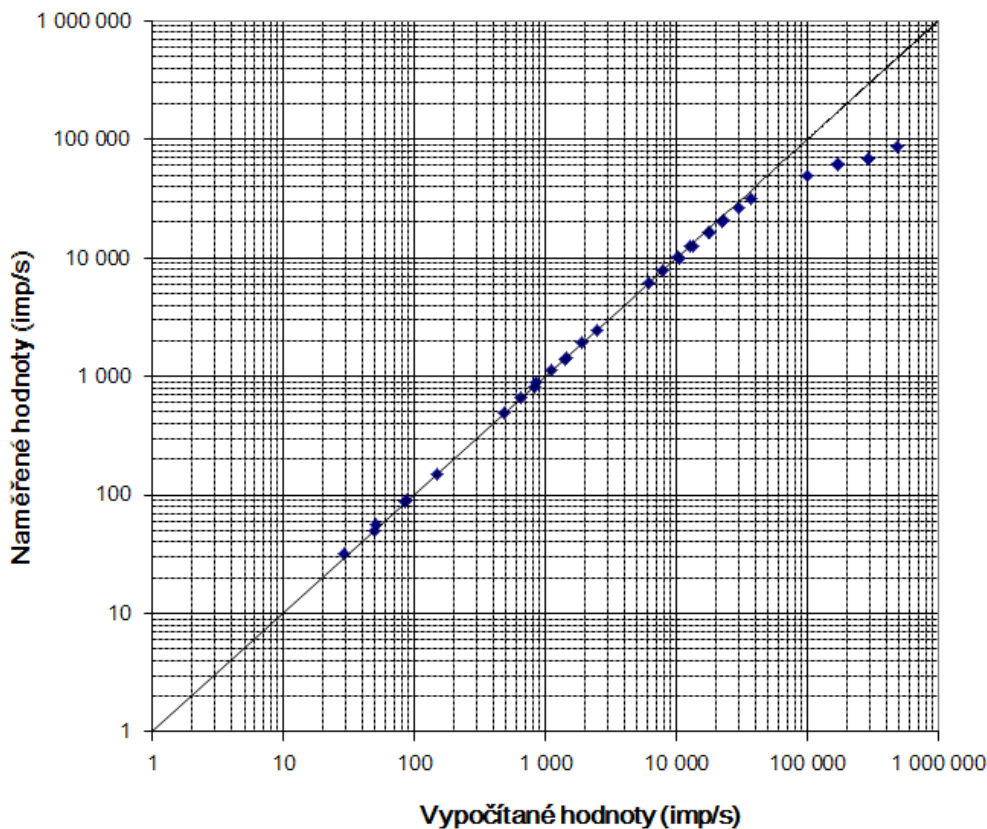
Naměřené hodnoty se vynesou do grafu v semilogaritmickém měřítku jako závislost naměřené četnosti impulsů na čase (podobně jako na Obr. 1) nebo v logaritmickém měřítku jako závislost naměřené četnosti impulsů na očekávané četnosti (Obr. 6). Posledními deseti hodnotami⁶ se proloží přímka a určí se maximální hodnota četnosti impulsů, pro kterou se naměřené hodnoty od přímky ještě neodchylují.

V případě dvou-vzorkové metody je třeba nejprve vypočítat časový posun odpovídající rozdílu aktivit. Měřené četnosti obou vzorků se vynesou do grafu v semilogaritmickém měřítku. Lineárními oblastmi obou křivek se proloží přímky a určí se jejich parametry dle rovnice $\ln I = \ln I_1 - \lambda t$ a $\ln I = \ln I_2 - \lambda t$. Časový posun Δt se vypočítá pomocí vztahu

$$\Delta t = \frac{\ln I_2 - \ln I_1}{\ln 2 / T_{1/2}}$$

⁶ s případným vyloučením hodnot blízkých nule vykazujících vysoký rozptyl

Časy měření druhého vzorku se posunou o hodnotu Δt a hodnocení probíhá stejně jako s jedno-vzorkovou metodou.



Obr. 6: Hodnocení linearity na aktivitu spektrometrické soupravy složené ze scintilační sondy Tesla a analyzátoru JKA300. Nastavení: 1280 V, zisk 350 \times , $\tau = 5 \mu\text{s}$, integrálně od kanálu 17 (80 keV).

Náprava

Nad mezí linearity (např. naměřená četnost impulzů se od vypočtené liší o více jak 5 %) je třeba provádět příslušnou korekci měřené četnosti impulsů, ale vždy je lepší se tomu vyhnout použitím vzorků s dostatečně nízkou aktivitou.

2.9 Geometrická účinnost (objemová závislost)

Cíl

Odezva studnového scintilačního detektoru je stejně jako u studnové ionizační komory závislá na prostorovém a tvarovém uspořádání měřeného vzorku, a tedy na objemu vzorku a tvaru/typu stříkačky nebo nádoby, v níž je vzorek umístěn. Všechna měření je třeba provádět za stejných podmínek. Pro ostatní geometrie měření je třeba stanovit opravné faktory.

Cílem je stanovení závislosti odezvy spektrometrické soustavy

- při různém objemu stejně aktivního vzorku
- při použití různých typů stříkaček/zkumavek, s jehlou / bez jehly apod.

Frekvence

při uvedení aparatury do provozu a po zásahu, který by mohl mít vliv na geometrii měření

Pomůcky

- referenční stříkačka/zkumavka
- ostatní používané typy stříkaček/zkumavek
- vzorek radionuklidu (nejčastěji ^{99m}Tc) o aktivitě jednotek až desítek kBq s ohledem na maximální četnost impulsů, při které nedochází k přehlcení měřicí aparatury

Provedení

Připraví se zásobní nádobka s roztokem radionuklidu o objemové aktivitě cca $10 \text{ kBq} \cdot \text{ml}^{-1}$.

Do referenční stříkačky/zkumavky se ze zásobníku nabere referenční objem (např. 1 ml) roztoku radionuklidu a změří se referenční četnost o minimálním celkovém počtu 10 000 impulsů. Vzorek ve stříkačce/zkumavce se postupně ředí vodou (např. po 0,5 ml) a měří se četnost impulsů pro jednotlivé objemy.

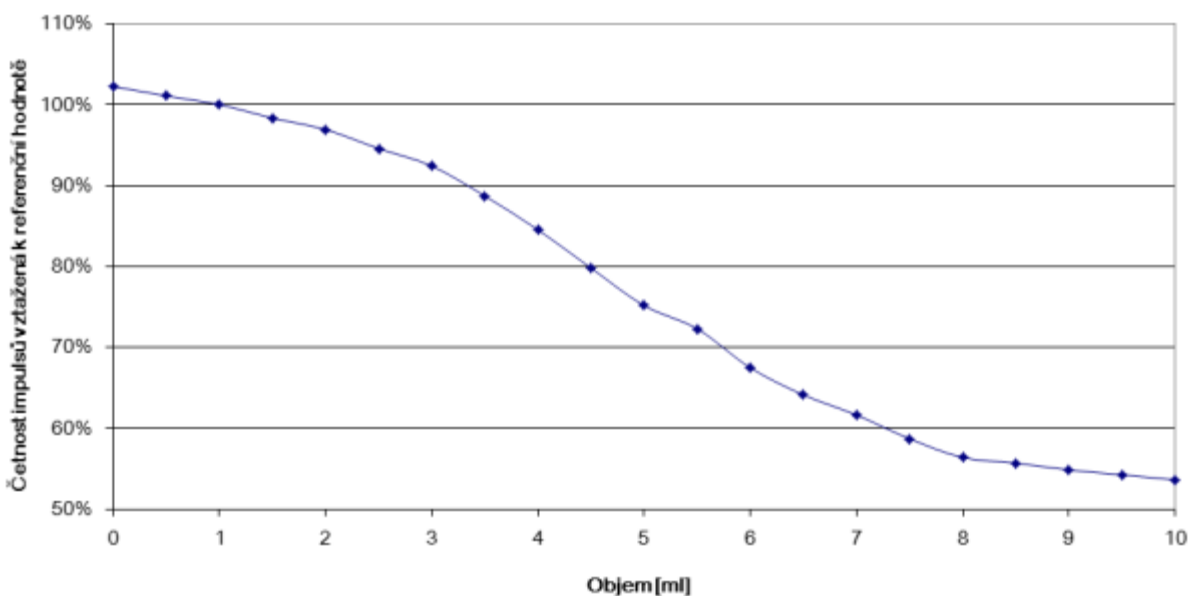
Do jiného typu stříkačky/zkumavky se ze zásobníku nabere referenční objem radionuklidu (zajišťující stejnou aktivitu jako u referenční stříkačky/zkumavky) a postupuje se stejným způsobem jako u referenční stříkačky/zkumavky.

Hodnocení

Jednotlivé hodnoty měřených četností impulsů za různých podmínek se porovnají s referenční hodnotou (Obr. 7) a stanoví se opravné faktory $k_i = \frac{I_{ref}}{I_i}$ pro jednotlivé konfigurace / geometrie měření.

Náprava

Pokud opravný faktor přesahuje 5 %, je třeba jej standardně používat pro korekci měřených četností vzorků.



Obr. 7: Objemová závislost spektrometrické soupravy se studnovým scintilačním detektorem. Referenční objem 1 ml.

3 Měřidla intenzity radiačního pole

Mezi tato měřidla patří především přenosné přístroje pro okamžité měření příkonu dávkového ekvivalentu [$\mu\text{Sv}\cdot\text{h}^{-1}$], popř. přímo-odečítací dozimetry pro měření dávkového ekvivalentu [μSv] integrací odezvy po určitou dobu.

Kontrolu pozadí a krátkodobé stability přímo-odečítacích dozimetrů je možno provádět v režimu měření příkonu dávkového ekvivalentu (pokud tento režim přístroj umožňuje) stejným způsobem jako v kapitolách 3.1 a 3.2. Kontrola dlouhodobé stability se mezi oběma typy měřidel liší z důvodu jiného charakteru měřené veličiny a účelu použití.

3.1 Pozadí

Cíl

Cílem kontroly pozadí je zjištění aktuální hodnoty pozadí v daném místě nebo případné radioaktivní kontaminace přístroje.

Frekvence

před každým měřením

Pomůcky

žádné

Provedení

Nejprve se zkontroluje, zda není v blízkosti měřidla zdroj ionizujícího záření (např. naaplikování pacienti, radioaktivní odpady). Poté se změří minimálně pět hodnot příkonu dávkového ekvivalentu a vypočte se průměr.

Hodnocení

Naměřená průměrná hodnota pozadí by neměla překročit referenční hodnotu o více jak 50 %. Referenční hodnota by měla být určena z měření během několika dní při uvedení měřidla do provozu.

Náprava

Při překročení tolerance zkontrolovat výskyt radioaktivních zdrojů v okolí, změřit pozadí v jiném místě pracoviště, při stále vyšší hodnotě pozadí provést stěr z přístroje a ve studnovém scintilačním spektrometru změřit spektrum k vyloučení kontaminace přístroje. Při dalším naměření zvýšených hodnot pozadí kontaktovat dodavatele servisních služeb.

3.2 Krátkodobá stabilita

Cíl

Stanovení reprodukovatelnosti výsledku při opakovaných měřeních.

Frekvence

ročně

Pomůcky

- zdroj ionizujícího záření (nejčastěji ^{99m}Tc , ^{18}F , nebo ^{131}I) o aktivitě odpovídající běžným hodnotám aplikovaným pacientům

Provedení

Ve vzdálenosti 1 m od zdroje se provede alespoň deset po sobě jdoucích odečtů údaje přístroje (nejčastěji v podobě příkonu dávkového ekvivalentu [$\mu\text{Sv}\cdot\text{h}^{-1}$]).

Hodnocení

Vypočítá se aritmetický průměr naměřených hodnot \bar{x} , výběrová směrodatná odchylka s_x a z nich variační koeficient v_x podle vztahu

$$v_x = \frac{s_x}{\bar{x}} = \frac{\sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}}{\bar{x}}$$

Variační koeficient v_x by neměl překročit 10 %.

Náprava

Při nevyhovující stabilitě je třeba zvážit opravu nebo výměnu přístroje za jiný typ.

3.3 Dlouhodobá stabilita

Cíl

Dlouhodobá stabilita představuje kontinuální kontrolu přístroje za účelem ověření správné funkce přístroje a odhalení případné poruchy nebo nežádoucích trendů. Dlouhodobá stabilita úzce souvisí se systematickou chybou měření.

Frekvence

při denním použití přístroje minimálně měsíčně

Pomůcky

- radionuklidový etalon s dostatečně dlouhým poločasem přeměny (např. ^{137}Cs) o aktivitě zajišťující ve vzdálenosti desítek cm příkon dávkového ekvivalentu v jednotkách až desítkách $\mu\text{Sv}\cdot\text{h}^{-1}$.

Provedení

Nejprve je třeba definovat geometrii měření (vzdálenost a orientaci měřidla vůči zdroji), která bude dlouhodobě reprodukovatelná, a která bude zajišťovat příkon dávkového ekvivalentu v oblasti běžně měřených hodnot.

V referenčním okamžiku (např. těsně po úředním ověření a nakalibrování měřidla) se změří odezva přístroje s daným etalonem jako aritmetický průměr z alespoň pěti měřených hodnot. Dle zákona radioaktivní přeměny se vytvoří křivka/tabulka očekávané odezvy pro další období. Při kontrole se změří odezva přístroje se stejným etalonem ve stejné geometrii a porovná s očekávanou hodnotou.

Hodnocení

Změřená odezva se nesmí od očekávané hodnoty lišit o více než 10 %.

Náprava

Při nevyhovujícím výsledku dlouhodobé stability je třeba zkontrolovat pozadí, zda v okolí přístroje není zdroj ionizujícího záření, zvážit možnost překalibrování měřidla, případně kontaktovat dodavatele servisních služeb.

3.4 Dlouhodobá stabilita měřidel dávky a dávkového ekvivalentu

Cíl

Dlouhodobá stabilita představuje kontinuální kontrolu přístroje za účelem ověření správné funkce přístroje a odhalení případné poruchy nebo nežádoucích trendů. Dlouhodobá stabilita úzce souvisí se systematickou chybou měření.

Frekvence

měsíčně nebo dle frekvence použití měřidla, minimálně ročně

Pomůcky

- zdroj ionizujícího záření (nejčastěji ^{99m}Tc , ^{18}F , nebo ^{131}I) o pevně dané aktivitě odpovídající běžným hodnotám aplikovaným pacientům

Provedení

Nejprve je třeba definovat aktivitu zdroje a geometrii měření (vzdálenost a orientaci měřidla vůči zdroji), která bude dlouhodobě reprodukovatelná, a která bude zajišťovat přibližně homogenní ozáření a příkon dávkového ekvivalentu v oblasti běžně měřených hodnot.

V referenčním okamžiku (např. těsně po úředním ověření a nakalibrování měřidla) se změří odezva přístroje s daným zdrojem záření jako aritmetický průměr z alespoň pěti měřených hodnot. Dle zákona radioaktivní přeměny se vytvoří křivka/tabulka očekávané odezvy pro další období. Při kontrole se změří odezva přístroje se stejným zdrojem ve stejné geometrii a porovná s očekávanou hodnotou.

Hodnocení

Změřená odezva se nesmí od očekávané hodnoty lišit o více než 20 %.

Náprava

Při nevyhovujícím výsledku dlouhodobé stability je třeba zkontrolovat pozadí, zda v okolí přístroje není zdroj ionizujícího záření, zvážit možnost překalibrování měřidla, případně kontaktovat dodavatele servisních služeb.

4 Měřidla plošné kontaminace

4.1 Pozadí

Cíl

Cílem kontroly pozadí je zjištění aktuální hodnoty pozadí v daném místě nebo případné radioaktivní kontaminace přístroje.

Frekvence

před každým měřením

Pomůcky

žádné

Provedení

Nejprve se zkontroluje, zda není v blízkosti měřidla zdroj ionizujícího záření (např. naaplikovaní pacienti, radioaktivní odpady). Poté se změří minimálně pět hodnot plošné aktivity a vypočte se průměr.

Hodnocení

Naměřená průměrná hodnota pozadí by neměla překročit referenční hodnotu o více jak 50 %. Referenční hodnota by měla být určena z měření během několika dní při uvedení měřidla do provozu.

Náprava

Při překročení tolerance zkontrolovat výskyt radioaktivních zdrojů v okolí, změřit pozadí v jiném místě pracoviště, při stále vyšší hodnotě pozadí provést stěr z přístroje a ve studnovém scintilačním spektrometru změřit spektrum k vyloučení kontaminace přístroje. Při dalším naměření zvýšených hodnot pozadí kontaktovat dodavatele servisních služeb.

4.2 Krátkodobá stabilita

Cíl

Stanovení reprodukovatelnosti výsledku při opakovaných měřeních.

Frekvence

ročně

Pomůcky

- plošný zdroj simulující radioaktivní kontaminaci (nejčastěji ^{99m}Tc , ^{18}F , ^{131}I , ^{90}Sr) o aktivitě v desítkách $\text{kBq}\cdot\text{cm}^{-2}$

Provedení

V těsné blízkosti zdroje se provede alespoň deset po sobě jdoucích odečtů údaje přístroje (nejčastěji v podobě plošné aktivity [$\text{Bq}\cdot\text{cm}^{-2}$]).

Hodnocení

Vypočítá se aritmetický průměr naměřených hodnot \bar{x} , výběrová směrodatná odchylka s_x a z nich variační koeficient v_x podle vztahu

$$v_x = \frac{s_x}{\bar{x}} = \frac{\sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}}{\bar{x}}$$

Variační koeficient v_x by neměl překročit 5 %.

Náprava

Při nevyhovující stabilitě je třeba zvážit opravu nebo výměnu přístroje za jiný typ.

4.3 Dlouhodobá stabilita

Cíl

Dlouhodobá stabilita představuje kontinuální kontrolu přístroje za účelem ověření správné funkce přístroje a odhalení případné poruchy nebo nežádoucích trendů. Dlouhodobá stabilita úzce souvisí se systematickou chybou měření.

Frekvence

při denním použití přístroje minimálně měsíčně

Pomůcky

- plošný radionuklidový etalon s dostatečně dlouhým poločasem přeměny (např. ^{90}Sr)

Provedení

V referenčním okamžiku (např. těsně po úředním ověření a nakalibrování měřidla) se změří odezva přístroje s daným etalonem⁷ jako aritmetický průměr z alespoň pěti měřených hodnot. Dle zákona radioaktivní přeměny se vytvoří křivka/tabulka očekávané odezvy pro další období. Při kontrole se změří odezva přístroje se stejným etalonem a porovná s očekávanou hodnotou.

Hodnocení

Změřená odezva se nesmí od očekávané hodnoty lišit o více než 5 %.

Náprava

Při nevyhovujícím výsledku dlouhodobé stability je třeba zkontrolovat pozadí, zda v okolí přístroje není zdroj ionizujícího záření, případně zkontrolovat vizuálně přístroj, zda nedošlo k narušení měřicí plochy, případně kontaktovat dodavatele servisních služeb.

⁷ Není nutné, aby byl přístroj pro tento etalon kalibrován. Je tedy možné ověřovat stabilitu pomocí etalonu ^{90}Sr s přístrojem nastaveným pro měření plošné aktivity jiného zářiče nebo v obecném režimu [$\text{imp}\cdot\text{s}^{-1}$].

5 Planární scintilační kamery a SPECT kamery v planárním režimu

Akvizice planárního snímku je základním zobrazovacím procesem gama kamery. Kvalita a parametry planárního zobrazení jsou určujícím prvkem všech zobrazovacích režimů – statického, dynamického i tomografického zobrazování. Většina testů a kalibrací zde uvedených platí také pro SPECT kamery v tomografickém režimu.

5.1 Denní test

Cíl

Denní test gama kamery slouží k odhalení poruchy nebo vážných artefaktů v obraze před zahájením klinického provozu. Ideálně by se měl provést před aplikací radiofarmak pacientům, aby se předešlo zbytečné radiační zátěži u odložených vyšetření.

V rámci denního testu se provádí kontrola pozadí, orientační vizuální a kvantitativní hodnocení homogenity⁸ a případně kontrola polohy píku úplné absorpce ve scintilačním spektru.

Většina systémů disponuje výrobcem dodaným akvizičním i hodnotícím protokolem pro denní testy, které zpravidla není nutné modifikovat nebo nahrazovat.

Frekvence

denně

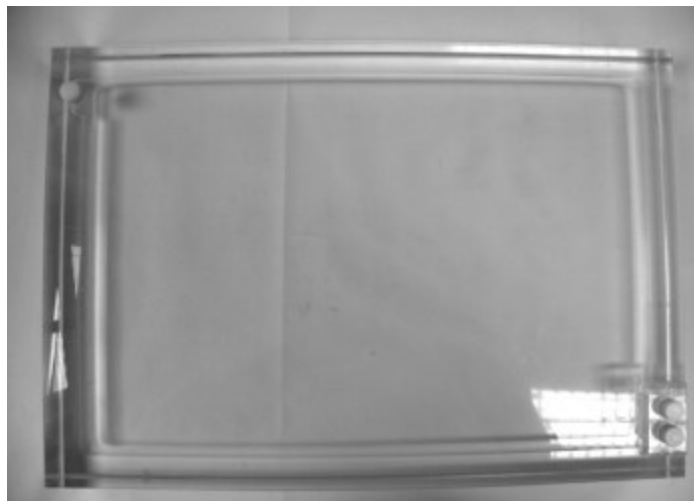
Pomůcky

- průmyslově vyráběný plošný zdroj ⁵⁷Co o rozměrech zajišťujících pokrytí celého zorného pole detektoru
--- nebo ---
deskový vodní fantom (Obr. 8) o rozměrech zajišťujících pokrytí celého zorného pole detektoru homogenně naplněný roztokem ^{99m}Tc o aktivitě 200–500 MBq (s ohledem na výrobcem deklarovanou nejvyšší přípustnou detekovanou četnost impulsů)⁹
--- nebo ---
bodový zdroj – nejčastěji ^{99m}Tc – např. kapka v kónusu injekční stříkačky o aktivitě 20–50 MBq (v závislosti na očekávané vzdálenosti od detektoru a s ohledem na výrobcem deklarovanou nejvyšší přípustnou detekovanou četnost impulsů)¹⁰

⁸ Homogenita se obecně rozlišuje na vnitřní homogenitu, která se měří bez kolimátorů, a vnější homogenitu, která závisí na použitém kolimátoru.

⁹ Tento způsob testování kamery není pro denní test příliš doporučován, neboť plnění fantomu je relativně pracné a při jeho plnění se vystavuje personál vyšší radiační zátěži, případně možné kontaminaci. Plnitelný fantom by se měl použít pouze ve výjimečných případech (např. krátkodobá nedostupnost plošného zdroje apod.).

¹⁰ Existují scintilační kamery, u kterých se bodový zdroj při měření instaluje do výrobcem definované vzdálenosti a pomocí softwarové korekce se automaticky přepočítá „bodové“ ozáření detektoru na homogenní ozáření.



Obr. 8: deskový plnitelný vodní fantom

Provedení

Nejprve se bez přítomnosti zdroje a v energetickém okně celého spektra nasnímá statická akvizice pozadí v délce 60 s. Poté se plošný/deskový zdroj položí na detektor (v případě dvouhlavé kamery se zdroj položí na jeden z detektorů, zatímco druhý detektor se přiblíží na co nejmenší vzdálenost). V případě bodového zdroje se nejprve odstraní kolimátory a zdroj se umístí do dostatečné vzdálenosti (min. 4–5 velikostí zorného pole) od detektoru. Následuje statická akvizice o celkovém nasbíraném počtu alespoň 3×10^6 impulsů nebo dle doporučení výrobce.

Hodnocení

Kontrolní snímek pozadí se vizuálně zhodnotí pro přítomnost nežádoucího zdroje záření. Zkontroluje se, zda četnost impulsů pozadí není vyšší než obvyklé hodnoty a/nebo výrobcem stanovená tolerance.

Snímek se zdrojem se vizuálně zhodnotí pro přítomnost nehomogenit nebo obrazových artefaktů. Pokud tím systém disponuje, provede se automatické kvantitativní vyhodnocení homogenity v rámci výrobcem definovaných tolerančních mezí.

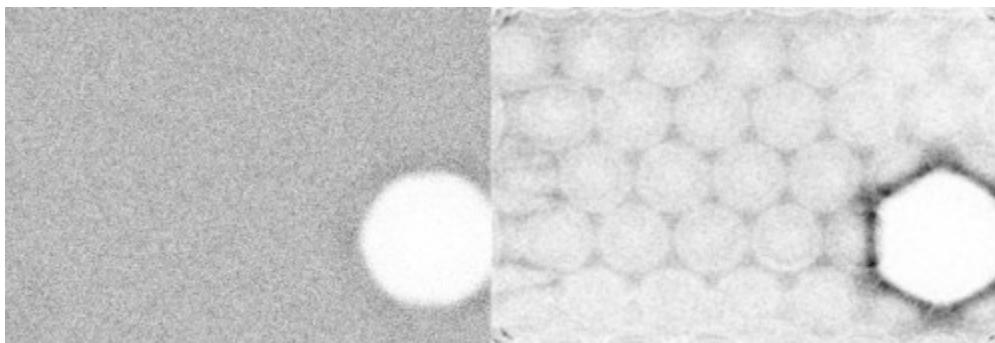
Ve scintilačním spektru snímaného radionuklidu se nalezne poloha píku úplné absorpce. Poloha píku by se měla v případě ^{57}Co nacházet v intervalu 120–124 keV, v případě $^{99\text{m}}\text{Tc}$ v intervalu 138–142 keV.

Náprava

V případě detekce zvýšeného pozadí je třeba nalézt a odstranit příčinu (nejčastěji se jedná o kontaminaci kamery nebo jejího okolí z předchozího dne).

Vizuální i kvantitativní homogenita spolu úzce souvisejí a mohou být ovlivněny právě i nepřesnou energetickou kalibrací (polohou píku mimo toleranci). V případě nevyhovujících kvantitativních výsledků homogenity a/nebo polohy píku je prvním krokem provedení iterativní kalibrace fotonásobičů (kapitola 5.2). V další fázi je třeba uspišit termín nejbližšího testu homogenity (kapitola 5.2) včetně aktualizace mapy citlivosti.

V případě na místě neodstranitelných vážných poškození obrazu (např. v důsledku výpadku fotonásobiče nebo závady elektroniky detektoru, viz Obr. 9) je třeba přerušit klinický provoz přístroje do doby, než bude problém servisně vyřešen.



Obr. 9: Různé podoby výpadku fotonásobiče znemožňující použití kamery v klinickém provozu.

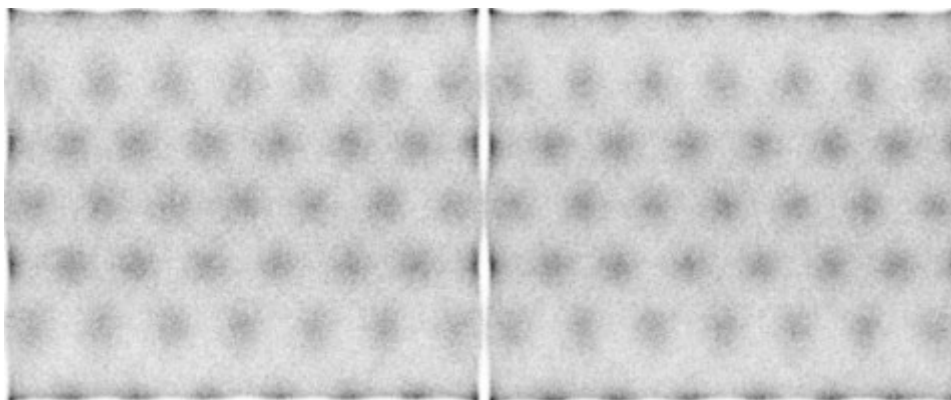
5.2 Homogenita obrazu a korekce citlivosti

Cíl

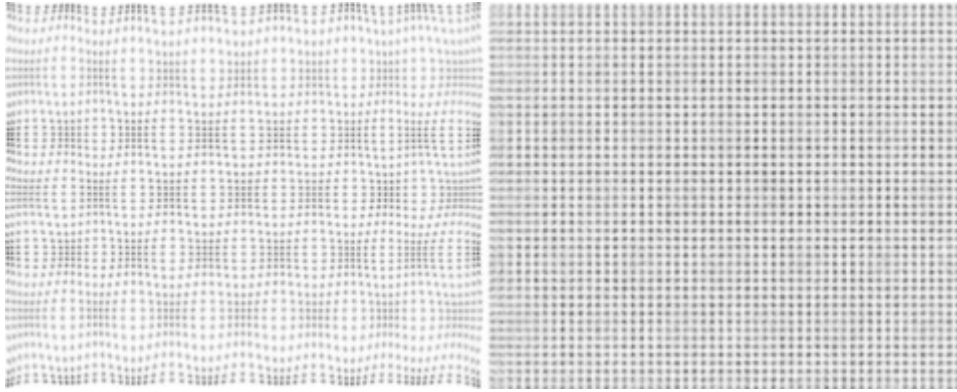
Homogenita obrazu je zdaleka nejdůležitějším sledovaným parametrem gama kamery. Rozdíly v citlivosti v zorném poli detektoru mohou způsobovat artefakty nejen při planárním snímání, ale i v tomografickém režimu. Kromě sledování homogenity v rámci denních testů je třeba provádět v pravidelných intervalech i důkladnější hodnocení a případnou aktualizaci korekční mapy citlivosti.

Výsledná homogenita obrazu závisí (s určitými rozdíly mezi výrobci) na několika úrovních korekcí systému. Zpravidla jen některé z nich jsou prováděny uživatelsky z důvodu (ne)dostupnosti potřebného vybavení.

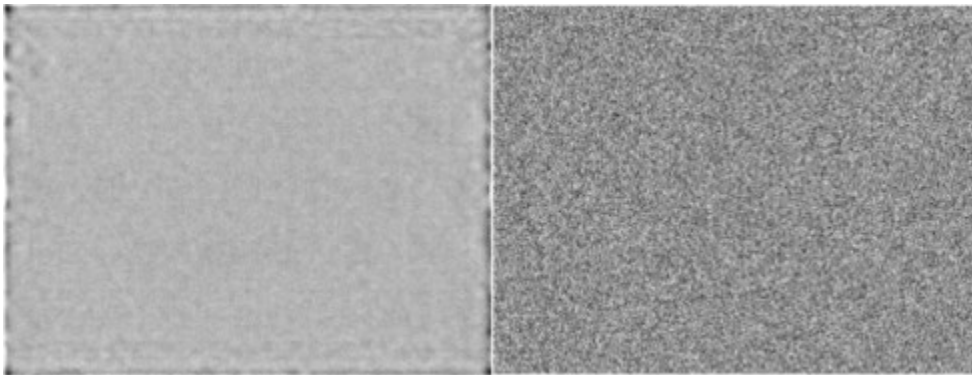
Korekce	Účel	Provádí
Energetická mapa	Kompenzace rozdílů v celkové amplitudě odezvy při detekci částice v různých místech detektoru (Obr. 10)	Servis
Mapa linearity	Kompenzace distorze obrazu v důsledku nelinearity odezvy jednotlivých fotonásobičů v závislosti na poloze detekované částice (Obr. 11)	Servis
Zisk fotonásobičů	Nastavení zisků fotonásobičů tak, aby jejich spektra odpovídala nastavenému energetickému oknu, a tím pádem jejich „efektivní citlivost“ byla stejná	Uživatel/Servis
Mapa citlivosti	(Finální) kompenzace jemných rozdílů citlivosti v rámci zorného pole (Obr. 12)	Uživatel



Obr. 10: Energetická korekce. Vlevo zorné pole bez jakýchkoli korekcí, vpravo po aplikaci energetické korekce.



Obr. 11: Korekce nelinearity. Vlevo distorze obrazu s chybějící korekcí nelinearity, vpravo po aplikaci korekce. Oba obrazy jsou nasnímány pomocí dedikovaného mřížkového fantomu.



Obr. 12: Korekce citlivosti. Vlevo obraz bez korekce, vpravo po aplikaci korekční mapy citlivosti.

Zatímco tvorba energetické mapy a mapy linearity se provádí při instalaci přístroje nebo po větším servisním zásahu, ladění zisků fotonásobičů a zejména aktualizace mapy citlivosti jsou rutinními prostředky uživatele k dosažení požadované homogenity obrazu. Test homogenity je v podstatě testem toho, zda aktuálně používaná mapa citlivosti správně koriguje aktuální nehomogenitu systému.

Frekvence

týdně až měsíčně – dle doporučení výrobce a vlastní zkušenosti se stabilitou daného zařízení

Pomůcky

- průmyslově vyráběný plošný zdroj ^{57}Co o rozměrech zajišťujících pokrytí celého zorného pole detektoru
--- nebo ---
deskový vodní fantom (Obr. 8) o rozměrech zajišťujících pokrytí celého zorného pole detektoru homogenně naplněný roztokem – nejčastěji $^{99\text{m}}\text{Tc}$ – o aktivitě 200–500 MBq (s ohledem na výrobcem deklarovanou nejvyšší přípustnou detekovanou četnost impulsů)
--- nebo ---
bodový zdroj – nejčastěji $^{99\text{m}}\text{Tc}$ – např. kapka v kónusu injekční stříkačky o aktivitě 20–50 MBq (v závislosti na očekávané vzdálenosti od detektoru a s ohledem na výrobcem deklarovanou nejvyšší přípustnou detekovanou četnost impulsů)

Výhodou použití kobaltového zdroje je snadná manipulace a provedení testu a ověření celistvosti kolimátoru. Nevýhodou je zbytková nehomogenita z výroby a v principu neovlivnitelná aktivita. Některé zdroje jsou vyráběny v podobě pružné placky, u níž je nutné použít pevnou podložku pro zamezení ohybu, a tedy ovlivnění geometrické účinnosti. V neposlední řadě energie emitovaného záření gama ^{57}Co (122 keV) neodpovídá přesně energii $^{99\text{m}}\text{Tc}$ (140 keV), které se používá nejčastěji v klinickém provozu.

Výhodou bodového zdroje je možnost přípravy libovolné aktivity libovolného radionuklidu (nejen $^{99\text{m}}\text{Tc}$), možnost dosažení dostatečně homogenního pole a shoda emitované energie s radionuklidy v klinické praxi. Nevýhodou je nutnost odstranění kolimátorů, a tím pádem nemožnost detekovat poškození kolimátoru.

Výhody obou postupů (ověření celistvosti kolimátoru, libovolná aktivita libovolného radionuklidu, ...) kombinuje použití deskového plnitelného fantomu, ovšem za cenu obtížnější manipulace se zdrojem a vyšší radiční zátěže obsluhy.

Preferovanou metodou je kontrola homogenity s bodovým zdrojem $^{99\text{m}}\text{Tc}$. Pokud je k dispozici i plošný zdroj ^{57}Co , je lepší jej vyčlenit pro denní testy. V případě, že se na pracovišti provádějí vyšetření s radionuklidy o výrazně odlišných emitovaných energiích (^{111}In [171 + 245 keV], ^{131}I [364 keV], apod.), je třeba kontrolu homogenity provádět v přiměřených intervalech i pro tyto radionuklidy. Na druhou stranu není potřeba provádět kontrolu a kalibraci pro každý jednotlivý radionuklid – pro blízké energie postačí jedna mapa citlivosti (např. pro ^{123}I [159 keV] se použije mapa pro $^{99\text{m}}\text{Tc}$).

Provedení

Plošný/deskový zdroj se položí na detektor s kolimátorem (v případě dvouhlavé kamery se zdroj položí na jeden z detektorů, zatímco druhý detektor se přiblíží na co nejmenší vzdálenost).

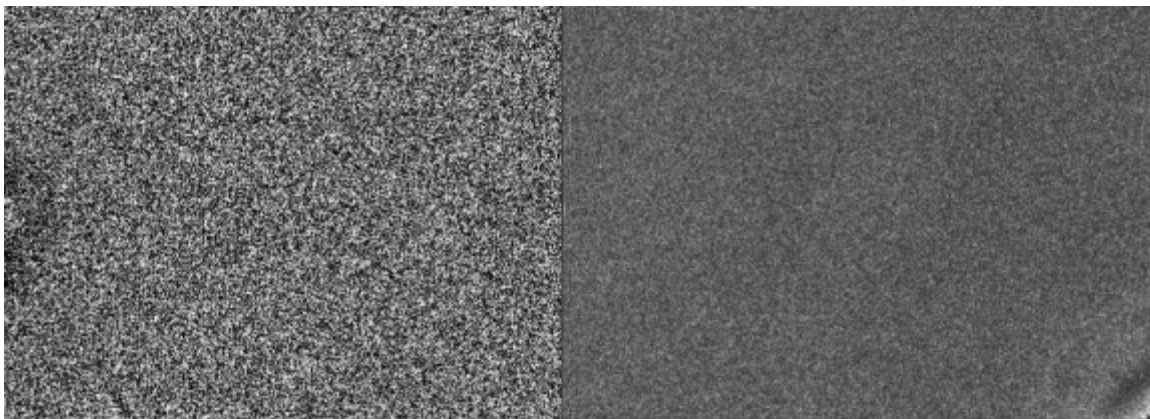
V případě bodového zdroje se nejprve odstraní kolimátory. Bodový zdroj se umístí na osu zorného pole do vzdálenosti alespoň 4–5 průměrů zorného pole (větší vzdálenost zajistí lepší homogenitu dopadajícího záření). Vzdáleností lze také kompenzovat příliš vysokou četnost impulsů.

Provede se statická akvizice (s aplikací všech korekčních map včetně mapy citlivosti) o celkovém nasbíraném počtu alespoň 30×10^6 impulsů. Šířka energetického okna se volí $\pm 10\%$ okolo polohy píku. Pro vizuální hodnocení je třeba dostatečně jemná matice obrazu (512×512 pixelů), zatímco pro kvantifikaci se použije matice 128×128 pixelů (velikost pixelu 4–5 mm) nebo 64×64 pixelů (velikost pixelu 8–10 mm). Kvantifikaci lze provést i na obrazech v jemnějších maticích, pokud je k dispozici možnost následného převzorkování¹¹ do požadovaného rozlišení.

Hodnocení

Homogenita se hodnotí nejprve vizuálně pro přítomnosti různých artefaktů, nejčastěji kruhových – indikujících problém se získáním daného fotonásobiče (viz Obr. 13).

¹¹ v angl. *downsampling*



Obr. 13: Kruhové artefakty jako typické projevy nesprávně nastaveného zisku fotonásobiče. Svou roli zde může sehrát i špatný optický kontakt nebo velké teplotní výkyvy.

Před kvantitativním hodnocením homogenity je třeba nejprve provést prostorové předzpracování obrazu (Obr. 14):

1. pokud je to nutné, převedením matice obrazu do velikosti pixelu 4–5 nebo 8–10 mm
2. ořezáním matice obrazu tak, aby zahrnovala jen zorné pole detektoru, včetně odseparování případných přechodových oblastí na okraji zorného pole
3. ořezáním matice obrazu o další jeden řádek a jeden sloupec pixelů z každé strany

Hodnocení pomocí integrální homogenity H_{int} se provede následujícím postupem:

1. Nalezne se nejvyšší N_{max} a nejnižší N_{min} hodnota pixelu v matici.
2. Vypočítá se integrální homogenita dle vztahu $H_{int} = \frac{N_{max} - N_{min}}{N_{max} + N_{min}} \times 100\%$
3. Integrální homogenita při velikosti pixelu 4–5 mm by neměla překročit 10 % při celkovém počtu 30×10^6 impulsů¹². Při velikosti pixelu 8–10 mm je tolerance 5%.

Hodnocení pomocí diferenciální homogenity H_{dif} se provede následujícím postupem:

1. V matici obrazu se naleznou všechny existující pětice po sobě jdoucích pixelů v horizontální i vertikální orientaci (sousední pětice se liší v poloze o jeden pixel, takže na sebe nenavazují, ale překrývají se), viz Obr. 14.
2. V každé pětici pixelů se nalezne maximální N_{max} a minimální N_{min} hodnota a vypočítá se lokální diferenciální homogenita dle vztahu $H_{dif} = \frac{N_{max} - N_{min}}{N_{max} + N_{min}} \times 100\%$
3. Nejvyšší lokální diferenciální homogenita v horizontální a vertikální orientaci představuje výslednou diferenciální homogenitu H_{dif_x} , resp. H_{dif_y}
4. Diferenciální homogenita při velikosti pixelu 4–5 mm by neměla překročit 10 % při celkovém počtu 30×10^6 impulsů. Při velikosti pixelu 8–10 mm je tolerance 5%.

V praxi se lze často setkat s hodnocením homogenity ve dvou různých oblastech: UFOV (*useful field of view*) a CFOV (*central field of view*). UFOV představuje celé užitečné zorné pole, zatímco CFOV pouze

¹² Toleranci je vhodné patřičně upravit dle nasnímaného počtu impulsů.

jeho výřez o velikosti 75 % UFOV (Obr. 14). Vzhledem k tomu, že homogenita na krajích zorného pole bývá zpravidla o něco horší než v jeho zbytku, toleranční hodnoty pro homogenitu v CFOV jsou o 0,5–1,0 procentní bod přísnější než pro UFOV.



Obr. 14: Schéma kvantitativního hodnocení homogenity. Vlevo originální snímek v matici 512x512 pixelů, uprostřed převzorkování do matice 64x64 pixelů, vpravo po ořezání okrajových částí. Na pravém obrázku jsou zeleně vyznačena maxima a minima pro výpočet integrální homogenity, červeně jsou vyznačeny některé z mnoha pětic pixelů pro určení diferenciální homogenity a žlutě je vyznačena oblast CFOV pro případné omezení výpočtu na centrální pole.

Náprava

V případě nevyhovujících výsledků (vizuálních i kvantitativních) je standardním postupem nápravy kalibrace zisků fotonásobičů s následným vytvořením nové mapy citlivosti.

Mapa citlivosti je v podstatě inverzním obrazem k nehomogenitě zorného pole (Obr. 12). Tvoří se obdobnou akvizicí jako při testu homogenity s tím rozdílem, že se právě korekce citlivosti neaplikuje. Nová mapa se snímá zpravidla na dvojnásobný počet impulsů ve srovnání se samotným testem. Po jejím vytvoření se nová mapa citlivosti aplikuje v opakovaném testu homogenity. Pokud je homogenita vyhovující, nastaví se nová mapa jako výchozí pro klinický provoz. V opačném případě je vhodné celý proces, včetně kalibrace zisků fotonásobičů, zopakovat.

Pokud se ani po re-kalibraci situace nezlepší, je třeba ji řešit s dodavatelem servisních služeb.

I v případě velmi stabilních systémů je vhodné zvážit tvorbu nové mapy citlivosti v pravidelných intervalech (např. čtvrtletně, půlročně).

5.3 Polohová rozlišovací schopnost

Polohové rozlišení je primárním parametrem popisujícím zobrazovací schopnosti gama kamery. Určuje možnosti systému v detekci detailů a schopnosti odlišit od sebe malé struktury. Je limitujícím faktorem pro samotnou detekovatelnost malých lézí. Na polohové rozlišovací schopnosti (planární) závisí i prostorová rozlišovací schopnost (tomografická).

Polohové rozlišení závisí na vzdálenosti zdroje od detektoru – se vzdáleností se zhoršuje. Moderní systémy jsou vybaveny automatickým konturovacím mechanismem zajišťujícím minimální vzdálenost detektoru od snímaného objektu (pacienta), aby bylo dosaženo maximálního polohového rozlišení.

Polohové rozlišení lze hodnotit jak vizuálně, tak i kvantitativně a má smysl jej stanovovat pro každý typ kolimátoru a pro každý radionuklid, nicméně standardně se uvádí pro kolimátor LEHR a ^{99m}Tc .

Vzhledem k tomu, že polohová rozlišovací schopnost závisí na mnoha parametrech (typ kolimátoru, energie detekovaných fotonů, šířka energetického okna, vzdálenost od detektoru, matice obrazu, ...) není možné stanovit jediné „správné“ parametry, při kterých by se měla hodnotit. Vždy je třeba vzít v úvahu účel hodnocení, tj. zda je snahou dosáhnout co nejlepších výsledků, porovnat výsledky s jinými systémy standardizovaným způsobem nebo zhodnotit kvalitu obrazu v rutinním klinickém provozu.

5.3.1 Vizualní test

Cíl

Určení vizuální pozorovatelnosti hustoty čárových zdrojů pomocí dedikovaného bar-fantomu.

Frekvence

ročně

Pomůcky

- bar-fantom
- průmyslově vyráběný plošný zdroj ^{57}Co

--- nebo ---

deskový vodní fantom homogenně naplněný roztokem radionuklidu (nejčastěji $^{99\text{m}}\text{Tc}$) o aktivitě 200–500 MBq (s ohledem na výrobcem deklarovanou nejvyšší přípustnou detekovanou četnost impulsů)¹³

Provedení

Pro vizuální hodnocení se používá tzv. bar-fantom – např. pevná deska rozdělená na čtyři kvadranty, v každém kvadrantu se nachází různá hustota olovených pásků a odpovídajících mezer mezi nimi. Fantom se umístí přímo na detektor a na něj se položí plošný zdroj / deskový fantom. Tím vzniknou v obraze čtyři oblasti s různou hustotou čárových zdrojů. Provede se statická akvizice o celkovém počtu alespoň 4×10^6 impulsů.

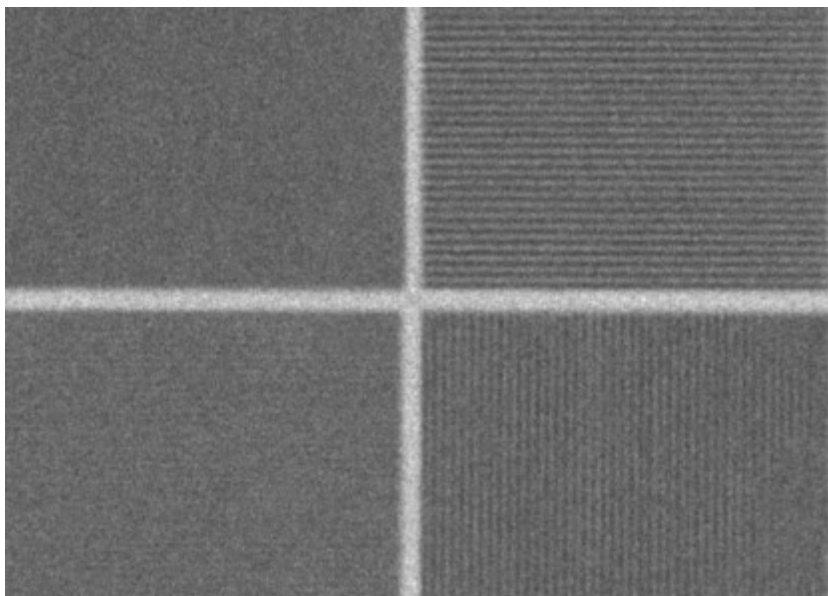
Tento test se provádí standardně s nízkoenergetickými kolimátory. Při použití kolimátorů pro vyšší energie (např. MEGP pro ^{111}In nebo HEGP pro ^{131}I) může dojít k tzv. *moiré* efektu díky podobné prostorové frekvenci otvorů kolimátoru a mezer bar fantomu.

Nejlepších výsledků lze dosáhnout s dostatečně jemnou maticí obrazu (512×512 pixelů), nicméně z praktických důvodů je účelné provádět test i s maticemi používanými v klinickém provozu (256×256, popř. 128×128 pixelů).

Hodnocení

Na snímku bar-fantomu (Obr. 15) se určí, která nejjemnější oblast čar je ještě vizuálně pozorovatelná. Vždy by měly být rozlišitelné alespoň dvě nejhrubší oblasti (šířky pásků 3 a 4 mm), u moderních systémů i druhá nejjemnější oblast (šířka pásku 2,5 mm). Z šířky oloveného pásku, resp. mezery lze odhadnout FWHM jako 1,75-násobek této hodnoty. Všechny struktury by měly být na obraze rovné.

¹³ Na rozdíl od měření homogenity není nezbytně nutné, aby plošný zdroj / deskový fantom pokrýval celé zorné pole detektoru. Ale pokud rozměry zdroje přesahují rozměry bar-fantomu, je potřeba zbylou plochu dostínit např. oloveným plechem o tloušťce 2 mm.



Obr. 15: Snímek bar-fantomu pro stanovení polohové rozlišovací schopnosti. Vizuálně je jednoznačně pozorovatelná struktura čar pouze ve dvou ze čtyř kvadrantů, hraničně ve třetím z nich.

Náprava

Vizuální pozorovatelnost čar bar-fantomu má především informativní charakter. Při nevyhovujícím výsledku se doporučuje zkontrolovat, zda byl test proveden za stejných podmínek jako při referenčním měření (velikost matice, vzdálenost fantomu od detektoru, celkový počet nasnímaných impulsů) a následně test zopakovat s vyšším počtem nasnímaných impulsů. Pokud dochází k prokazatelnému zhoršení kvality obrazu oproti předchozím testům, je třeba kontaktovat dodavatele servisních služeb.

5.3.2 Kvantitativní test

Cíl

Cílem stanovení číselné hodnoty polohové rozlišovací schopnosti je ověřit údaj deklarovaný výrobcem a ujistit se o dlouhodobé stabilitě tohoto parametru.

Frekvence

ročně

Pomůcky

- tenká kapilára o vnitřním průměru max. 1 mm
- roztok radionuklidu (nejčastěji ^{99m}Tc)
- volitelně ---
- držák kapiláry zajišťující definovanou vzdálenost od detektoru

Provedení

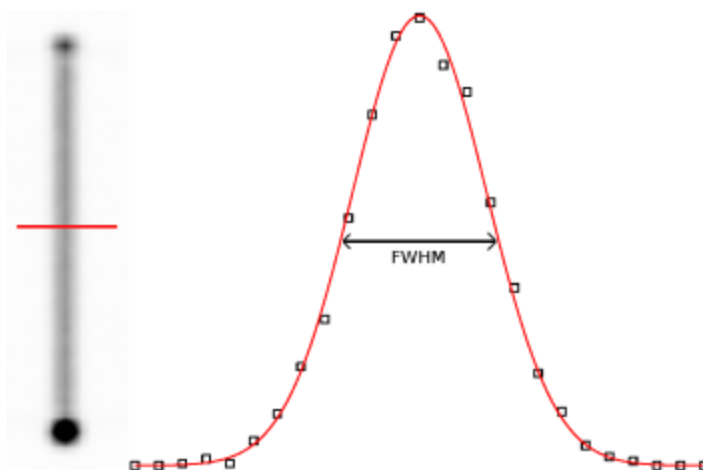
Kapilára se naplní roztokem radionuklidu a umístí se pomocí držáku do definované vzdálenosti od detektoru, popř. se položí přímo na detektor. Proveďte se statická akvizice zajišťující v maximu profilu alespoň 10 000 impulsů. Nicméně zde, na rozdíl od vizuálního testu, nemá počet impulsů až takový vliv na výsledek (pokud se nejedná o extrémně nízké hodnoty).

Na rozdíl od vizuálního testu je možné v tomto případě měřit polohové rozlišení pro jakýkoliv kolimátor a vzdálenost od detektoru. Matice obrazu se stejně jako u vizuálního testu volí s ohledem na účel měření.

Hodnocení

Na snímku kapiláry se vede kolmý profil skrze nejlépe zobrazenou část¹⁴. Profil se proloží Gaussovskou funkcí (Obr. 16), v níž se určí parametr σ a z něj se vypočítá $FWHM = 2,35 \times \sigma$. Alternativně je možné FWHM odhadnout jako rozdíl v poloze dvou bodů získaných tak, že se protne vodorovná přímka indikující polovinu maximální hodnoty s odpovídajícími spojnicemi bodů profilu.

Polohová rozlišovací schopnost se vždy udává spolu se vzdáleností zdroje od detektoru.



Obr. 16: Kvantitativní hodnocení polohové rozlišovací schopnosti pomocí profilu vedeného kolmo na obraz čárového zdroje.

Naměřená hodnota polohové rozlišovací schopnosti by neměla být vyšší než hodnota udaná výrobcem o více než 10 %, neměla by být také vyšší o více než 5 % oproti referenčním hodnotám z předchozích měření.

Náprava

Polohová rozlišovací schopnost má především informativní charakter. Její hodnota slouží pro ověření výrobcem deklarovaných parametrů a pro srovnání jednotlivých systémů mezi sebou. V případě nevyhovujícího výsledku je třeba se nejprve ujistit, že byla měřena za identických podmínek jako

¹⁴ Pro potlačení statistických fluktuací a vlivu kolimátoru je vhodné profil vytvořit sumací z 3–5 navazujících řezů.

referenční hodnota, a poté zopakovat test. Pokud je výsledek stále výrazně horší oproti očekávání, je třeba situaci řešit s dodavatelem servisních služeb.

5.4 Citlivost detektoru

Cíl

Citlivost detektoru je základní parametr určující výsledný počet nasnímaných impulsů (při dané délce akvizice), a tedy výslednou míru šumu v obraze. Hodnotu citlivosti lze použít také pro odhad skutečné aktivity v zorném poli detektoru.

Cílem stanovení citlivosti je ověřit hodnotu deklarovanou výrobcem, ujistit se o dlouhodobé stabilitě tohoto parametru a také tím získat kalibrační koeficient pro odhad aktivity v zorném poli. Citlivost bude různá pro různé kolimátory a použité radionuklidy, závisí také na šířce energetického okna a částečně na vzdálenosti zdroje od detektoru.

Frekvence

ročně

Pomůcky

- Petriho miska o průměru alespoň 10 cm
- roztok radionuklidu (nejčastěji ^{99m}Tc) o známé aktivitě (s ohledem na výrobcem deklarovanou nejvyšší přípustnou detekovanou četnost impulsů)
- držák Petriho misky zajišťující definovanou vzdálenost od detektoru – např. na okrajích podepřená plastová destička, apod.

Provedení

Petriho miska se naplní roztokem radionuklidu o aktivitě desítek MBq v tenké vrstvě nepřevyšující 3 mm. Je vhodné předem zjistit správný objem roztoku, aby bylo možné jej po změření aktivity celý aplikovat do misky. Miska se pomocí držáku umístí do středu zorného pole do vzdálenosti 10 cm od čela detektoru. V nouzi je možné misku položit přímo na detektor, ale toto není vhodná konfigurace pro kalibraci.

Provede se statická akvizice v délce 60 s. Může být i delší za účelem vyšší přesnosti výsledku, ale ne tak dlouhá, aby se během ní výrazně projevil úbytek aktivity. Pro účely kalibrace by měla délka akvizice odpovídat klinické praxi, jelikož díky radioaktivní přeměně není celkový počet nasnímaných impulsů úměrný době snímání.

Před nebo po akvizici Petriho misky se provede stejně dlouhá akvizice pozadí.

Hodnocení

Citlivost C [$\text{imp}\cdot\text{s}^{-1}\cdot\text{MBq}^{-1}$] se vypočítá jako podíl naměřeného počtu impulsů I [imp] korigovaného na pozadí I_b [imp], doby snímání t [s] a aktivity A [MBq] roztoku v okamžiku zahájení akvizice:

$$C = \frac{I - I_b}{t \cdot A}$$

Naměřená hodnota citlivosti by neměla být nižší než hodnota udaná výrobcem o více než 10 %. Neměla by být také horší o více než 5 % oproti referenčním hodnotám z předchozích měření.

Náprava

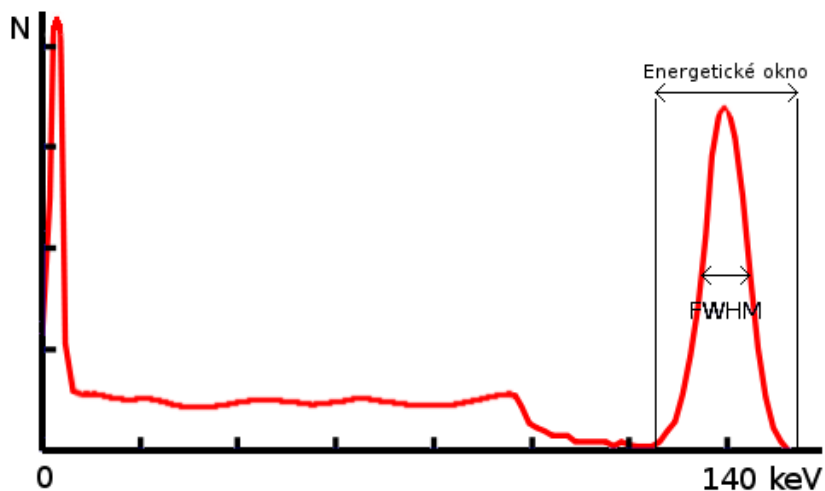
Samotná hodnota citlivosti má především informativní charakter. V případě nevyhovujícího výsledku je třeba se nejprve ujistit, že byla měřena za identických podmínek jako referenční hodnota a poté zopakovat test. Pokud je výsledek stále výrazně horší oproti očekávání, je třeba situaci řešit s dodavatelem servisních služeb.

5.5 Energetická rozlišovací schopnost

Cíl

Obrazová akvizice gama kamery probíhá v tzv. široko-kanálovém režimu, tj. s nastavením energetického okna na pík úplné absorpce sledovaného radionuklidu. Energetická rozlišovací schopnost scintilačního detektoru (jakožto nejrozšířenějšího typu detektoru pro gama kamery) vyžaduje nastavení relativně širokého energetického okna (Obr. 17), což nevyhnutelně způsobuje určité zastoupení rozptýlených událostí v nasnímaných impulsích.

Přestože použití širšího energetického okna zvyšuje citlivost snímání, vyšší podíl rozptýlených fotonů má za následek horší polohovou rozlišovací schopnost, a proto je vždy snahou nastavit energetické okno zajišťující kompromis mezi polohovým rozlišením a citlivostí. Energetická rozlišovací schopnost dále určuje míru odlišitelnosti jednotlivých energií detekovaných fotonů v případě snímání více radionuklidů současně (např. ^{99m}Tc + ^{123}I) nebo při použití radionuklidu s více energetickými čárami (^{111}In : 171 + 245 keV).



Obr. 17: Typické energetické spektrum ^{99m}Tc u gama kamery se scintilačním detektorem. Energetické okno se nastavuje zpravidla na $140 \text{ keV} \pm 10 \%$.

Cílem je analýza energetického spektra a stanovení šířky v polovině výšky (FWHM) píku úplné absorpce. Energetická rozlišovací schopnost se u gama kamer standardně udává pro ^{99m}Tc , ale bude jiná pro různé radionuklidy.

Frekvence

ročně

Pomůcky

- vzorek radionuklidu (nejčastěji ^{99m}Tc) o přiměřené aktivitě (s ohledem na výrobcem deklarovanou nejvyšší přípustnou detekovanou četnost impulsů)

Provedení

Nasnímá se statická akvizice zdroje v délce zajišťující dostatečně kvalitní vykreslení energetického spektra. Pokud to systém umožňuje, vyexportuje se křivka spektra v číselném formátu umožňující další zpracování.

Hodnocení

Část křivky odpovídající píku úplné absorpce se proloží Gaussovskou funkcí (podobně jako na Obr. 16), v níž se určí parametr σ a z něj se vypočítá $\text{FWHM} = 2,35 \times \sigma$. Alternativně je možné FWHM odhadnout jako rozdíl v poloze dvou bodů získaných tak, že se protne vodorovná přímka indikující polovinu maximální hodnoty s odpovídajícími spojnicemi bodů křivky.

Pokud systém neumožňuje export spektra, provede se hodnocení pomocí aplikace integrované v ovládacím softwaru.

Náprava

Energetická rozlišovací schopnost má především informativní charakter. Její hodnota slouží pro ověření výrobcem deklarovaných parametrů a pro srovnání jednotlivých systémů mezi sebou. V případě nevyhovujícího výsledku je třeba situaci řešit s dodavatelem servisních služeb.

5.6 Linearita odezvy na aktivitu

Cíl

S rostoucí aktivitou v zorném poli roste měřená četnost impulsů lineárně jen do určité úrovně, nad níž dochází k čím dál silnějšímu podhodnocení odezvy. Důvodem je omezená časová rozlišovací schopnost systému způsobující sloučení dvou a více impulsů přicházejících v krátkém časovém intervalu po sobě. Časová rozlišovací schopnost je mimo jiné ovlivněna mrtvou dobou.

Při vysokých četnostech dochází také k deformaci a posunu spektra, což může mít vliv na kvalitu obrazu. Každý výrobce uvádí maximální četnost impulsů v zorném poli, která by se neměla překračovat.

Cílem je stanovení maximální měřené četnosti impulsů, při které je ještě odezva systému lineární a ověřit tímto hodnotu uváděnou výrobcem.

Frekvence

ročně

Pomůcky

- vzorek radionuklidu (nejčastěji ^{99m}Tc) o dostatečně vysoké aktivitě zaručující mírné přehlcení detekční soustavy (např. dvojnásobek maximální četnosti udávané výrobcem)

Provedení

V pravidelných intervalech za stejných podmínek se nasnímá statický obraz zdroje. Frekvence měření by měla být cca jednou za dvě hodiny. Rozsah měření (24–36 h) musí pokrýt významnou část lineární oblasti křivky.

Hodnocení

Zpracování a hodnocení dat je obdobné jako v případě studnových ionizačních komor nebo spektrometrů (Obr. 1 a Obr. 6). Celkový počet impulsů z jednotlivých snímků se vynese v (semi)logaritmickém měřítku jako závislost na čase, resp. očekávaném počtu impulsů. Lineární část křivky se proloží přímkou a naleznou se bod, ve kterém se křivka začíná odchylovat od lineární závislosti.

Hodnota maximální četnosti impulsů zajišťující ještě lineární odezvu systému by neměla být nižší než výrobcem stanovená mez o více než 20 %. V každém případě je třeba nižší z obou hodnot považovat za limit četnosti, který je třeba dodržovat jak v klinickém, tak i ve fyzikálním režimu.

Náprava

V případě, že je maximální četnost impulsů zajišťující ještě lineární odezvu systému výrazně nižší než výrobcem deklarovaná hodnota, je třeba situaci řešit s dodavatelem servisních služeb.

5.7 Více-okénková prostorová registrace

Více-okénková detekce se využívá jednak pro současnou detekci více radiofarmak (např. perfuzně-ventilační scintigrafie plic $^{99m}\text{Tc-MAA}$ + ^{81m}Kr , subtrakční scintigrafie přístřítých tělísek $^{99m}\text{Tc-MIBI}$ vs. ^{123}I) a jednak pro vyšší výtěžnost akvizice pomocí zářičů emitujících více energetických čar (např. ^{111}In nebo ^{67}Ga).

Polohová odezva detektoru se může lišit pro různé energie detekovaných fotonů, což způsobí vzájemnou mis-registraci obrazů distribuce více radiofarmak nebo rozmazání obrazu po superpozici jednotlivých energetických oken.

5.7.1 Vizualní test

Cíl

Vizuální hodnocení degradace obrazu (zejm. polohového rozlišení) více-energetického zářiče po superpozici snímků z jednotlivých energetických oken.

Frekvence

ročně

Pomůcky

- bar-fantom
- deskový vodní fantom (Obr. 8) homogenně naplněný roztokem posuzovaného radionuklidu o aktivitě 200–500 MBq (s ohledem na výrobcem deklarovanou nejvyšší přípustnou detekovanou četnost impulsů)

Provedení

Bar-fantom se umístí přímo na detektor s kolimátorem a na něj se položí deskový vodní fantom. Energetická okna akvizice se nastaví na středy píků úplné absorpce jednotlivých energetických čar $\pm 10\%$. Pokud se okna překrývají, zmenší se na překrývající se straně jejich šířka s tím, že výsledná asymetrie není na závadu (např. $[-10\%, +5\%]$ a $[-5\%, +10\%]$). Použije se dostatečně jemná matice obrazu (512×512 pixelů). Provede se statická akvizice o celkovém počtu alespoň 4×10^6 impulsů v každém energetickém okně.

Hodnocení

Obrazy z jednotlivých energetických oken se sumují do jednoho. Na výsledném obraze se vizuálně hodnotí, zda došlo k pozorovatelné degradaci polohového rozlišení. Výsledný obraz by měl mít kromě nižší míry šumu stejné polohové rozlišení jako jednotlivé složky, jinak je sumace více oken kontraproduktivní.

Náprava

V případě viditelného zhoršení polohové rozlišovací schopnosti po sumaci více energetických oken je třeba kontaktovat dodavatele servisních služeb za účelem kalibrace polohové informace detektoru.

5.7.2 Kvantitativní test

Cíl

Určení polohové mis-registrace obrazu dvou různých, současně snímaných radionuklidů, případně různých energetických oken více-energetického zářiče.

Frekvence

ročně

Pomůcky

- bodový zdroj (např. kapka v kónusu injekční stříkačky) vyvážené směsi posuzovaných radionuklidů o přiměřené aktivitě (s ohledem na výrobcem deklarovanou nejvyšší přípustnou detekovanou četnost impulsů)

Provedení

Bodový zdroj se položí přímo na detektor s kolimátorem. Energetická okna akvizice se nastaví na středy píků úplné absorpce jednotlivých radionuklidů $\pm 10\%$. Pokud se okna překrývají, zmenší se na překrývající se straně jejich šířka s tím, že výsledná asymetrie není na závadu (např. $[-10\%, +5\%]$ a $[-5\%, +10\%]$). Použije se dostatečně jemná matice obrazu (512×512 pixelů). Provede se statická akvizice zajišťující v maximu alespoň 10 000 impulsů pro každé energetické okno.

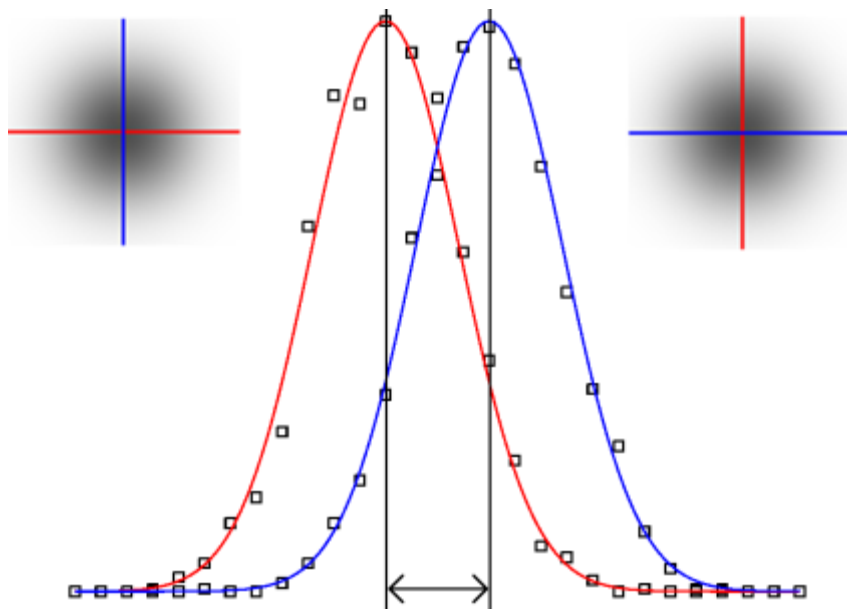
Hodnocení

V obou obrazech se vedou kolmé profily (axiální a transaxiální) skrze střed bodového zdroje (Obr. 18). Profily se proloží Gaussovskou funkcí, z níž se určí poloha středu/vrcholu profilu. Rozdíl poloh středů profilů v obou obrazech pro axiální, resp. transaxiální směr je hledaná hodnota polohové mis-registrace.

Mis-registrace v obou směrech by neměla přesáhnout 2 mm.

Náprava

V případě nevyhovujícího výsledku je třeba kontaktovat dodavatele servisních služeb za účelem kalibrace polohové informace detektoru.



Obr. 18: Schéma určení polohové mis-registrace. Nahoře je znázorněno vedení kolmých profilů skrze střed bodového zdroje na obrazech ze dvou energetických oken. Křivky představují odpovídající profily pro daný směr (axiální nebo transaxiální).

5.8 Měřítka zobrazení

Cíl

Měřítka zobrazení neboli fyzická velikost pixelu v mm je údaj potřebný k určování vzdáleností a ploch v planárním obraze, případně objemů v tomografickém obraze. Velikost pixelu závisí na matici obrazu a použitém zvětšení (*zoomu*) a je obecně známá (výrobce deklarovaná).

Cílem je stanovení skutečné velikosti pixelu a ověření hodnoty udávané výrobcem.

Frekvence

ročně

Pomůcky

- dvě tenké kapiláry o vnitřním průměru max. 1 mm
- držák kapilár zajišťující vzájemnou rovnoběžnou polohu v definované vzdálenosti (cca 10 cm)
- roztok radionuklidu (nejčastěji ^{99m}Tc)

Provedení

Kapiláry se naplní roztokem radionuklidu a pomocí držáku se umístí přímo na detektor s kolimátorem. Proveďte se statická akvizice ve zvolené matici obrazu se *zoomem* = 1 zajišťující v maximu profilu alespoň 10 000 impulsů.

Hodnocení

V jednom řádku matice obrazu se vedou profily skrze obě kapiláry, které se následně proloží Gaussovskou funkcí (analogicky jako na Obr. 16), z níž se určí polohy středů/vrcholů obou profilů. Velikost pixelu se získá tak, že se skutečná fyzická vzdálenost kapilár v mm podělí vzdáleností středů obou profilů v pixelech.

Alternativně je možno použít dva bodové zdroje v přesně definované vzdálenosti a pro hodnocení použít postup analogický v kapitole 5.7.2, resp. na Obr. 18.

Náprava

Velikost pixelu má pouze informativní charakter. Pokud se významně liší od výrobcem udávané hodnoty a pracovní stanice umožňuje uživatelsky tuto hodnotu zadat pro účely metricky obrazu (měření délek a ploch v obraze) nebo rekonstrukce tomografických dat, je účelné ji takto použít (s ověřením, že nedochází k nežádoucím chybám nebo artefaktům obrazu).

6 SPECT kamery v tomografickém režimu

Kontrola kvality SPECT kamer v tomografickém režimu zahrnuje všechny testy a kalibrace jako pro planární režim a navíc položky uvedené v této kapitole. Nejdůležitější rutinní procedury kontroly kvality SPECT kamer jsou v zásadě test planární homogenity (kapitola 5.2) a test centra rotace (kapitola 6.1). Ostatní procedury patří spíše do méně častých informativních testů nebo kalibrací prováděných při zvláštních příležitostech.

Kvalitativní i kvantitativní výsledky SPECT zobrazení závisí na mnoha stupních volnosti. Nejdůležitější parametry ovlivňující prostorovou rozlišovací schopnost, kontrast a šum v obraze jsou:

- volba kolimátoru
- poloměr rotace
- počet projekcí a čas snímání jedné projekce
- matice obrazu
- rekonstrukce obrazu (FBP vs. OSEM, počet iterací/subsetů, typ a síla filtru)
- korekce při rekonstrukci obrazu
 - korekce zeslabení (AC)
 - korekce rozptylu (SC)
 - modelování vlivu kolimátoru (RR/PSF rekonstrukce)
- snímání radionuklid (energetické okno, případně kombinace více oken)

Při testování je možné si zvolit buď standardní (pevné) akviziční a rekonstrukční parametry nebo nastavení poskytující nejlepší možné výsledky. První volba je vhodná pro dlouhodobé sledování trendů nebo pro srovnání výsledků např. s přejímacími testy. Druhá možnost slouží pro ověření, zda systém splňuje výrobcem deklarované parametry nebo pro srovnání přístrojů mezi sebou. Je prakticky nemožné stanovit pro jednotlivé testy „správné“ akviziční a rekonstrukční parametry. U většiny testů je možné nebo dokonce i vhodné přizpůsobit si doporučené parametry aktuální situaci a záměru testu.

6.1 Centrum rotace

Cíl

Cílem testu centra rotace je zjistit odchylku středu tomografického obrazu od fyzického středu rotace detektorů. Chyba může být způsobena zejména nepřesným nasměrováním os detektorů do středu rotace v jednotlivých úhlech polohy *gantry* a má vliv na kvalitu rekonstrukce obrazu.

Frekvence

měsíčně

Pomůcky

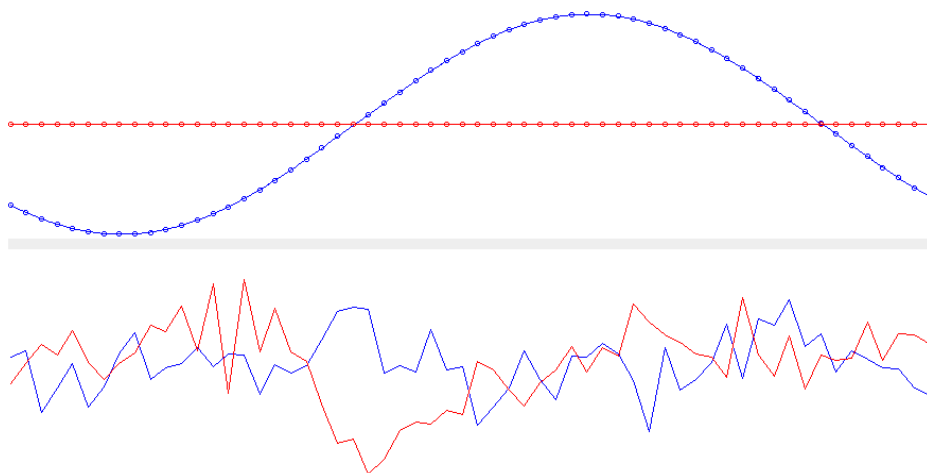
- bodový zdroj – nejčastěji ^{99m}Tc – např. kapka v kónusu injekční stříkačky o aktivitě 20–50 MBq
- držák bodového zdroje

Provedení

Bodový zdroj se pomocí držáku umístí do zorného pole kamery do vzdálenosti 10 cm od osy rotace a 2 cm axiálně od středu detektoru. Nasnímá se standardní SPECT akvizice v rozsahu 360°, 120/128 projekcí, čas na projekci se přizpůsobí aktivitě zdroje tak, aby projekce obsahovala alespoň 10 000 impulsů. Test se provádí zvlášť pro jednotlivé kolimátory.

Hodnocení

V jednotlivých projekcích se nalezne těžiště (X, Y) bodového zdroje. Transaxiální souřadnice těžiště v jednotlivých projekcích se jakožto funkce úhlu rotace proloží sinusoidální funkcí (Obr. 19). Axiální souřadnice těžiště v jednotlivých projekcích se jakožto funkce úhlu rotace proloží konstantní funkcí. Maximální odchylka polohy těžiště od prokladu by neměla přesáhnout polovinu velikosti pixelu.



Obr. 19: Nahoře: závislost souřadnic těžiště bodového zdroje na úhlu projekce. (červená = axiální souřadnice, modrá = transaxiální souřadnice). Dole: průběh odchylek od prokladu.

Náprava

Výrobce zpravidla nabízí uživatelsky dostupný protokol/nástroj pro kalibraci centra rotace. Pokud ani re-kalibrace nezajistí vyhovující výsledky, je třeba se obrátit na poskytovatele servisních služeb.

6.2 Prostorová rozlišovací schopnost

Cíl

Prostorové rozlišení je klíčovou vlastností každého zobrazovacího přístroje, má vliv na vizuální hodnotitelnost obrazu a detekovatelnost malých lézí. Prostorové rozlišení silně závisí na parametrech rekonstrukce obrazu a použitých optimalizačních technologiích (např. RR). Prostorové rozlišení závisí také na vzdálenosti od detektoru – s rostoucí vzdáleností se zhoršuje, a proto je třeba jej hodnotit při daném poloměru rotace.

Frekvence

ročně

Pomůcky

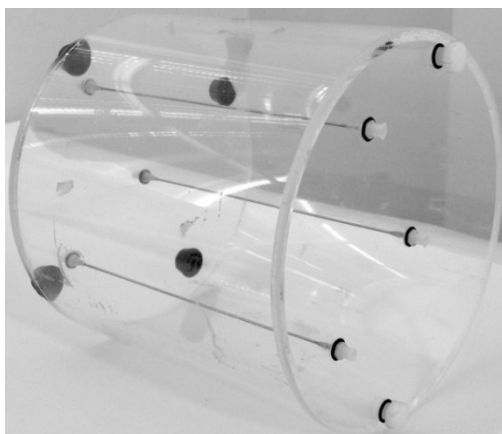
- roztok radionuklidu (nejčastěji ^{99m}Tc)
- skleněná nebo kovová kapilára o vnitřním průměru max. 1 mm
--- nebo ---

NEMA fantom se třemi kapilárami pro měření prostorové rozlišovací schopnosti (Obr. 20)

Provedení

Kapilára(y) se naplní roztokem radionuklidu, pro který se prostorové rozlišení bude hodnotit¹⁵.

Kapilára se umístí vždy rovnoběžně s osou *gantry*, a to postupně na osu *gantry* a horizontálně a vertikálně posunutá do vzdálenosti 7,5 cm. V případě NEMA fantomu se fantom umístí do středu zorného pole tak, aby osa fantomu souhlasila s osou *gantry*.



Obr. 20: NEMA fantom pro měření prostorové rozlišovací schopnosti.

Provede se standardní akvizice SPECT za podmínek, pro které se rozlišovací schopnost bude hodnotit (klíčový parametr je poloměr rotace detektorů). Provede se rekonstrukce obrazu za podmínek, pro které se rozlišovací schopnost bude hodnotit (zejména typ a síla filtru, popř. počet iterací/subsetů OSEM metody).

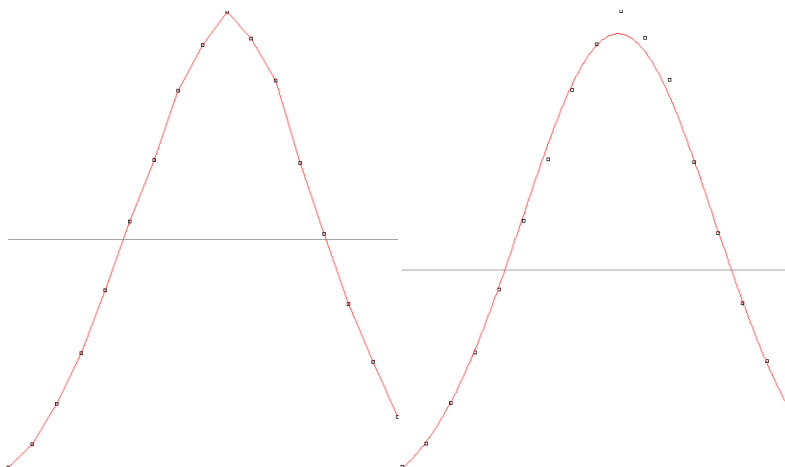
Hodnocení

Na zrekonstruovaných transaxiálních řezech se volí profil (řádek nebo sloupec pixelů) procházející středem obrazu kapiláry¹⁶. Průběh hodnot profilu by měl mít přibližně tvar Gaussovy křivky. Jednou z několika možností kvantifikace se určí šířka profilu v polovině maxima (FWHM):

- Určí se polovina z maxima profilu a interpolací se naleznou dvě krajní polohy, kdy profil prochází touto hodnotou. Vzdálenost těchto dvou krajních poloh je FWHM (Obr. 21 vlevo).
- Profil se proloží (např. metodou nejmenších čtverců) Gaussovskou funkcí a z parametrů prokladu se vypočítá FWHM dle rovnice $\text{FWHM} = 2.35 \times \sigma$ (Obr. 21 vpravo).

¹⁵ Prostorové rozlišení závisí na použitém radionuklidu, jelikož je ovlivněno energií emitovaného záření gama.

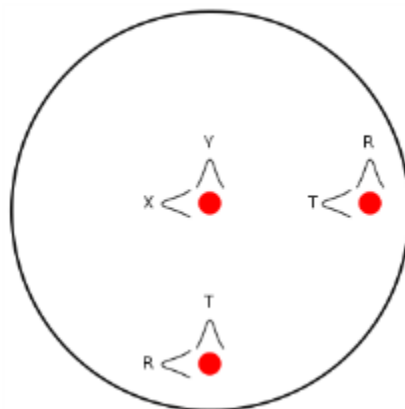
¹⁶ Pro potlačení statistických fluktuací a vlivu kolimátoru je vhodné profil vytvořit sumací z 3–5 navazujících řezů.



Obr. 21: Určení FWHM pomocí lineární interpolace (vlevo) a pomocí Gaussovského prokladu (vpravo). Vodorovná čára značí polovinu výšky a vzdálenost jejich průsečíků s profilem resp. prokladem je FWHM.

Kvantifikace se provádí ve dvou kolmých směrech pro všechny tři polohy kapilár. Výsledkem je tedy šest profilů a odpovídajících číselných hodnot: horizontální (X) a vertikální (Y) profil pro střed, radiální (R) a tangenciální (T) profily pro krajní polohy (Obr. 22).

Naměřené hodnoty by neměly být horší než výrobcem deklarované hodnoty o více než 10 %.



Obr. 22: Schéma hodnocení prostorové rozlišovací schopnosti pomocí dvou kolmých profilů ve třech místech zorného pole.

Náprava

Měření prostorového rozlišení má především informativní charakter. V případě nevyhovujících výsledků je třeba zvážit možnost snížení poloměru rotace a/nebo revidovat nastavení rekonstrukčních parametrů. Prostorové rozlišení se zlepšuje se stupněm konvergence (počet iterací a subsetů při OSEM metodě), snížením síly filtru a s použitím pokročilých technologií rekonstrukce obrazu (RR). Je třeba mít na paměti, že snaha o lepší rozlišení zpravidla způsobí zvýšení šumu a zhoršení homogenity obrazu.

Pokud se prostorové rozlišení dlouhodobě mění k horšímu (např. na základě srovnání s hodnotami z přejímacích testů), je třeba situaci řešit s dodavatelem servisních služeb.

6.3 Tomografická homogenita

Cíl

Homogenita rekonstruovaného obrazu je mírou odezvy systému na homogenní distribuci aktivity. Zjišťuje se jak v transaxiálním, tak i v axiálním pohledu.

Frekvence

ročně

Pomůcky

- cylindrický vodní fantom (např. Jaszczakův fantom po vyjmutí vnitřních struktur) homogenně naplněný roztokem radionuklidu, pro který se bude test provádět (nejčastěji ^{99m}Tc) o aktivitě cca 700 MBq

Provedení

Fantom se umístí do středu zorného pole tak, aby osa fantomu souhlasila s osou *gantry*. Proveďte se standardní klinická akvizice o 60–120 projekcích. Čas na projekci se volí tak, aby celkový počet nasnímaných impulsů v projekci byl alespoň 500 000. Matice obrazu se volí tak, aby velikost pixelu byla přibližně 5×5 mm, tj. typicky matice 128×128 pixelů, popř. s příslušnou úpravou *zoomu*. Následně se provede rekonstrukce obrazu dle standardních klinických parametrů s korekcí na zeslabení (dle Changovy metody nebo pomocí CT).

Hodnocení

Na zvoleném transaxiálním řezu se vybere čtvercová oblast zájmu tak, aby byla co největší, ale zároveň nezasahovala do okrajových částí fantomu (Obr. 23). V oblasti zájmu se nalezne pixel s nejvyšší a nejnižší hodnotou. Výsledná homogenita se vypočítá jako:

$$H = \frac{I_{max} - I_{min}}{I_{max} + I_{min}} \times 100\%$$

kde H je homogenita a I_{max} a I_{min} je nejvyšší resp. nejnižší hodnota v oblasti zájmu. Takto definovaná homogenita by neměla překročit 20 %.

Uvedený postup by se měl aplikovat na centrální řez a několik dalších namátkou vybraných řezů v homogenní části fantomu.

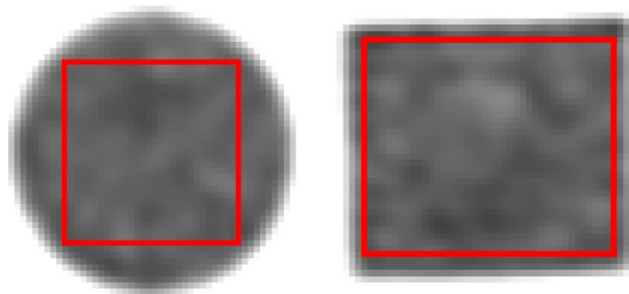
Kromě hodnocení transaxiálních řezů je možné tímto postupem analyzovat i homogenitu v koronálních a sagitálních rovinách.

Náprava

Pomineme-li možné nehomogenity ve fantomu díky nedostatečnému rozmíchání radionuklidu, špatná tomografická homogenita může být jednak důsledkem nedostatečné planární homogenity a/nebo nestabilního centra rotace (zejména v přítomnosti vizuálních artefaktů v tomografickém obraze) a jednak důsledkem nevhodně nastavené rekonstrukce obrazu.

V případě vizuálních artefaktů je prvním krokem nápravy tomografické homogenity kontrola planární homogenity (kapitola 5.2) a případně následná kalibrace mapy citlivosti. Dále je třeba zkontrolovat a případně překalibrovat centrum rotace (kapitola 6.1).

Pokud je obraz vizuálně v pořádku a homogenita nespĺňuje toleranci pouze kvantitativně, je potřeba zrevidovat nastavení rekonstrukce obrazu: obecně typ a sílu filtru a případně počet iterací/subsetů v rámci OSEM metody. Zde je ovšem potřeba mít na paměti, že jakékoliv zlepšení homogenity (neboli potlačení šumu) bude mít za následek zhoršení prostorového rozlišení a zesílení vlivu efektu částečného objemu, a tedy bude mít vliv na následnou kvantifikaci. Proto je třeba jakékoli zásahy do rekonstrukce obrazu důkladně konzultovat s klinikou.



Obr. 23: Vymezení oblastí zájmu pro výpočet homogenity na transaxiálním (vlevo) a kolmém (vpravo) řezu homogenního válcového fantomu.

6.4 Komplexní kontrola kvality obrazu

Cíl

Komplexní kontrolou kvality obrazu se rozumí vizuální posouzení homogenity, prostorového rozlišení a kontrastu pomocí dedikovaného Jaszczakova fantomu.

Frekvence

ročně

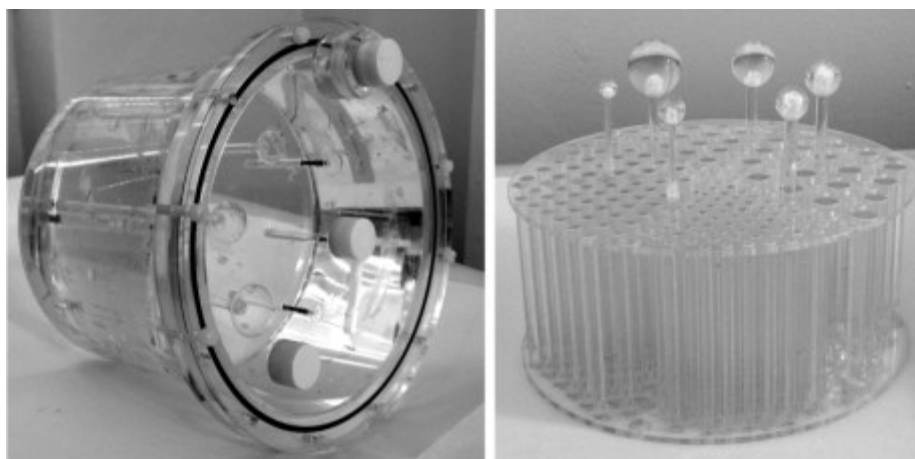
Pomůcky

- Jaszczakův fantom (Obr. 24) homogenně naplněný roztokem radionuklidu, pro který se bude test provádět (nejčastěji ^{99m}Tc) o aktivitě cca 700 MBq

Provedení

Postačuje standardní konfigurace fantomu s plnými koulemi simulujícími „studené“ léze. Lze použít i plnitelné duté koule – simulující „horké“ léze, které se naplní radioaktivním roztokem o objemové aktivitě větší, než je aktivita pozadí. Provede se standardní akvizice SPECT za podmínek, pro které se bude kvalita obrazu hodnotit (především počet projekcí, matice obrazu, volba kolimátoru). Počet impulsů v projekci by měl být alespoň 500 000. Pro nejlepší výsledky je třeba použít co nejmenší poloměr rotace.

Provede se rekonstrukce obrazu za podmínek, pro které se kvalita obrazu bude hodnotit (FBP vs. OSEM, síla filtru, AC, SC, RR, atd.).

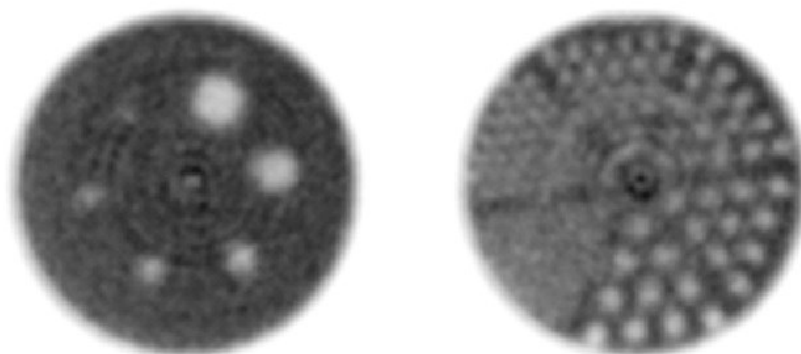


Obr. 24: Jaszczakův fantom

Hodnocení

Jaszczakův fantom se skládá ze dvou oblastí pro hodnocení. Jedna polovina fantomu obsahuje šestidílný bar-fantom z plných tyčinek sloužící pro vizuální hodnocení prostorové rozlišovací schopnosti. Ve druhé polovině jsou umístěny koule sloužící pro vizuální hodnocení pozorovatelnosti kontrastu. Mimo to je možné hodnotit homogenitu v oblasti mezi víkem fantomu a koulemi.

Se současnými systémy by měly být vždy pozorovatelné alespoň čtyři koule a čtyři oblasti tyčinek, při optimálním nastavení je možné dosáhnout i lepších výsledků (Obr. 25).



Obr. 25: Transaxiální řez dvěma oblastmi Jaszczakova fantomu. Studené léze jsou simulovány plnými koulemi rozměrů 9,5–31,8 mm a plnými tyčinkami o průměru 4,8–12,7 mm. Snímání provedeno s aktivitou 1 500 MBq, 120 projekcí, 120 s na projekci, matice 256×256, poloměr rotace 20 cm. Rekonstrukce OSEM, 4 iterace, 10 subsetů, filtr Gauss 6,5 mm, AC dle Changa. Za podmínek bližších běžným klinickým vyšetřením by byl výsledek znatelně horší.

Náprava

Test pomocí Jaszczakova fantomu má především informativní charakter. Při nevyhovujících výsledcích je třeba zvážit úpravu akvizice (více nasnímaných impulsů, menší poloměr rotace) a rekonstrukčních parametrů.

6.5 Objemová citlivost – křížová kalibrace aktivity

Cíl

Při SPECT vyšetření se s výsledným obrazem pracuje pouze jako s relativní prostorovou distribucí aktivity. Na rozdíl od PETu se standardně neprovádí absolutní kvantifikace na základě znalosti objemové aktivity v daném voxelu. Nicméně tato potřeba může nastat např. pro účely klinické studie nebo dozimetrie.

Frekvence

pouze při potřebě provést absolutní kvantifikaci dat

Pomůcky

- cylindrický vodní fantom (např. Jaszczakův fantom po vyjmutí vnitřních struktur) homogenně naplněný roztokem radionuklidu, pro který se bude kalibrace provádět o aktivitě cca 700 MBq

Provedení

Zaznamená se aplikovaná aktivita do fantomu i zbytková aktivita ve stříkačce včetně času měření. Fantom se umístí do středu zorného pole tak, aby osa fantomu souhlasila s osou *gantry*. Proveďte se standardní SPECT akvizice za podmínek totožných s klinickou praxí, pro niž se bude citlivost stanovovat (zejména typ kolimátoru, matice obrazu, počet projekcí). Na poloměru rotace by příliš záležet nemělo. Čas na projekci může sloužit jako parametr. Proveďte se rekonstrukce obrazu opět za podmínek totožných s klinickou praxí, pro niž se bude citlivost stanovovat (zejména volba různých korekcí – AC, SC, RR). Použití korekce na zeslabení a rozptyl je obecně doporučeno pro maximální přesnost kvantifikace.

Na zrekonstruovaném obraze se zvolí dostatečně velká homogenní prostorová oblast zájmu, v níž se vypočítá průměrná hodnota impulsů ve voxelu, která se podělí časem na projekci. Vypočítá se přesně aplikovaná aktivita ve fantomu, včetně korekce na přeměnu k okamžiku zahájení akvizice. Objemová aktivita ve fantomu se vypočítá jako podíl aplikované aktivity a známého objemu fantomu.

Podíl průměrné četnosti impulsů ve voxelu k objemové aktivitě je hledaná objemová citlivost C [$\text{imp}\cdot\text{s}^{-1}\cdot\text{kBq}^{-1}\cdot\text{ml}$]:

$$C = \frac{I/t}{A/V}$$

kde I [imp] je průměrná hodnota ve voxelu, t [s] je doba akvizice (čas na projekci), A [MBq] je aplikovaná aktivita ve fantomu při zahájení akvizice a V [l] je objem fantomu.

Hodnocení

Správnost provedené kalibrace lze ověřit tímtož postupem se znovu-naplněným fantomem. Naměřená průměrná četnost impulsů ve fantomu se podělí objemovou citlivostí C a porovná s vypočtenou objemovou aktivitou.

Náprava

Pokud se měřená objemová aktivita liší od vypočítané více, než je pro daný účel akceptovatelné, nezbyvá než křížovou kalibraci zopakovat. Hlavním zdrojem potenciální chyby při jinak stejných podmínkách je přesnost a linearita použitého měřiče aktivity.

7 Pozitronová emisní tomografie (PET)

Systém kontroly kvality pozitronové emisní tomografie je oproti očekávání jednodušší než v případě SPECT kamer, a to zejména proto, že z hlediska principu a konstrukce umožňuje PET v podstatě jen jeden druh akvizice – prosté koincidenční snímání současně v celém rozsahu úhlů.

Každý PET, resp. PET/CT přístroj je v dnešní době standardně vybaven sadou pomůcek, akvizičních protokolů a vyhodnocovacího software pro rutinní kontroly, nicméně implementace se liší jak mezi výrobci, tak mezi různými produkty téhož výrobce. Výrobce předepsaný systém kontroly kvality je třeba brát jako nepodkročitelné minimum a dle potřeby jej doplnit vhodnými procedurami specifikovanými v tomto doporučení.

Výsledná kvalita PET obrazu je silně ovlivněna jednak délkou akvizice a jednak parametry rekonstrukce obrazu, zejména tedy:

- volbou typu rekonstrukce (FBP vs. OSEM)
- počtem iterací a subsetů při OSEM metodě
- typem a silou následné post-filtrace

dále použitím různých korekcí při rekonstrukci obrazu:

- korekce zeslabení (AC resp. CTAC)
- korekce rozptýlených koincidencí (SC)
- korekce náhodných koincidencí

a také volbou pokročilých rekonstrukčních metod:

- určení polohy události z měření rozdílů v časech dopadajících anihilačních fotonů (TOF)
- modelování odezvy detektoru v různých místech zorného pole (RR/PSF rekonstrukce)
- modelování šumu

Na parametrech rekonstrukce závisí jednak vizuální kvalita obrazu (prostorové rozlišení, kontrast, množství šumu), ale také kvantifikace distribuce radiofarmaka pomocí veličin, jako je např. SUV. Nastavení rekonstrukce pro jednotlivé akviziční protokoly by mělo být dlouhodobě neměnné. Opakovaná vyšetření pacienta v rámci sledování vývoje onemocnění nebo efektu léčby by se měla provádět vždy na stejném přístroji při stejných akvizičních a rekonstrukčních parametrech.

Správná volba rekonstrukce obrazu a vhodné nastavení povinných i volitelných parametrů je klíčovou součástí celého řetězce vyšetření, a tedy i celého systému kvality PET/CT zobrazení.

7.1 Denní test pomocí systémových nástrojů

Cíl

Cílem denního testu je ověřit základní funkčnost systému detektorů, zejména s ohledem na možnou poruchu nebo změnu charakteristik jednotlivých detektorových modulů. Součástí denního testu PET kamer v režimu TOF je i tzv. *coincidence timing resolution*.

Frekvence

denně před započítáním klinického provozu

Pomůcky

- rotující tyčový zdroj ^{68}Ge jakožto součást plně automatizovaného systému QC
--- nebo ---
homogenní válcový ^{68}Ge fantom manuálně umístěný do středu zorného pole

Provedení

Denní test se provádí spuštěním výrobcem předdefinovaného akvizičního protokolu.

Hodnocení

V závislosti na výrobci a konkrétním systému jsou k dispozici automaticky vyhodnocená data z jednotlivých detekčních modulů, bloků a/nebo samotných detekčních elementů. Naměřené četnosti jsou porovnány s očekávanými hodnotami v rámci výrobcem stanovených tolerancí.

Pokud jsou k dispozici sinogramy, je vhodné je vizuálně zkontrolovat pro přítomnost diagonálních pásových artefaktů indikujících závadu konkrétních detekčních bloků.

Náprava

V případě, že výsledky denního testu vybočují z předepsaných tolerancí nebo jsou subjektivně zjištěny nedostatky, je třeba důkladně zvážit, zda je možné pokračovat v klinickém provozu. V rozhodnutí může pomoci otestování kvality obrazu popsané v kapitole 7.2. V každém případě je třeba kontaktovat dodavatele servisních služeb a zajistit co nejrychlejší nápravu problému.

7.2 Základní test kvality obrazu v klinickém režimu (alternativní denní test)

Cíl

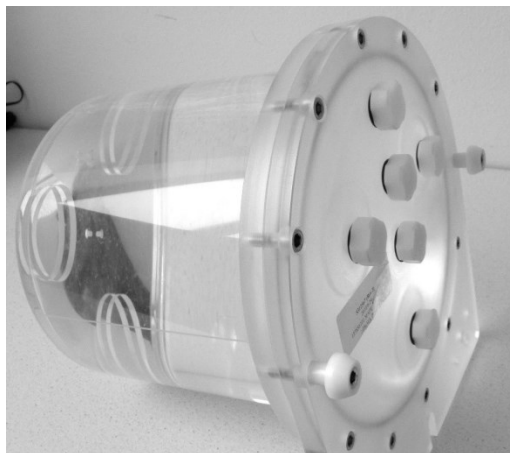
V případě nedostupnosti výrobcem dodaného řešení pro denní kontroly (např. porucha automatizovaného systému nebo pokles aktivity ^{68}Ge zdroje pod tolerovanou mez) nebo v případě pochybností ohledně výsledků denního testu je vhodné provést jednoduchou klinickou akvizici s použitím homogenního fantomu. Výhodou tohoto postupu je kontrola celého řetězce zobrazení, včetně obrazové rekonstrukce a případně i kalibrace systému. Součástí testu může být i denní test CT dle kapitoly 8.1.

Frekvence

denně nebo týdně dle uvážení jako alternativa nebo doplněk k dennímu testu

Pomůcky

- cylindrický vodní fantom o známém objemu (Obr. 26) homogenně naplněný roztokem radionuklidu (nejčastěji ^{18}F v podobě ^{18}FDG) o aktivitě 20–50 MBq
--- nebo ---
cylindrický pevný ^{68}Ge fantom o známém objemu/hmotnosti



Obr. 26: Plnitelný cylindrický vodní fantom.

Provedení

V případě vodního fantomu se zaznamenají údaje o aplikované a zbytkové aktivitě vč. času měření. Roztok se důkladně homogenizuje. Pro pevnolátkový ^{68}Ge fantom se vypočítá aktivita k danému času měření.

Fantom se umístí horizontálně i vertikálně vycentrován do zorného pole tak, aby osa fantomu souhlasila s osou zorného pole / *gantry*. Provede se standardní PET/CT statická akvizice o rozsahu jednoho zorného pole (FOV)¹⁷ zacílená axiálně na střed fantomu. Doba PET akvizice by měla odpovídat klinickému režimu, tj. např. 3 min, ale je vhodné ji přizpůsobit aktuálnímu množství aktivity ve fantomu.

Nasnímaná data se zrekonstruují pomocí standardního klinického protokolu včetně všech používaných korekcí (CTAC, TOF, PSF, ...)

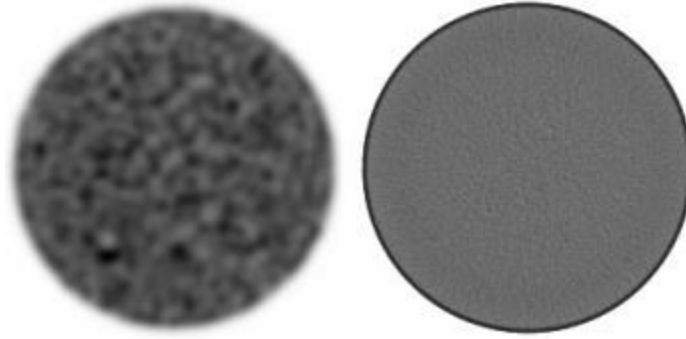
Hodnocení

Výsledný zrekonstruovaný obraz se hodnotí vizuálně pro přítomnost nehomogenit či jiných artefaktů (Obr. 27). Dále se do systému zadají všechny potřebné údaje o fantomu (aplikovaná i zbytková aktivita a časy jejich měření, objem – resp. hmotnost náplně fantomu) a ověří se, zda průměrná hodnota SUV_{bw} ¹⁸ v přiměřeně velké oblasti zájmu v prostředním transaxiálním řezu odpovídá hodnotě $1,0 \pm 5\%$.

Dále se vizuálně posoudí CT obraz pro přítomnost nehomogenit či jiných artefaktů, stejně jako se vizuálně zkontroluje prostorová ko-registrace mezi PET a CT obrazem.

¹⁷ v praxi označováno jako „postel“ nebo angl. „bed“

¹⁸ *Standardized Uptake Value* vztažená k hmotnosti pacienta (*body weight*), viz kapitola 7.4



Obr. 27: Výsledek denního testu. Vlevo PET, vpravo CT. Vizuální homogenita záleží vždy na množství nasnímané informace (délka akvizice, aplikovaná aktivita, proud rentgenky, ...), ale také na parametrech rekonstrukce a nastavení jasu a kontrastu výsledného obrazu.

Náprava

Artefakty v CT obraze jsou nejspíše způsobeny závadou detekční aparatury a měly by být předmětem okamžitého servisního zásahu, stejně jako vizuálně detekovatelná neshoda polohy mezi CT a PET obrazem.

Artefakty PET obrazu mohou být důsledkem vadné funkce CT a následně nesprávně provedené korekce na zeslabení, stejně jako v důsledku špatné ko-registrace obou modalit. Nejčastěji se ovšem jedná o změny parametrů jednotlivých detekčních modulů/bloků, které mohou být napraveny pomocí kalibrace získů fotonásobičů a/nebo normalizace (kapitola 7.3). Pokud se ani po re-normalizaci problém neodstraní, je třeba kontaktovat dodavatele servisních služeb.

Pokud se průměrné SUV_{bw} v homogenní oblasti fantomu liší od očekávané hodnoty 1,0 více než o stanovenou toleranci, je třeba na to upozornit kliniku a v nejbližším termínu provést křížovou re-kalibraci systému vůči použitému měřiči aplikované aktivity (kapitola 7.4).

7.3 Normalizace

Cíl

Normalizace je analogický proces kalibrace homogenity u SPECT kamer. Jedná se sladění rozdílů v citlivosti jednotlivých modulů / bloků / detekčních elementů v rámci jejich koincidenčního zapojení.

Frekvence

dle doporučení výrobce, obvykle měsíčně nebo čtvrtletně

Pomůcky

- cylindrický vodní fantom (Obr. 26) homogenně naplněný roztokem radionuklidu (nejčastěji ^{18}F v podobě ^{18}FDG) o aktivitě dle pokynů výrobce
--- nebo ---
cylindrický pevný ^{68}Ge fantom

Provedení

Dle pokynů výrobce. Před zahájením je vhodné provést zálohu stávajících normalizačních dat.

Hodnocení

Vizuální zhodnocení normalizačních sinogramů odhalí případné závažnější problémy. Drobné nehomogenity reflektují právě vykompenzované rozdíly v citlivostech. Celkovou kvalitu normalizace lze ověřit následným testem dle kapitoly 7.2.

Náprava

V případě nevyhovujících normalizačních sinogramů nebo výsledků fantomového ověření je doporučeno normalizaci zopakovat. Pokud ani poté nedojde k odstranění problému, je třeba kontaktovat dodavatele servisních služeb.

7.4 Křížová kalibrace

Cíl

Křížová kalibrace je kalibrace odezvy PET kamery vůči známé aktivitě zjištěné obvykle pomocí studnového měřiče aktivity. Jedná se o klíčovou proceduru v oblasti zajištění kvantifikace nasnímaných dat. Účelem je získat informaci o objemové aktivitě v jednotlivých místech zorného pole, resp. výsledného obrazu, a využít ji pro klinickou kvantifikaci pomocí veličiny SUV. Existuje několik modifikací této veličiny, podle toho, k jakému parametru pacienta se vztahuje. Nejpoužívanější varianta SUV_{bw} je vztahena k hmotnosti pacienta (*body weight*). SUV_{bw} [$g \cdot ml^{-1}$] je definována jako podíl objemové aktivity radiofarmaka v daném místě a průměrné hmotnostní koncentrace radiofarmaka v těle pacienta:

$$SUV_{bw} = \frac{A_V}{A/m}$$

kde A_V [$kBq \cdot ml^{-1}$] je objemová koncentrace radiofarmaka vyhodnocená PET kamerou, A [MBq] je aplikovaná aktivita v těle pacienta a m [kg] je hmotnost pacienta. SUV je tedy kalkulována v každém voxelu obrazu a je přímo úměrná jeho kontrastu.

Frekvence

dle doporučení výrobce (obvykle čtvrtletně) a po každé změně/události/zásahu mající potenciální vliv na detekční účinnost kamery nebo hodnoty aplikovaných aktivit

Pomůcky

- cylindrický vodní fantom o známém objemu (Obr. 26) homogenně naplněný roztokem radionuklidu (nejčastěji ^{18}F v podobě ^{18}FDG) o aktivitě dle pokynů výrobce

Provedení

Každý výrobce poskytuje vlastní systém (akviziční protokol + software) pro tento typ kalibrace a také jej jinak označuje (*cross-calibration, well-counter correction*). Někdy je dokonce k dispozici možnost provést kalibraci pomocí pevnolátkového ^{68}Ge fantomu, což ale není vhodný způsob, jelikož výsledky na základě ^{68}Ge fantomu nejsou svázané se skutečně klinicky aplikovanou aktivitou.

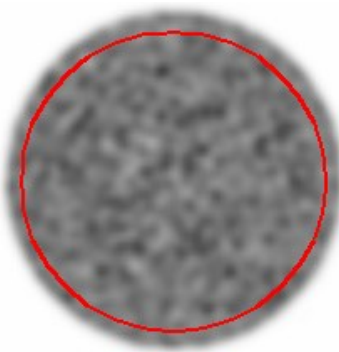
Pro zjištění kalibrační aktivity je třeba použít studnový měřič aktivity používaný pro měření aplikované aktivity v klinickém provozu¹⁹.

Před zahájením křížové kalibrace je vhodné zálohovat předchozí kalibrační data.

Hodnocení

Výsledkem křížové kalibrace je kalibrační koeficient převádějící detekovanou četnost impulsů (koincidencí po všech korekcích) na objemovou aktivitu a jeho případné variace v zorném poli. Výsledky se porovnávají s předchozími hodnotami.

Správnost kalibrace se ověří nezávislým testem pomocí plnitelného fantomu (Obr. 26) o známé aktivitě postupem dle kapitoly 7.2. Skutečná objemová aktivita ve fantomu (vypočtená jako podíl aplikované aktivity a objemu fantomu) zkorigovaná na přeměnu k okamžiku zahájení akvizice se porovná s průměrnou objemovou aktivitou změřenou PET kamerou v přiměřeně velké oblasti zájmu (Obr. 28) na prostředním transaxiálním řezu. Hodnoty by se neměly lišit o více než 5 %. Stejně jako hodnota SUV_{bw} by se neměla lišit od teoretické²⁰ hodnoty $1,0 \text{ g.ml}^{-1}$ o více než 5 %.



Obr. 28: Oblast zájmu (ROI) pro ověření správné hodnoty objemové aktivity, resp. SUV.

Náprava

Pokud se nový kalibrační koeficient liší od předchozího více, než je v historii daného přístroje obvyklé, nebo se měřená objemová aktivita v nezávislém testu liší od skutečné o více než 5 %, měla by se kalibrace zopakovat. Pokud ani re-kalibrace neposkytne uspokojivé výsledky, je třeba situaci konzultovat s dodavatelem servisních služeb.

¹⁹ Samotná metrologická správnost měřiče aktivity je důležitá pouze pro stanovení objemové aktivity, ale nikoliv pro následnou kvantifikaci pomocí SUV. Pro správnost SUV je důležité pouze to, aby byla hodnota aplikované aktivity měřena stejným měřidlem, s jakým byla kamera kalibrována. Vše platí za předpokladu dostatečné přesnosti měřidla, tj. že se měřené hodnoty mezi kalibrací a klinickou aplikací významně neliší.

²⁰ SUV_{bw} homogenního vodního fantomu by měla být přesně $1,0 \text{ g.ml}^{-1}$ za předpokladu, že hustota vody = $1,0 \text{ g.ml}^{-1}$, jelikož objemová i hmotnostní aktivita nabývají stejných číselných hodnot.

7.5 Homogenita obrazu

Cíl

Homogenita rekonstruovaného obrazu je mírou odezvy systému na homogenní distribuci aktivity. Zjišťuje se jak v transaxiálním, tak i v axiálním pohledu.

Frekvence

čtvrtletně

Pomůcky

- cylindrický vodní fantom (Obr. 26) homogenně naplněný roztokem radionuklidu (nejčastěji ^{18}F v podobě ^{18}FDG) o aktivitě cca 100 MBq
--- nebo ---
cylindrický pevný ^{68}Ge fantom

Provedení

Fantom se umístí do středu zorného pole tak, aby osa fantomu souhlasila s osou *gantry*. Provede se standardní klinická akvizice v axiálním rozsahu pokrývajícím celou aktivní část fantomu. Čas akvizice se přizpůsobí tak, aby byl celkový počet impulsů v rámci jednoho transaxiálního řezu alespoň 20×10^6 . Následně se provede rekonstrukce obrazu s korekcí na zeslabení a s ostatními parametry dle standardního klinického protokolu s výjimkou matice obrazu, kde se použije transaxiální matice odpovídající velikosti pixelu 5×5 mm nebo nejbližší možná²¹.

Pokud systém nedisponuje maticí o požadovaném rozlišení, je třeba aplikovat vhodný *zoom* nebo provést převzorkování (*downsampling*)²².

Hodnocení

Na zvoleném transaxiálním řezu matice se vybere čtvercová oblast zájmu tak, aby byla co největší, ale zároveň nezasahovala do okrajových částí fantomu (Obr. 23). V oblasti zájmu se nalezne pixel s nejvyšší a nejnižší hodnotou. Výsledná homogenita H se vypočítá jako:

$$H = \frac{I_{max} - I_{min}}{I_{max} + I_{min}} \times 100\%$$

kde H je homogenita a I_{max} a I_{min} je nejvyšší, resp. nejnižší hodnota v oblasti zájmu. Takto definovaná homogenita by neměla překročit 20 %.

Uvedený postup by se měl aplikovat na centrální řez a několik dalších namátkou vybraných řezů v homogenní části fantomu.

²¹ Příklad: PET kamera s transaxiální velikostí zorného pole 70 cm umožňuje volbu matice obrazu $128 \times 128 - 256 \times 256$ pixelů. V klinickém režimu se používá matice 256×256 (velikosti pixelu 2,73 mm), pro účely měření homogenity se použije matice 128×128 (5,46 mm).

²² Příklad: PET kamera s transaxiální velikostí zorného pole 70 cm umožňuje volbu matice obrazu $192 \times 192 - 256 \times 256 - 368 \times 368$ pixelů, odpovídající rozměrům 3,65 – 2,73 – 1,90 mm. Pro účely hodnocení homogenity se vybere akviziční matice 256×256 , která se následně po rekonstrukci převzorkuje na matici 128×128 pixelů.

Kromě hodnocení transaxiálních řezů se vizuálně zkontroluje homogenita v koronálních i sagitálních rovinách. I zde je možné použít uvedenou kvantifikaci, ale pravděpodobně bude obtížné dosáhnout požadované velikosti pixelu.

Náprava

Pomineme-li možné nehomogenity ve fantomu díky nedostatečnému rozmíchání radionuklidu, špatná homogenita obrazu může být způsobena jednak rozdíly v citlivosti jednotlivých částí detektoru (zejména v případě vizuálních artefaktů) a jednak nevhodně nastavenou rekonstrukcí obrazu.

Prvním krokem nápravy homogenity obrazu je tedy provést normalizaci dle kapitoly 7.3. Pokud i po re-normalizaci zůstávají vizuální artefakty, je třeba situaci řešit s dodavatelem servisních služeb.

Pokud je obraz vizuálně v pořádku a homogenita nespĺňuje toleranci pouze kvantitativně, je potřeba zrevidovat nastavení rekonstrukce obrazu: obecně typ a sílu filtru a dále počet iterací/subsetů v rámci OSEM metody. Zde je ovšem třeba mít na paměti, že jakékoliv zlepšení homogenity (neboli potlačení šumu) bude mít za následek zhoršení prostorového rozlišení (kapitoly 7.6 a 7.7) a zesílení vlivu efektu částečného objemu (kapitola 7.8), a tedy bude mít vliv na následnou kvantifikaci. Proto je třeba jakékoli zásahy do rekonstrukce obrazu důkladně konzultovat s klinikou.

7.6 Prostorová rozlišovací schopnost

Cíl

Prostorové rozlišení je klíčovou vlastností daného přístroje a zobrazovacího řetězce, má vliv jak na vizuální hodnocení obrazu, tak i na kvantifikaci malých lézí. Prostorové rozlišení silně závisí na parametrech rekonstrukce a použitých technologiích (TOF, PSF, ...). Závisí také na poloze v zorném poli – nejlepší je v centru, se vzdáleností zdroje od centra se zhoršuje.

Frekvence

ročně

Pomůcky

- skleněná nebo kovová kapilára o vnitřním průměru max. 1 mm
--- nebo ---
NEMA fantom pro měření prostorové rozlišovací schopnosti (Obr. 20)

Provedení

Kapilára(y) se naplní roztokem radionuklidu, pro který se prostorové rozlišení bude hodnotit (nejčastěji ^{18}F v podobě ^{18}FDG)²³.

Kapilára se umístí vždy rovnoběžně s osou *gantry*, a to postupně na osu *gantry* a horizontálně a vertikálně posunutá do vzdálenosti 7,5 cm. V případě NEMA fantomu se fantom umístí do středu zorného pole tak, aby osa fantomu souhlasila s osou *gantry*.

Provede se statická akvizice o jednom nebo dvou zorných polích pokrývající dostatečnou část aktivní oblasti kapilár(y).

²³ Prostorové rozlišení závisí na použitém radionuklidu, protože je ovlivněno dosahem pozitronů. Ze všech běžně používaných radionuklidů má nejlepší rozlišení právě ^{18}F .

Parametry rekonstrukce obrazu se volí s ohledem na účel měření, tj. zda se jedná o srovnání s výrobcem deklarovaným údajem či jinou referenční hodnotou nebo např. o hledání optimálního filtru.

Hodnocení

Na zrekonstruovaných transaxiálních řezech se volí profil (řádek nebo sloupec pixelů) procházející středem obrazu kapiláry²⁴. Průběh hodnot profilu by měl mít přibližně tvar Gaussovy křivky. Jednou z několika možností kvantifikace se určí šířka profilu v polovině maxima (FWHM):

- Určí se polovina z maxima profilu a interpolací se naleznou dvě krajní polohy, kdy profil prochází touto hodnotou. Vzdálenost těchto dvou krajních poloh je FWHM (Obr. 21 vlevo).
- Profil se proloží (např. metodou nejmenších čtverců) Gaussovskou funkcí a z parametrů prokladu se vypočítá FWHM dle rovnice $FWHM = 2.35 \times \sigma$ (Obr. 21 vpravo).

Kvantifikace se provádí ve dvou kolmých směrech pro všechny tři polohy kapilár. Výsledkem je tedy šest profilů a odpovídajících číselných hodnot: horizontální (X) a vertikální (Y) profil pro střed, radiální (R) a tangenciální (T) profily pro krajní polohy (Obr. 22).

Naměřené hodnoty by neměly být horší než výrobcem deklarované hodnoty o více než 10 %.

Náprava

Měření prostorového rozlišení má především informativní charakter. V případě nevyhovujících výsledků je třeba revidovat nastavení rekonstrukčních parametrů. Prostorové rozlišení se zlepšuje se stupněm konvergence (počet iterací a subsetů při OSEM metodě), snížením síly filtru a s použitím pokročilých technologií rekonstrukce obrazu (TOF, PSF, ...). Je třeba mít na paměti, že snaha o lepší rozlišení zpravidla způsobí zvýšení šumu a zhoršení homogenity obrazu. Úprava rozlišení má vliv na vizuální hodnotitelnost obrazu a na kvantifikaci malých lézí (efekt částečného objemu, kapitola 7.8), proto je třeba jakékoli zásahy do rekonstrukce obrazu důkladně konzultovat s klinikou.

7.7 Komplexní test kvality obrazu

Cíl

Stejně jako u SPECTu je možné i u PETu provést komplexní vizuální test kontrastu a prostorového rozlišení pomocí Jaszczakova fantomu.

Frekvence

ročně

Pomůcky

- Jaszczakův fantom (Obr. 24) homogenně naplněný roztokem radionuklidu (nejčastěji ¹⁸F v podobě ¹⁸FDG) o aktivitě cca 100 MBq

²⁴ Pro potlačení statistických fluktuací a vlivu kolimátoru je vhodné profil vytvořit sumací z 3–5 navazujících řezů.

Provedení

I když v principu postačuje standardní konfigurace fantomu s plnými koulemi simulujícími studené léze, běžnému klinickému použití PETu mnohem lépe odpovídají horké léze z plnitelných koulí.

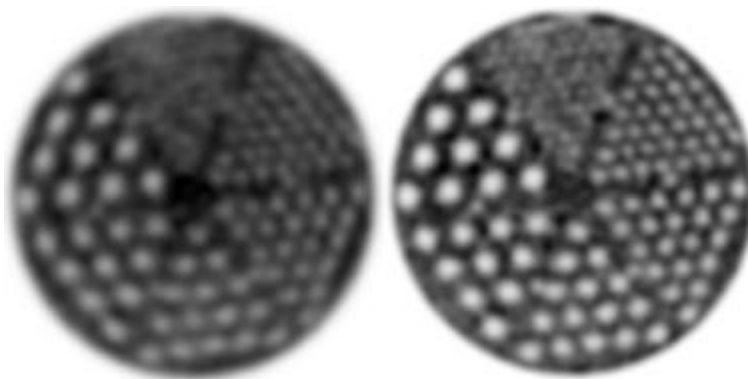
Provede se statická akvizice PET/CT za podmínek, pro které se bude kvalita obrazu hodnotit (standardně 3–5 min / FOV při 70–100 MBq). Axiální délka akvizice by měla pokrývat celou aktivní část fantomu.

Provede se rekonstrukce obrazu za podmínek, pro které se kvalita obrazu bude hodnotit (vždy CTAC).

Hodnocení

Jaszczakův fantom se skládá ze dvou oblastí pro hodnocení. Jedna polovina fantomu obsahuje šestidílný bar-fantom z plných tyčinek sloužící pro vizuální hodnocení prostorové rozlišovací schopnosti. Ve druhé polovině jsou umístěny koule sloužící pro vizuální hodnocení pozorovatelnosti kontrastu.

Se současnými *state-of-the-art* systémy by mělo být vždy pozorovatelných 5 tyčinkových dílů a 5 koulí²⁵. Pozorovatelnost nejmenějšího tyčinkového dílu a nejmenší koule závisí na zvolených rekonstrukčních parametrech a použitých technologiích (TOF, PSF, atd. – viz Obr. 29). Vše závisí také na celkovém počtu nasnímaných impulsů.



Obr. 29: Vizuální test prostorové rozlišovací schopnosti pomocí Jaszczakova fantomu. Plné tyčinky simulují studené léze o průměru 4,8–12,7 mm. Vlevo: OSEM rekonstrukce, 2 iterace, 24 subsetů. Vpravo: TOF+PSF rekonstrukce, 3 iterace, 32 subsetů.

Náprava

Test pomocí Jaszczakova fantomu má především informativní charakter. Při nevyhovujících výsledcích je zpravidla jedinou možností úprava rekonstrukčních parametrů.

7.8 Hodnocení vlivu efektu částečného objemu

Cíl

Efekt částečného objemu (PVE) je nežádoucí jev postihující všechny zobrazovací modalities v nukleární medicíně. Je způsoben 1) rozmazáním obrazu v důsledku omezené rozlišovací schopnosti a 2) zprůměrováním příspěvků různých tkání/struktur v rámci daného voxelu díky jeho konečné velikosti.

²⁵ Platí pro sadu plných koulí o rozměrech 9,5–31,8 mm nebo plnitelných o rozměrech 11,9–33,3 mm.

Projevuje se zdánlivým „přeléváním“ objemové aktivity z voxelu s vyšší koncentrací do okolních voxelů s nižší koncentrací. Výsledkem je falešně nižší kontrast horkých i studených lézí a falešně vyšší kontrast jejich okolí, projevující se zejména u objektů o velikosti pod 2 FWHM. U větších objektů (alespoň 3–4 FWHM) se efekt částečného objemu projevuje zanedbatelně nebo vůbec.

Efekt částečného objemu postihuje vizuální pozorovatelnost malých lézí a jejich kvantifikaci. Jeho vliv závisí kromě samotného zobrazovacího přístroje také na podmínkách rekonstrukce obrazu. Při rekonstrukci s malým potlačením šumu a při použití pokročilých technologií (TOF, PSF, ...) se jeho vliv zmenšuje a naopak. Obecně platí, že čím má zobrazovací řetězec na výstupu lepší prostorové rozlišení, tím bude méně významný efekt částečného objemu.

Míru vlivu efektu částečného objemu je dobré znát pro každý přístroj a jeho jednotlivé konfigurace (zejm. rekonstrukční parametry), aby bylo možné posoudit správnost kvantifikace. Dále je to nutné pro možnost porovnávat výsledky mezi různými pracovišti. Každopádně, pokud to podmínky dovolují, měla by se opakovaná vyšetření pacienta provádět vždy na stejném přístroji při stejných akvizičních i rekonstrukčních parametrech.

Frekvence

ročně

Pomůcky

- NEMA NU2-2007/2012 tělový fantom (Obr. 30)
--- nebo ---
Jaszczakův fantom s plnitelnými koulemi
- 2× vzorek radionuklidu (nejčastěji ^{18}F v podobě ^{18}F FDG)
- odměrná nádoba



Obr. 30: NEMA NU2-2007/2012 tělový fantom.

Provedení

Koule fantomu se naplní roztokem radionuklidu s objemovou aktivitou cca 20 kBq.ml^{-1} (např. rozmícháním 20 MBq v 1 litru vody). Do fantomu se aplikuje radionuklid o takové aktivitě, aby poměr objemových koncentrací koulí a fantomového pozadí byl 10:1. Zaznamenají se časy měření aplikované a zbytkové aktivity.

Provede se statická akvizice PET/CT za podmínek, pro které se efekt částečného objemu bude hodnotit. Axiální rozsah akvizice by měl pokrývat celou aktivní část fantomu. Doba akvizice by při výše uvedených koncentracích aktivity měla být alespoň 5 min/FOV.

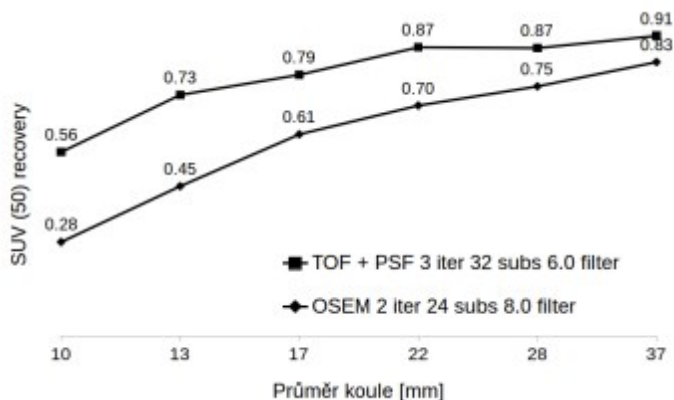
Provede se rekonstrukce obrazu za podmínek, pro které se efekt částečného objemu bude hodnotit (vždy CTAC).

Hodnocení

S použitím korekce zbytkové aktivity ve stříkačce a korekce na přeměnu k okamžiku zahájení akvizice se vypočítá skutečná objemová aktivita radionuklidu v koulích (dále jen referenční hodnota). Ve zrekonstruovaném obraze se naleznou všech 6 koulí a určí se naměřené objemové aktivity radionuklidu v jednotlivých koulích. Poměr naměřených hodnot vůči referenční hodnotě vytvoří sadu tzv. obnovovacích koeficientů (*recovery coefficients*), neboli obnovovací křivku (*recovery curve*), viz Obr. 31.

Naměřené hodnoty objemové aktivity lze určit různými způsoby, z nichž nejběžnější jsou:

- A_{max} : na základě maximální hodnoty v oblasti zájmu (VOI)
- A_{50} : jako průměrnou hodnotu v oblasti zájmu z těch voxelů, jejichž hodnota dosahuje alespoň 50 % A_{max}



Obr. 31: Vyhodnocení tzv. obnovovacích křivek. Vlevo: transaxiální řez NEMA tělovým fantomem. Jelikož koule byly naplněny stejnou objemovou aktivitou, mají stejný kontrast objektu, a měly by mít tedy i stejný kontrast obrazu. Díky efektu částečného objemu klesá kontrast obrazu, a to zejména u menších koulí. Míra podhodnocení objemové aktivity závisí mj. na rekonstrukci obrazu. Vpravo: Obnovovací křivky pro dvě různé rekonstrukce obrazu. Jednotlivé obnovovací koeficienty představují relativní hodnoty naměřené objemové aktivity jednotlivých koulí vztahované ke skutečné (referenční) objemové aktivitě. Obnovovací koeficienty vyjádřené v aktivitě, kontrastu nebo SUV (*activity recovery, contrast recovery, SUV recovery*) jsou totožné.

Náprava

Stanovení obnovovacích koeficientů má především informativní charakter. Při nevyhovujících výsledcích je zpravidla jedinou možností úprava rekonstrukčních parametrů směrem ke zvýšení prostorové rozlišovací schopnosti:

- použití nižší filtrace (za cenu zvýšení míry šumu)
- použití více iterací/subsetů (za cenu zvýšení míry šumu)
- použití technologie TOF²⁶
- použití RR/PSF-rekonstrukce obrazu²⁷

Vhodnou kombinací výše uvedených možností lze dosáhnout optimálních výsledků, viz Obr. 29. Jakékoli zásahy do rekonstrukce obrazu, zejména pokud mají vliv na kvantifikaci, je třeba důkladně konzultovat s klinikou.

²⁶ TOF urychluje konvergenci kontrastu malých lézí, takže potlačuje vliv PVE i při nižším počtu iterací. Proto se doporučuje kombinovat TOF a nižší počet iterací pro snížení šumu v obraze při zachování pozorovatelnosti malých lézí.

²⁷ RR/PSF-rekonstrukce modeluje vliv PSF na rozmazání obrazu a jejím cílem je právě potlačit vliv PVE a unifikovat jej v rámci zorného pole. Zpravidla se vyžaduje vyšší počet iterací a nižší filtrace.

8 Hybridní zobrazovací systémy SPECT/CT a PET/CT

S rozvojem zobrazovacích metod se do rutinní klinické praxe zařadila vyšetření kombinující nukleárně-medicínskou modalitu s anatomickou modalitou. Poskytují spojení funkční a morfologické informace v komplexní celek a umožňují vytěžit maximum z obou jinak doplňujících se metod.

Zatímco u SPECT kamer není CT jednotka samozřejmostí, u PET kamer se jedná o standardní a nevyhnutelnou součást. Na rozdíl od SPECT/CT, kde CT část slouží především pro lokalizaci funkčního nálezu a pro korekci na zeslabení, u PET/CT slouží CT vyšetření i pro diagnostické účely. Na druhou stranu, i v případech, kdy není potřeba hledat CT korelát PETu ani upřesňovat lokalizaci distribuce radiofarmaka, je nutné provést CT sken alespoň pro korekci na zeslabení, což ale pro SPECT tak striktně neplatí. Jinými slovy, u PETu se CT používá vždy, zatímco u SPECTu jen když je k dispozici a jen když je potřeba.

Cílem rutinní kontroly kvality SPECT/CT a PET/CT oproti samotným SPECT a PET je identifikovat potenciální problémy v souvislosti s CT jednotkou, které mohou negativně ovlivnit výsledný výstup z vyšetření, a to zejména v následujících oblastech:

- kvalita obrazu CT
- přesnost korekce na zeslabení
- přesnost prostorové registrace mezi oběma modalitami

CT jednotky hybridních systémů mohou být v zásadě dvojího druhu: standardní diagnostické CT a tzv. *low-dose* CT. PET kamery jsou vybaveny výhradně diagnostickým CT, jelikož součástí PET/CT vyšetření je právě i radiologický popis morfologické části. U SPECTu se CT používá spíše jen pro lokalizaci funkčního nálezu a pro korekci na zeslabení, proto jsou některé systémy vybaveny pouze *low-dose* CT jednotkou, která neposkytuje dostatečnou obrazovou kvalitu pro diagnostické účely. Využití CT v nukleární medicíně shrnuje následující tabulka:

	PET/CT	SPECT/CT	SPECT/<i>low-dose</i> CT
Lokalizace funkčního nálezu	ano, vždy	ano, dle potřeby	ano, dle potřeby
Korekce na zeslabení	ano, vždy	ano, dle potřeby	ano, dle potřeby
Diagnostika	ano, vždy	ano, dle potřeby	ne
Měření rozměrů	ano, dle potřeby	ano, dle potřeby	omezeně

Jelikož CT jsou zdrojem ionizujícího záření, podléhají provádění tzv. přijímacích zkoušek (PZ) a zkoušek dlouhodobé stability (ZDS) dle platné legislativy. Výsledkem PZ a/nebo ZDS může být stanovení obsahu zkoušek provozní stálosti (ZPS), což jsou v podstatě rutinní QC testy, stejně jako u ostatních detekčních a zobrazovacích systémů. Pojem ZPS se v nukleární medicíně používá jen v souvislosti s hybridním CT, jelikož se týká pouze zdrojů ionizujícího záření.

8.1 Denní test CT

Cíl

Součástí denního QC je vždy zahřívání rentgenky a kalibrace vzduchové mapy²⁸. Dále se postup liší mezi výrobcí i mezi různými modely daného výrobce, nicméně minimem by měla být vizuální kontrola homogenity a kontrola hodnoty CT-čísel (HU) vody a vzduchu. Denní test CT u PET/CT je možné provést jako součást základního testu kvality obrazu dle kapitoly 7.2.

Frekvence

denně

Pomůcky

- CT fantom pro kontrolu kvality obrazu
--- nebo ---
vodou plnitelný válcový homogenní fantom

Provedení

Pokud systém disponuje továrním protokolem pro denní test CT, postupuje se dle tohoto protokolu. V opačném případě se nasnímá fantom akvizičním a rekonstrukčním protokolem pro standardní klinické vyšetření v axiálním rozsahu alespoň 5 cm.

Hodnocení

Hodnocení probíhá na zrekonstruovaných transaxiálních řezech. Homogenní část fantomu se vizuálně zhodnotí pro přítomnost nehomogenit a jiných artefaktů. V různých částech vodní nebo vodě-ekvivalentní oblasti fantomu se volí kruhové nebo čtvercové oblasti zájmu o velikosti 1–2 cm, v nichž by se průměrná hodnota CT čísla měla pohybovat v rozmezí 0 ± 5 HU. Analogicky v oblasti vzduchu se očekává průměrná hodnota v ROI rovna $-1\ 000$ HU²⁹.

Náprava

Přítomnost obrazových artefaktů nebo nevyhovující indikace CT čísel je důvodem ke zvážení pozastavení klinického provozu. Každopádně je třeba situaci řešit s dodavatelem servisních služeb.

8.2 Kvalita obrazu CT

Cíl

Cílem je provést základní test kvality obrazu zahrnující hodnocení homogenity, prostorového rozlišení, kalibrace a měřítka zobrazení. Obsah tohoto testu může vyplynout na základě doporučení z přijímací zkoušky (PZ) nebo zkoušky dlouhodobé stability (ZDS).

Homogenita a míra šumu je důležitá zejména z hlediska vizuální hodnotitelnosti obrazu. Prostorové rozlišení je klíčové pro kvalitu diagnostické informace, stejně jako správně indikovaná CT-čísla pro specifikaci typu tkání. CT-čísla jsou také důležitá pro správné provedení korekce na zeslabení.

²⁸ Vzduchová mapa (*air scan calibration, fast cal*) slouží mj. pro změření rozdílů v citlivosti jednotlivých detektorů a pro stanovení referenční úrovně signálu, vůči němuž je signál CT při vyšetření zeslaben.

²⁹ Některé systémy mají nestandardně definovanou škálu CT čísel: voda = 1 000 HU a vzduch = 0 HU.

A v neposlední řadě, správné měřítko zobrazení je nezbytné pro správné určení velikosti/objemu jednotlivých zájmových struktur.

Frekvence

měsíčně a po každém servisním zásahu

Pomůcky

- CT fantom pro kontrolu kvality obrazu

Provedení

CT fantom se umístí do centra zorného pole tak, aby osa fantomu souhlasila s osou *gantry*. Fantom se nasnímá dle akvizičních parametrů stanovených při zahájení provozu přístroje, po provedení PZ, ZDS nebo při jiné vhodné referenční příležitosti. Doporučené akviziční parametry shrnuje následující tabulka:

Parametr	Doporučené hodnoty
Snímací režim (axiální vs. spirální)	axiální
Napětí rentgenky	120 kV
Proud rentgenky	200 mA
Rychlost rotace rentgenky	1 otáčka/s
<i>Pitch factor</i>	1:1
Tloušťka řezu	5 mm

Po zvolení konkrétních hodnot jednotlivých parametrů je třeba se jich nadále důsledně držet, aby bylo možné sledovat trend vývoje, případně porovnat výsledky s referenčními hodnotami.

Hodnocení

Hodnotit výsledky CT testu lze buď porovnáním s referenčními hodnotami získanými ze stejného testu provedeného např. po přijímací zkoušce, nebo vůči stanovenému intervalu tolerance. Hodnotí se následující základní parametry obrazu:

a) Homogenita a šum

Na transaxiálním řezu procházejícím homogenní částí fantomu se zvolí přiměřeně malá oblast zájmu – ROI. Stejná ROI se zduplikuje ve čtyřech periferních oblastech fantomu (Obr. 32 vlevo). Průměrné hodnoty CT-čísel v jednotlivých ROI by se vzájemně neměly lišit o více než 10 HU. Směrodatná odchylka CT-čísel v centrální ROI určuje míru šumu a neměla by překročit 20 HU.

b) Kalibrace CT čísel

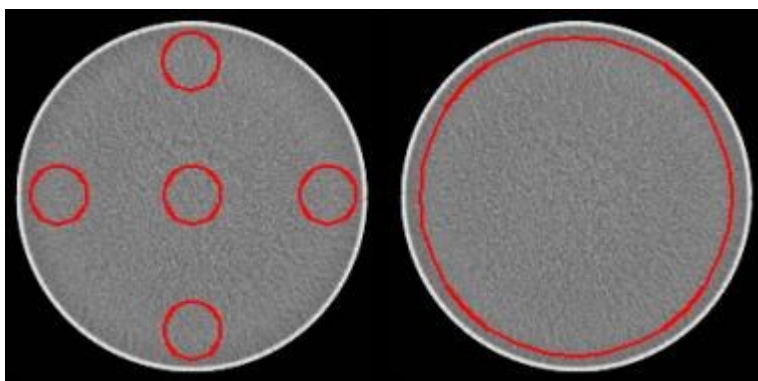
Na transaxiálním řezu procházejícím homogenní částí fantomu se zvolí přiměřeně velká oblast zájmu – ROI (Obr. 32 vpravo). Průměrná hodnota CT-čísla v ROI se nesmí lišit od referenční hodnoty pro daný materiál o více než 5 HU (voda = 0 HU, vzduch = -1 000 HU).

c) Prostorové rozlišení

Na transaxiálním řezu procházejícím čárovou strukturou určenou pro hodnocení prostorového rozlišení se vizuálně určí nejmenší rozlišitelná oblast. Ta se porovná s výsledky referenčního testu. Nemělo by dojít k viditelnému zhoršení.

d) Měřítko zobrazení

Na vhodném transaxiálním řezu se pomocí příslušného softwarového nástroje změří průměr fantomu, který by se od známé (fyzicky změřené) hodnoty neměl lišit o více než 1 mm.



Obr. 32: Volba ROI pro měření homogenity (vlevo) a CT čísel (vpravo)

Náprava

V případě nevyhovujících výsledků je třeba posoudit jejich závažnost a konzultovat situaci s radiologem. V případě pouze mírných nedostatků je možno upravit podmínky testování, v opačném případě je nutno situaci řešit s dodavatelem servisních služeb.

8.3 Kontrola prostorové registrace

Cíl

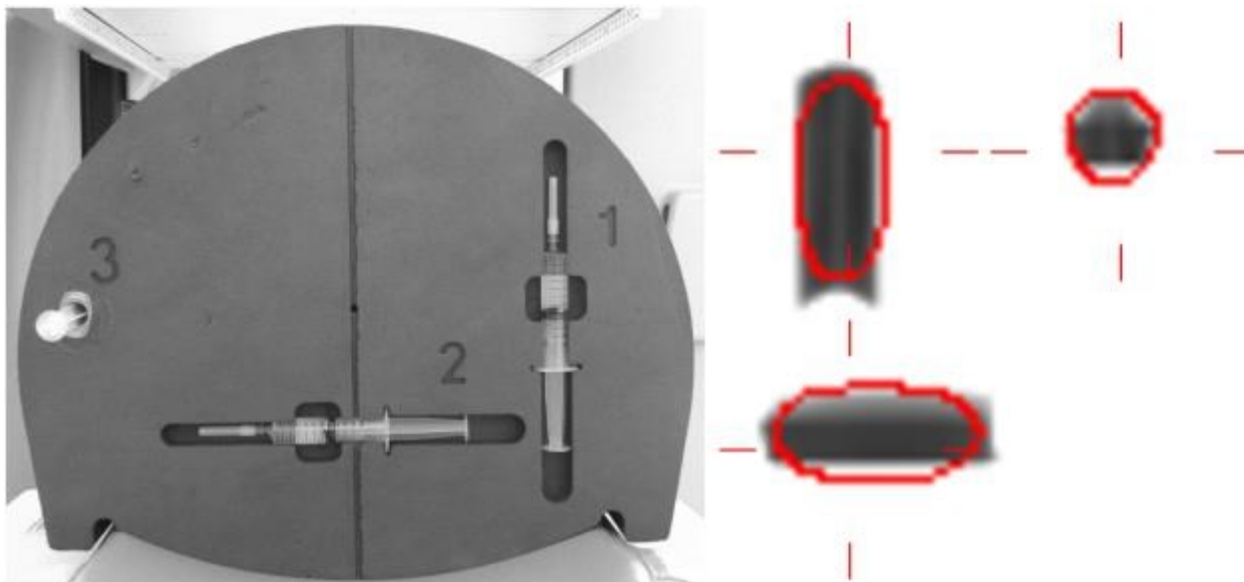
Přesná prostorová registrace funkční a anatomické modality je důležitá jak pro lokalizaci funkčního nálezu, tak i pro správné provedení korekce na zeslabení.

Frekvence

čtvrtletně a při podezření na problém nebo po servisním zásahu, který by mohl mít na registraci vliv

Pomůcky

- fantom pro stanovení přesnosti prostorové registrace (Obr. 33 vlevo)
- vzorek radionuklidu (nejčastěji ^{99m}Tc nebo ^{18}F dle typu kamery)



Obr. 33: Vlevo: molitanový fantom + sada stříkaček pro hodnocení prostorové registrace SPECT/CT. Vpravo: fúze CT (podklad ve stupních šedi) + SPECT (červeně vyznačené kontury dle nastaveného prahu).

Provedení

Doporučuje se postupovat dle výrobcem dodaného akvizičního a vyhodnocovacího protokolu. Pokud to z nějakého důvodu nelze, pak se postupuje obecně následovně:

Dedikovaný fantom obsahuje zpravidla několik poloh pro umístění radioaktivního vzorku ve stříkačce nebo podobné nádobce. Místo dedikovaného fantomu lze použít samotné stříkačky rozmístěné do zorného pole ve třech základních prostorových orientacích. Stříkačky se naplní roztokem s přiměřenou objemovou aktivitou radionuklidu. Provede se standardní hybridní akvizice s parametry přizpůsobenými dané konfiguraci. V obrazové rekonstrukci se volí parametry s důrazem na prostorovou rozlišovací schopnost (iterativní rekonstrukce s dostatečným počtem iterací, slabší filtrace, jemná matice obrazu, CT řezy v krátkém odstupu).

Hodnocení

Na fúzovaných transaxiálních, sagitálních i koronálních řezech se změří rozdíl v poloze jednotlivých objektů, např. střed stříkačky v CT obraze vs. střed zobrazené aktivity v NM obraze (Obr. 33 vpravo). Poloha obou obrazů by se neměla lišit o více než 2 mm a nesmí přesáhnout 5 mm.

Náprava

Nevyhovující prostorová registrace vyžaduje okamžitý servisní zásah.

Literatura

1. Systém zabezpečení jakosti na pracovištích nukleární medicíny – přístrojová technika, SÚJB Ústav jaderných informací Zbraslav, a.s., 1999
2. NEMA standard NU 1-2001: Performance Measurements of Scintillation Cameras, National Electrical Manufacturers Association, 2001
3. NEMA standard NU 1-2012: Performance Measurements of Scintillation Cameras, National Electrical Manufacturers Association, 2012
4. NEMA standard NU 2-2012: Performance Measurements of Positron Emission Tomographs, National Electrical Manufacturers Association, 2012
5. IAEA Quality Control Atlas for Scintillation Camera systems, International Atomic Energy Agency, Vienna, 2003
6. IAEA Quality Assurance for SPECT Systems, International Atomic Energy Agency, Vienna, 2009
7. IAEA Quality Assurance for PET and PET/CT Systems, International Atomic Energy Agency, Vienna, 2009
8. FDG PET and PET/CT: EANM procedure guidelines for tumour PET imaging: version 1.0, Eur J Nucl Med Mol Imaging. 2010; 37:181–200
9. FDG PET/CT: EANM procedure guidelines for tumour imaging: version 2.0, Eur J Nucl Med Mol Imaging. 2015; 42: 328–354