

Jihočeská univerzita v Českých Budějovicích
Zdravotně sociální fakulta

**Kontrola kvality a fantomová scintigrafická měření
pořizovaných záznamů**

Bakalářská práce

Autor: Jana Bláhová

Vedoucí práce: Mgr. Zuzana Freitinger Skalická

Odborní konzultanti: Ing. Jiří Vítovec, Karel Mařík

V Českých Budějovicích, 4. května 2009

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci na téma Kontrola kvality a fantomová scintigrafická měření pořizovaných záznamů vypracovala samostatně pouze s použitím pramenů a literatury uvedených v seznamu citované literatury.

Prohlašuji, že v souladu s § 47b zákona č. 111/1998 Sb. v platném znění souhlasím se zveřejněním své bakalářské práce, a to v nezkrácené podobě ve veřejně přístupné části databáze STAG provozované Jihočeskou univerzitou v Českých Budějovicích na jejích internetových stránkách.

V Českých Budějovicích, 4. května 2009

Poděkování

Děkuji paní Mgr. Zuzaně Freitinger Skalické za vstřícnou pomoc, kterou mi poskytla při zpracování mé bakalářské práce. Dále bych chtěla poděkovat odborným konzultantům z oddělení nukleární medicíny FN Plzeň-Lochotín Ing. Jiřímu Vítovcovi a vedoucímu radiologickému asistentovi Karlovi Maříkovi za odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování praktické části mé bakalářské práce.

Abstract

Quality control and phantom scintillographic measurements to check the condition of data-visualisation equipment

In its theoretical part, this work is concerned with the equipment and devices used within the nuclear-medicine quality assurance programme, in particular gamma-camera, as well as acceptance and operational tests the purpose of which is to verify parameter compliance in reference to the values determined during the equipment acceptance tests. Special attention is paid to the signal detection quality, activity measurement correctness and precision, the factors influencing the same and the measurement errors. To avoid incorrect interpretation of erroneous measurements results, continuous quality control is required for the instruments intended to detect ionising radiation. Another subject of the theoretical part is quality of the visualisation technique where the poor quality of the final image may result from incorrect setting and/or failures of the visualisation equipment. The final section of the theoretical part reviews the existing fixtures and radiation sources used in calibration and testing of the images properties of scintillation cameras – the so-called phantoms.

The target of this work is verification of the basic parameters stability of two gamma-cameras and demonstration of the importance of regular scintillographic measurements for the medical examination quality.

The practical part of this work is focused on comparison regarding parameter stability of two Siemens SPECT cameras, model E.CAM of different manufacturing dates. Subject to verification were the basic equipment parameters normally tested within the standard operation stability and quality assurance programmes. The measured values have been arranged in tables and shown in graphs, and subject to statistical processing.

The results of this work will be used in working out the operational standards for the nuclear medicine department of Faculty Hospital in Lochořín in Plzeň, and may serve as reference data in decision on replacement of outdated equipment and devices.

Obsah

Úvod	7
1 Současný stav.....	8
1.1 Přístrojová technika.....	9
1.1.1 Předávací zkoušky	9
1.1.2 Provozní zkoušky.....	10
1.2 Konstrukce gamakamery.....	11
1.2.1 Scintilační detektor	11
1.2.2 Scintilační kamera.....	13
1.3 Kvalita detekce a chyby měření.....	18
1.3.1 Detekční účinnost	18
1.3.2 Časová rozlišovací schopnost	19
1.3.3 Prostorová rozlišovací schopnost.....	19
1.3.4 Energetická rozlišovací schopnost.....	19
1.3.5 Objemová závislost.....	20
1.3.6 Geometrie měření	20
1.4 Chyby měření.....	20
1.4.1 Nepříznivé vlivy u scintigrafie	21
1.5 Kontrola kvality zobrazovacích přístrojů.....	24
1.6 Fantomy.....	24
1.6.1 Fantomy orgánů	25
1.6.2 Fantomy pro testování gamakamer.....	25
2 Cíle práce a hypotézy.....	28
3 Metodika.....	29
3.1 Metodika zkoušek v rámci programu zabezpečování jakosti.....	29
3.1.1 Časový plán zkoušek	29
3.2 Porovnání stability parametrů dvou kamer různého data výroby.....	36
4 Výsledky.....	37
4.1 Stabilita fotopíku.....	37

4.2	<i>Vnitřní integrální homogenita v centrálním FOV</i>	40
4.2.1	Statistické ověření.....	42
4.3	<i>Odchylka centra rotace</i>	45
5	Diskuse	47
6	Závěr	51
7	Seznam použité literatury	52
8	Klíčová slova	54
9	Přílohy	55

Úvod

V současné době dochází k zavádění stále složitější techniky do všech lékařských oborů. Tento trend je velmi dobře patrný v oblasti zobrazovací diagnostiky na radiodiagnostických pracovištích a na pracovištích nukleární medicíny.

Pro plynulý a nepřetržitý provoz pracoviště nukleární medicíny, stejně jako pro minimalizaci radiační zátěže nemocných i personálu, je třeba zajistit, aby vyšetřovací přístroje splňovaly dostatečnou kvalitu. To se týká především jejich konstrukční části a diagnostických parametrů. Při ověřování kvality scintilačních kamer slouží k odhalení případné změny nebo poruchy přístroje vypracované metodiky, které popisují postup při kontrole jednotlivých parametrů přístroje. Pravidelná údržba a kontrola přístroje je jedním z předpokladů, jak předejít možné chybné interpretaci výsledků, jež by mohla mít negativní dopad na diagnostiku a léčbu nemocného.

Testy ověřující správnost všech důležitých detekčních parametrů jsou nezbytné pro zajištění kvality všech výsledků vyšetření na pracovišti nukleární medicíny. V národních radiologických standardech nejsou přesně stanoveny, každé pracoviště nukleární medicíny by je mělo mít zahrnuto v místních radiologických postupech, a to především na základě doporučení výrobce. Každý soubor měření musí být součástí programu zabezpečení jakosti, jenž musí být v souladu s požadavky Státního úřadu pro jadernou bezpečnost uvedenými ve vyhlášce č. 307/2002 Sb., ve znění pozdějších předpisů, a se standardními operačními postupy zveřejněnými Ministerstvem zdravotnictví ČR. Důvodem pro stanovení těchto požadavků je nutnost používání kvalitních standardních pracovních postupů na všech pracovištích tak, aby byl zajištěn maximální přínos z výkonů spojených s lékařským ozářením pacientů.

1 Současný stav

Nukleární medicína je lékařský obor, který slouží k diagnostice a léčbě pomocí otevřených radioaktivních zářičů aplikovaných do vnitřního prostředí organismu.^[8] Zabývá se především zobrazovacími metodami, v menší míře pak diagnostikou laboratorní (in vitro) a léčbou. Zobrazovací metoda v nukleární medicíně se nazývá scintigrafie. Základním úkolem scintigrafie je podrobné, objektivní a přesné zobrazení distribuce radioaktivity v organismu na základě zevní detekce vycházejícího záření gama, a to jak z hlediska prostorového (planární, tomografická scintigrafie), tak i časového (dynamická scintigrafie). Ze scintigrafického vyšetření tak lze usuzovat nejen na morfologické, ale i na fyziologické změny vyšetřované oblasti.

Metody nukleární medicíny patří mezi neinvazivní vyšetřovací metody, využívají však ionizujícího záření. Zákon stanoví povinnost zavádět na pracovištích se zdroji ionizujícího záření program zabezpečení jakosti.^[14] Cílem programu zabezpečení jakosti u přístrojové techniky využívané v nukleární medicíně je včasné odhalení závažných změn technických parametrů, které by měly za následek nižší přesnost měření popřípadě nevyhovující kvalitu zobrazení s možným následkem chybné diagnózy či zbytečně vysoké radiační zátěže vyšetřované osoby nebo personálu. K tomu je potřeba splnění následujících podmínek:

- provádět kontroly s vhodnou frekvencí, některé denně, jiné v delších časových intervalech;
- provádět kontroly s dostačující přesností a reprodukovatelností, tzn. postupovat dle jasně formulovaného protokolu;
- výsledky kontrol, včetně podmínek, za kterých byly měřeny, musí být pečlivě dokumentovány a dále uchovávány;
- musí být stanoven přesný postup pro případ, že kontrola skončí neuspokojivým výsledkem.

1.1 Přístrojová technika

Přístrojová technika zahrnutá do programu zabezpečení jakosti v nukleární medicíně obsahuje tyto aparatury:^[10]

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

Protokol provádění zkoušek parametrů přístrojů sestává z následujících položek:^[10]

- definice – charakterizuje parametr, většinou podle norem IEC, při přílišné komplikovanosti se definice přebírá z mezinárodních doporučení;
- provedení – sestává z dílčích kroků, které musí být provedeny při realizaci zkoušky včetně zpracování výsledků měření;
- hodnocení – zahrnuje doporučené meze, v nichž se musí změřené provozní parametry nacházet;
- frekvence – určuje časové intervaly, v nichž musí být provozní zkoušky prováděny;
- nápravná opatření – obsahuje obecné rady jak postupovat v případě, kdy se provozní zkoušky významně odlišují od výsledku přijímací zkoušky nebo od hodnot měřených běžně při provozních zkouškách, před kontaktováním servisu je vždy nutné opakování měření a pečlivá kontrola, zda byly splněny všechny pokyny v položce provedení.

1.1.1 Předávací zkoušky

Po instalaci přístroje a před jeho uvedením do provozu je nutné provést předávací zkoušky. Tyto zkoušky se provádí také i po každé větší opravě přístroje. Jejich účelem je:^[10]

- porovnat změřené hodnoty parametrů s hodnotami uváděnými výrobcem;

- zkontrolovat všechny parametry a vlastnosti přístroje, jež mohou ovlivnit výsledky vyšetření;
- získat podklady k provádění provozních zkoušek na pracovišti.

Způsob provedení předávacích zkoušek a použitá kritéria je třeba zahrnout do smlouvy s prodejcem. Nejsou-li jejich výsledky v souladu s hodnotami parametrů udávaných v doprovodné dokumentaci, nelze potvrdit převzetí přístroje.

Předávací zkoušky je možno realizovat následujícími způsoby:

- dodávající firma provede zkoušky přímo na pracovišti za účasti odborníka, zpravidla fyzika nebo technika příslušného pracoviště; tento postup je na pracovištích nukleární medicíny v ČR nejčastější;
- zkoušky provedou kvalifikované osoby, zaměstnanci organizace kupující přístroj;
- předávací testy provede nezávislý odborník.

1.1.2 Provozní zkoušky

Základem pro provozní zkoušky jsou výsledky předávacích testování. Zvolené postupy nemusí být zcela totožné s metodami provádění zkoušek předávacích. Účelem je:^[10]

- sledovat, zda jsou naměřené hodnoty parametrů v doporučené toleranci s parametry stanovenými při předávací zkoušce;
- odhalení krátkodobých změn v parametrech a dlouhodobých trendů při jejich pomalých změnách.

1.1.2.1 Rozdělení provozních zkoušek:

Z hlediska náročnosti se provozní zkoušky dělí na:

- jednoduché – výhodou jejich provedení je časová i technická nenáročnost, lze je provést běžně dostupnými pomůckami (jen výjimečně nákladnými) a jejich zajištění je možné vlastními silami pracoviště;
- náročné – nevýhodou je časová náročnost (několik hodin i více) a potřeba speciálního zařízení – pokud to není v možnostech pracoviště, využívá se k vykonání těchto zkoušek firem specializovaných na kontrolu lékařských přístrojů využívajících ionizujícího záření, popř. skupiny odborníků zaměřených na tuto problematiku.

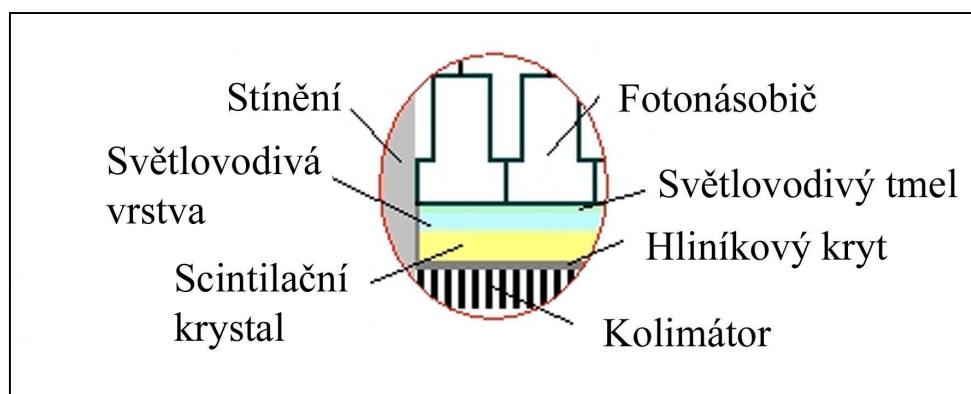
Součástí programu zabezpečování jakosti je preventivní údržba přístrojů – prohlídky, čištění, nahrazování opotřebovaných částí – s cílem předejít náhlým selháním s následným narušením klinického provozu pracoviště. Držitel povolení musí při zajišťování programu jakosti přístrojové techniky dodržovat pokyny výrobce nebo dodavatele uváděné v doprovodném návodu a dokumentaci.

Povinností každého pracoviště je zaznamenávat výsledky předávacích a provozních zkoušek pro každý přístroj a pro tento účel vést zvláštní záznamy.

1.2 Konstrukce gamakamery

1.2.1 Scintilační detektor

Scintilační detektor je zařízení pro detekci ionizujícího záření. Výstupem detektoru je elektrický proud. Scintilační detektor pro nukleární medicínu se vyznačuje vysokou citlivostí při měření záření gama nebo rentgenového záření a je základem převážné většiny detekčních zařízení používaných v nukleární medicíně při vyšetřeních in vivo a in vitro.^[8]



Obr. 1 Detail konstrukce detektoru scintilační kamery^[16]

Scintilační detektor se skládá ze tří částí:

- scintilačního krystalu;
- fotonásobiče;
- elektronické vyhodnocovací aparatury.

Ve scintilačních krystalech používaných v nukleární medicíně jsou detekční látkou anorganické scintilátory, obvykle jodid sodný aktivovaný thaliem NaI (Tl). Při průchodu fotonového záření krystalem vzniká viditelné luminiscenční záření v podobě záblesků (scintilací).

Fotonásobiče se používají pro přeměnu scintilací na elektrické impulzy, které se zpracovávají a registrují elektronickou vyhodnocovací aparaturou. Ta se skládá ze zesilovače impulzů, analyzátoru impulzů, zdroje vysokého napětí pro detektor, počítače aj.



Obr. 2 Fotonásobič^[15]

V analyzátoru impulzů se impulzy třídí podle velikosti napětí, jež je úměrná energii detekovaného záření. Obsahuje dva diskriminátory, jejichž výstupy jsou připojeny k antikoincidenčnímu obvodu. Ten nepustí k dalšímu zpracování impulzy, které přijdou na vstup současně. Analyzátozem projdou pouze impulzy s amplitudou, jež se nachází v tzv. okénku vymezeném oběma diskriminačními hladinami.

Pomocí scintilačního detekčního zařízení s amplitudovým analyzátozem lze změřit scintilační spektrum zářiče gama, jež se skládá z jednoho či více fotonů a

Comptonova spojitého spektra. Impulzy v oblasti fotopíku jsou určeny energií fotonů zářiče, jež se zcela absorbovaly ve scintilačním krystalu. V oblasti spojitého spektra se registrují impulzy odpovídající fotonům gama, které interagovaly Comptonovým rozptylem ve scintilačním krystalu nebo ve tkáni a pouze část jejich energie se absorbovala ve scintilátoru.

Okénko analyzátoru se při všech vyšetřeních v nukleární medicíně nastavuje na význačný fotopík měřeného radiofarmaka.

1.2.1.1 Pozadí scintilačních detektorů

Impulzy zaznamenané detekčním zařízením bez přítomnosti radioaktivního zářiče se označují jako pozadí.^[1] Jsou způsobeny přirozenou radioaktivitou materiálů, z kterých je zhotoven např. detektor nebo stínění, zářením emitovaným z povrchu země, z radioaktivních izotopů rozptýlených v atmosféře a kosmickým zářením. Druhou skupinou nežádoucích impulzů je detektor sám – šumové impulzy fotonásobiče, nesprávné uzemnění elektronických obvodů, nedokonalé kontakty kabelů, poruchy ze sítě. Ke snížení pozadí je třeba dbát na dokonalé odstínění detektoru, např. olovem, železem, betonem apod. a nežádoucí impulzy omezit vhodným nastavením diskriminačních hladin, popřípadě okénka analyzátoru.

1.2.2 Scintilační kamera

Scintilační kamera je dosud nejdokonalejším zařízením sloužícím k scintigrafickému zobrazování distribuce radiofarmaka v organismu. Registruje fotony gama z oblasti vymezené zorným polem kamery.

Scintilačním krystalem je jodid sodný aktivovaný thaliem obvykle obdélníkového tvaru o velikosti 40–50 cm a tloušťce většinou 12,7 mm u starších kamer a 9,5 mm u modernějších. K němu je světlovodem usnadňujícím převod světelných fotonů ze záblesků v krystalu připojen systém fotonásobičů. Před krystalem je kolimátor, kterým procházejí fotony gama a vstupují do krystalu. Úkolem kolimátoru je především omezit dopad rozptýlených fotonů na scintilační detektor. Jeho konstrukce určuje, jaké vlastnosti bude mít výsledný obraz. U moderních digitálních kamer má každý fotonásobič na svém výstupu analogově digitální konvertor ADC, který převádí analogový signál na digitální. Výpočet souřadnic scintilací v krystalu probíhá v digitálním mikroprocesoru,

který přímo osazuje příslušné adresy v obrazové matici počítače příslušnou číselnou informací. Výhodou je, že zesílení předzesilovače každého fotonásobiče přes konvertor je řízeno přímo z počítače, což umožňuje přesnější a operativnější kalibraci kamery (nastavení příslušných korekcí pro linearitu a homogenitu).



Obr. 3 Gamakamea typu E.CAM firmy Siemens

Nejdůležitější parametry scintilační kamery ovlivňující obraz jsou homogenita zorného pole, citlivost (detekční účinnost) a prostorová rozlišovací schopnost (prostorové rozlišení).

Prostorová rozlišovací schopnost kamery je nepřímo úměrná její citlivosti, tzn., že čím je citlivost menší, tím je rozlišení lepší a naopak.

1.2.2.1 Kolimátory

Kolimátor je clona vymezující směr fotonů dopadajících na scintilační krystal.^[12] Potlačuje rozptýlené záření z jiných směrů a ovlivňuje citlivost a rozlišovací schopnost detektoru. Zlepšení prostorové rozlišovací schopnosti je dosaženo na úkor snížení citlivosti měření a naopak. Na vlastnostech kolimátoru tak do značné míry závisí

konečná kvalita scintigrafického obrazu. Kolimátory jsou u scintilačních kamer výměnné. Nejčastěji používaným typem jsou kolimátory s paralelními otvory.

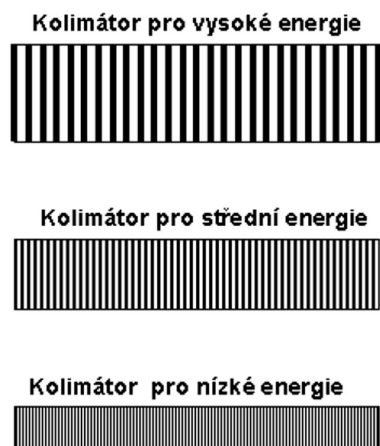


Obr. 4 Stojan s kolimátory

Rozdělení kolimátorů s paralelními otvory dle energie záření:

- nízkoenergetické kolimátory (LE – Low-Energy) – nejčastěji používané pro 140 keV ^{99m}Tc , popř. Tl, vyznačují se subtilní konstrukcí s velkým počtem drobných otvorů, mezi nimiž jsou tenké přepážky cca 0,2–0,5 mm;
- kolimátory pro střední energie (Medium-Energy) – nejvíce používané pro ^{111}In nebo Ga. Tyto kolimátory mají poměrně robustní konstrukci, tloušťka přepážek mezi otvory cca 2–3 mm;
- kolimátory pro vysoké energie (High-Energy) – mají robustní konstrukci s dostatečně tlustými přepážkami mezi otvory, aby byla zabezpečena dostatečná absorpce záření gama přicházejícího z šikmých směrů, aby nedocházelo k prozařování

přepážkami. U klasických scintilačních kamer se vysokoenergetické kolimátory již nepoužívají.



Obr. 5 Schéma kolimátorů pro vysoké, střední a nízké energie^[3]

Dalším kritériem rozdělení nízkoenergetických kolimátorů je jejich požadované rozlišení a citlivost (účinnost). U kolimátorů pro vysoké a střední energie nelze vzhledem k tlustým přepážkám mezi otvory dosáhnout ani vysoké citlivosti ani dobrého rozlišení.

Rozdělení nízkoenergetických kolimátorů dle rozlišení a citlivosti:

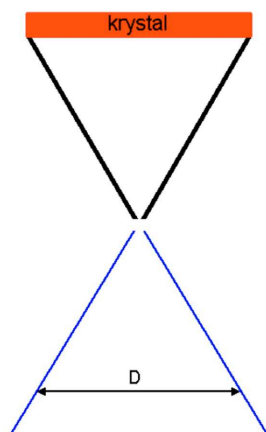
- kolimátory s vysokou účinností (HS – High Sensitivity) – otvory jsou větší a krátké, aby kolimátorem procházelo co nejvíce záření gama z většího prostorového úhlu pro každý otvor. Za zvýšenou účinností detekce však stojí poněkud zhoršená rozlišovací schopnost zobrazení, která se poměrně rychle horší se vzdáleností od čela kolimátoru. Kolimátory HS se používají zřídka;
- kolimátory s vysokým rozlišením (HR – High Resolution) – mají delší a drobnější otvory (cca 1–2 mm) s tenkými přepážkami (cca 0,2–0,4 mm), takže každý otvor snímá záření z poměrně malého prostorového úhlu. Vyšší rozlišení vede k nižší detekční účinnosti (ve srovnání s kolimátory HS). Tento typ kolimátorů se v současné době jeví jako optimální (některá pracoviště dávají přednost kompromisnímu řešení v kolimátorech LEAP);
- kolimátory s ultra-vysokým rozlišením (UHR – Ultra High Resolution) – mají dlouhé a velmi drobné otvory (cca 1 mm) s dostatečně tenkými přepážkami (cca 0,1–0,2 mm), což zaručuje vysokou rozlišovací schopnost, která se jen pomalu zhoršuje

mm), což zaručuje vysokou rozlišovací schopnost, která se jen pomalu zhoršuje se vzdáleností od čela kolimátoru. To je vykoupeno výrazně sníženou citlivostí (přibližně 4×), proto je použití tohoto kolimátoru vyhrazeno jen pro zvláštní případy. Kolimátor UHR se také často neuplatní vinou zvýšených statistických fluktuací v obrazech v důsledku nižšího počtu nastřádaných impulsů;

- kolimátory s vhodným kompromisem mezi rozlišením a citlivostí (LEAP – Low Energy All Purpose) – univerzální kolimátory se střední citlivostí a rozlišením. Řada pracovišť akceptuje spíše vyšší rozlišovací schopnost při poměrně zvýšené době akvizice či vyšší použité radioaktivitě.

Rozdělení kolimátorů s jinak geometricky uspořádanými otvory:

- Pinhole – jednoděrový kolimátor – nejjednodušší druh kolimátoru na principu dírkové komory, který využívá přímočaré šíření fotonů. Má malou detekční účinnost a velikost obrazu velmi silně závisí na vzdálenosti zobrazovaného objektu od otvoru kolimátoru. Pokud je vzdálenost zobrazovaného předmětu od otvoru menší než vzdálenost otvoru od krystalu kamery, poskytuje Pinhole zvětšené a převrácené zobrazení. Používá se již jen ojediněle, především u zvláštních kamer s malým zorným polem využívaných v nukleární thyreologii;

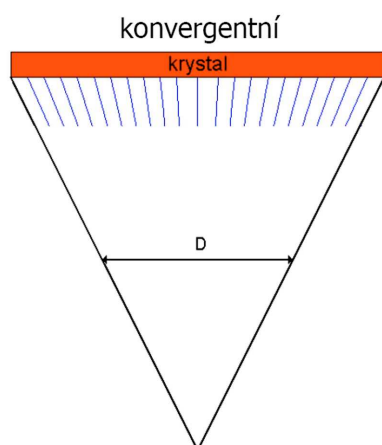


Obr. 6 Pinhole kolimátor^[3]

- kolimátory Fan Beam – jsou konvergentní pouze v jednom směru, zatímco v druhém směru jsou otvory paralelní – ohnisko je přímka (resp. úsečka). Jejich výhodou je, že mají relativně vysokou citlivost a zároveň dobré rozlišení i ve větších vzdálenostech od čela. Tyto kolimátory se občas využívají u scintigrafie SPECT při

zobrazení myokardu a mozku. U těchto vyšetření nemůžeme totiž vzhledem ke geometrickým proporcím při rotaci přiblížit detektor kamery dostatečně blízko;

- kolimátory konvergentní a divergentní (se sbíhajícími nebo s rozbíhajícími se otvory směřujícími do určitého bodu – ohniska) – umožňují zvětšení nebo zmenšení obrazu promítnutého na scintilační krystal kamery. Konvergentní kolimátory se využívaly pro zobrazování malých orgánů jako je srdce, kdy bylo lépe využito velké zorné pole kamery. Divergentní kolimátory se naopak používaly ke zmenšení obrazu v době, kdy gamakamery měly ještě malé zorné pole (kolem 25cm), např. plíce by se do zorného pole nevešly. Nevýhodou byla závislost měřítka zobrazení na vzdálenosti od čela kolimátoru. Současné gamakamery mají velké zorné pole a zlepšení vnitřního rozlišení soustavy krystalu a fotonásobičů vyřadilo tyto kolimátory z provozu.



Obr. 7 Konvergentní kolimátor^[3]

1.3 Kvalita detekce a chyby měření

Kvalita detekce, správnost a přesnost měření aktivity je ovlivněna řadou faktorů.

1.3.1 Detekční účinnost

Detekční účinnost se definuje jako pravděpodobnost, že záření procházející detektorem bude zaznamenáno, a vyjadřuje se zpravidla v procentech. Měří se jako poměr počtu impulsů zaregistrovaných za určitou dobu k celkovému počtu částic, které dopadly za tutéž dobu do citlivého objemu detektoru. Při práci se scintilačními detektory se udává tzv. fotopíková detekční účinnost, jež se definuje jako poměr počtu impulsů

zaznamenaných v oblasti fotopíku (vymezené okénkem analyzátoru) a počtu fotonů dopadajících na detektor. S rostoucí energií záření klesá detekční účinnost. Důvodem je, že vyšší energie zvyšuje pravděpodobnost, že částice proletí detektorem, aniž by byly absorbovány. Kromě velikosti energie ovlivňuje fotopíkovou detekční účinnost rozměr a tvar detektoru a geometrické uspořádání měření.

Celková detekční účinnost udává počet impulzů zaznamenaných za určitou dobu k celkovému počtu částic (primárních fotonů) emitovaných měřeným zdrojem.

1.3.2 Časová rozlišovací schopnost

Časová rozlišovací schopnost je charakterizována tzv. mrtvou dobou. Tím se rozumí časový interval, kdy během průchodu jednoho impulzu není detekční systém schopen zaznamenat další impulz. Při vysokých četnostech nastává ztráta impulzů, tzn. že detekční systém zaznamenává menší četnost, než kdyby se mrtvá doba rovnala nule. Při některých dynamických vyšetřeních scintilační kamerou (např. při fázové ventrikulografii) je nutné korigovat výsledky vyšetření na vliv mrtvé doby.

1.3.3 Prostorová rozlišovací schopnost

Vyjadřuje minimální vzdálenost dvou bodových radioaktivních zdrojů, které lze na scintigrafickém obraze od sebe ještě rozlišit. Špatné prostorové rozlišení je způsobeno nepřesností lokalizace záblesků ve scintilačním krystalu pomocí soustavy fotonásobičů, tzv. vnitřní rozlišení, a dále nedokonalým rozlišením kolimátoru. Geometrické rozlišení kolimátoru je podstatně horší než vnitřní rozlišení detektoru, které u moderních kamer dosahuje 3–4 mm. Nedokonalé prostorové rozlišení způsobuje na scintigrafických obrazech jev objemového zkreslení (Partial Volume Effect). V závislosti na lokální koncentraci radioindikátoru se určité léze na obraze jeví větší či menší.

1.3.4 Energetická rozlišovací schopnost

Energetická rozlišovací schopnost charakterizuje schopnost detektoru odlišit od sebe záření dvou blízkých energií. Vyjadřuje se jako relativní pološířka (šířka v poloviční výšce) fotopíku ^{99m}Tc 140 keV. U moderních kamer je lepší nebo rovna

10 %. Jednou z příčin snížení kontrastu obrazu je zhoršení energetického rozlišení přístroje.

1.3.5 Objemová závislost

Závislost odezvy četnosti měřené detektorem na objemu vzorku při konstantní aktivitě. Měřená četnost impulzů je tím menší, čím větší je objem vzorku dané aktivity. Důvodem je větší absorpce záření uvnitř vzorku. Závislost má význam především při měření in vitro a je výraznější u zdrojů záření s menší energií. Aby nevznikla chyba měření, musí mít všechny vzorky měřené série včetně standardu stejný objem.

1.3.6 Geometrie měření

Celková detekční účinnost je kromě vlastní účinnosti detektoru závislá také na vzájemném prostorovém uspořádání zdroje a detektoru, tzv. geometrii měření. Záření je ze zdroje vysíláno všemi směry a právě měřicí geometrie určuje podíl záření, které zasáhne detektor. Do krystalu dopadá jen malá část emitovaných fotonů, pokud je zdroj záření umístěn ve větší vzdálenosti. S rostoucími rozměry krystalu je vyšší šance zachycení většího počtu fotonů, zároveň se však zhoršuje energetická rozlišovací schopnost. Detekce je účinnější, nachází-li se měřený vzorek přímo ve studnovém detektoru. Sto procentní geometrické účinnosti je dosaženo v případě rozptýlení vzorku přímo v detektoru, např. kapalném scintilátoru.

1.4 Chyby měření

Aby nedošlo k nesprávné interpretaci chybných výsledků měření, je nutné průběžně kontrolovat kvalitu funkce složitých přístrojů určených pro detekci ionizujícího záření. Kontrola je především důležitá u složitých zobrazovacích přístrojů, kde nerovnoměrné zobrazení v rozsahu zorného pole, posun energetického okna mimo oblast fotopíku či zhoršené polohové rozlišení mohou vést k závažným diagnostickým omylům. Chyba měření je tím nižší, čím vyšší počet impulzů naměříme (jediný způsob, jak snížit chyby způsobené statistickými fluktuacemi).^[12]

Chyby měření:

- náhodné – opakuje-li se měření za stejných podmínek, jejich velikost i znaménko se náhodně mění;

- systematické – při opakování měření za stejných podmínek se chyby nemění, dostáváme buď trvale nižší, nebo vyšší výsledky než je skutečná hodnota. Příčinou může být mrtvá doba detektoru, únik plynové náplně ionizační komory, kontaminace detektoru, vliv teploty apod.;
- hrubé – zpravidla bývají způsobeny poruchou přístroje, jeho nesprávným nastavením, popř. chybným měřicím postupem.

Při měření rozlišujeme:

- přesnost výsledku – udává, jak se výsledky jednotlivých měření odchyľují od průměrné hodnoty;
- správnost výsledku – popisuje, jak blízko je změřená hodnota hodnotě skutečné.

Přesnost lze zvýšit zmenšením náhodné chyby, správnost jen potlačením systematické a náhodné chyby měření.

1.4.1 Nepříznivé vlivy u scintigrafie

Zhoršovat kvalitu zobrazení a vést tak k nesprávné interpretaci scintigrafických vyšetření ve smyslu falešně negativních či pozitivních nálezů mohou některé nepříznivé a rušivé jevy.^[12]

1.4.1.1 Nedokonalé prostorové rozlišení

Scintigrafickým zobrazením se obraz skutečné distribuce rozmazává tím více, čím horší je prostorové rozlišení. Vinou nedokonalého rozlišení registrujeme určité množství impulzů nejen v místech, které odpovídají skutečnému nahromadění radioindikátoru, ale i tam, kde se radionuklid nenachází. To znemožňuje rozlišit od sebe blízko položené struktury a zhoršuje detekci některých lézí. U tomografické scintigrafie nelze z geometrických důvodů ve většině případů dosáhnout při rotaci kamery kolem pacienta potřebného přiblížení detektoru k zobrazovanému orgánu. Z důvodu této větší vzdálenosti se ve srovnání s planární scintigrafií zhoršuje prostorové rozlišení. Jednou z možností jak toto částečně zmírnit je použití některého ze systémů snímání (např. systém snímání NCO Prescan, při jehož užití počítač pomocí infračerveného paprsku skenuje profil těla pacienta a pak upravuje dráhu detektoru) či nastavení eliptické dráhy oběhu, případně použití kolimátoru Fan beam.

1.4.1.2 Hloubkové prozařování, superpozice, sumační efekt

U planární scintigrafie dochází k prozařování gama záření z různých hloubek zkoumaného objektu, dále k superpozici a sumování informace o rozložení radioindikátoru ze všech hloubkových vrstev orgánů a tkání do společného obrazu. Výsledná odezva detektoru pak nepochází pouze z míst vyšetřované léze, ale i z vrstev, které se nacházejí pod a nad lézí. Důsledkem toho se detaily struktur z hlubších vrstev zastírají obrazovými informacemi z vrstev povrchových. Superpozice záření z různých hloubek zkoumaného objektu vede ke snížení kontrastu zobrazení lézí a struktur. Tuto nevýhodu je do značné míry možno vyřešit scintigrafií tomografickou.

1.4.1.3 Absorpce záření γ

V důsledku fotoefektu a Comptonova rozptylu ve tkáni je určité množství záření γ během průchodu tkání od místa svého vzniku směrem k detektoru kamery absorbováno při interakci s látkou tkáně. Z tohoto důvodu dochází k poklesu četnosti detekovaných fotonů γ se zvyšující se hloubkou distribuce radioindikátoru v těle. Na scintigrafických obrazech se toto zeslabení, tzv. atenuace, projevuje arteficiálním snížením počtu impulzů ve strukturách uložených ve větší hloubce na rozdíl od struktur uložených na povrchu.

1.4.1.4 Comptonovský rozptyl záření γ

Při Comptonově rozptylu dochází ke změně směru pohybu fotonu γ a snížení jeho energie. Pokud shodou okolností dojde k rozptylu fotonu ve tkáni pod takovým úhlem, že projde otvorem kolimátoru a je detekován krystalem kamery, mohou tyto falešné fotony snížit kontrast scintigrafického obrazu. Pečlivým nastavením okénka analyzátoru na fotopík daného záření γ můžeme toto comptonovsky rozptýlené fotony eliminovat. Důvodem je nižší energie falešných fotonů, které nepadnou do okénka diskriminátoru.

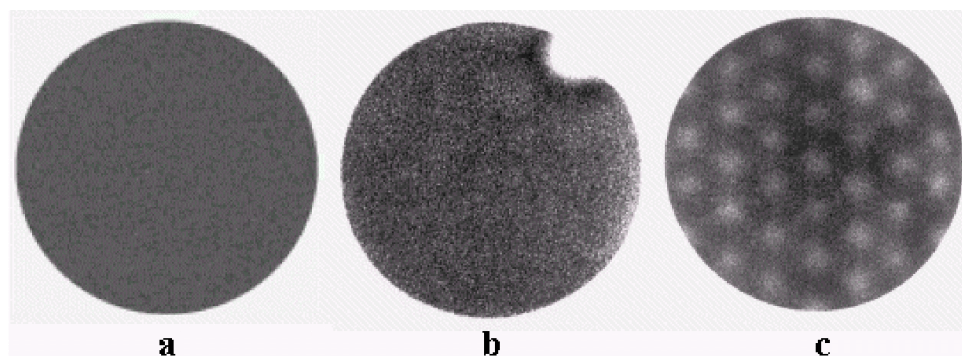
1.4.1.5 Statistické fluktuace v obraze

Přeměna radioaktivních atomů je zcela náhodný proces. Vznikající ionizující záření je vyzařováno náhodně a inkoherentně, proto jeho proud není plynulý, ale kolísající – fluktuující. Stejná je i odezva přístroje detekující toto záření. Žádné dokonalejší přístroje ani metody proto nemohou tento jev odstranit. Statistické fluktuace jsou

u planární scintigrafie dány počtem nastřádaných impulzů v jednotlivých buňkách obrazu a jedinou možností jak snížit tento jev je zvýšit nastřádaný počet impulzů. U scintigrafie tomografické je toto kolísání zmnoženo procesem rekonstrukce, k jehož potlačení je nutné použít vhodnou filtraci.

1.4.1.6 Nehomogenita zorného pole kamery

K nehomogenitě vedou drobné odchylky v detekční účinnosti jednotlivých míst scintilačního krystalu a dále v účinnosti sběru scintilačních fotonů z krystalu jednotlivými fotonásobiči. Tím dochází k arteficielnímu snížení či zvýšení počtu impulzů v určitých místech obrazu a k odchýlkám od linearity zobrazení. Někdy se oba jevy označují jako tzv. neuniformita. Pečlivým seřízením jednotlivých fotonásobičů na stejnou účinnost, tj. stejnou polohu fotopíku, a počítačovou korekcí pomocí vhodné matice korekčních koeficientů, která se získá z pečlivě nasnímaného obrazu homogenního zdroje, lze nehomogenitu snížit. U digitálních scintigrafických kamer jsou obě tyto procedury zahrnuty v ladění fotonásobičů a proceduře recalibrace.



Obr. 8 Typické obrazy homogenity s plošným zdrojem nebo bodovým zářičem: a) normální obraz, b) výpadek fotonásobiče, c) rozladěné fotonásobiče či špatně nastavený fotopík^[12]

U tomografické scintigrafie jsou kladeny vyšší nároky na co nejdokonalejší homogenitu. Důvodem je, že při rotaci kamery se nehomogenní místo zorného pole detektoru geometricky přesunuje kruhově od obrazu k obrazu snímaného orgánu a tím se po rekonstrukci ve výsledném obraze příčného řezu lokální nehomogenita detektoru kamery projevívá jako prstencový artefakt.

1.5 Kontrola kvality zobrazovacích přístrojů

Snížená kvalita výsledného obrazu je důsledkem chyb nastavení a poruch zobrazovacích přístrojů. Pokud dojde k poškození nebo dokonce k výpadku jednoho z fotonásobičů v detektoru scintilační kamery, bude obraz v místě odpovídající poloze vadného fotonásobiče deformován nebo zcela chybět. Jiné závady na přístroji mohou způsobit např. ztrátu účinnosti, snížení energetické nebo prostorové rozlišovací schopnosti apod. U tomografických kamer dochází k tzv. posunům centra rotace, jež způsobují nežádoucí posuny v obrazech jednotlivých projekcí snímaných z určitých úhlů.^[8]

Kvalitu obrazu scintilačních kamer popisuje základní veličina, tzv. integrální homogenita neboli uniformita. Vyjadřuje největší relativní rozdíl mezi dvěma body v zorném poli detektoru. Ideálním stavem je, když při homogenním osvětlení detektoru dojde také k homogenní odezvě ve výsledném obraze. Odchylka od ideálně homogenního obrazu se nazývá nehomogenita. Jakékoli výkyvy vždy ukazují problémy s funkcí přístroje.

Dalšími veličinami, které slouží ke kontrole a popisu kvality zobrazení jsou diferenciální homogenita vyjadřující největší relativní rozdíl dvou sousedních bodů v oblasti zorného pole, tedy lokální nehomogenitu, prostorová rozlišovací schopnost a linearita, citlivost detektoru s kolimátorem, energetická rozlišovací schopnost, atd.

Kontrola jakosti scintilačních kamer slouží k ověření, zda přístroj produkuje obrazy, jež adekvátně odpovídají distribuci radiofarmak v organismu a přispívá k zajištění požadavku maximální kvality diagnostické informace při co nejmenší radiační zátěži pacientů a pracovníků.

1.6 Fantomy

Fantomem v nukleární medicíně rozumíme uměle zhotovený model, který zjednodušeně vyjadřuje určité důležité anatomické rysy rozložení radioindikátoru v organismu či dynamiky jeho pohybu a časových změn.^[12] Fantom má oproti skutečné distribuci radioindikátoru v organismu pacienta dvě základní výhody:

- reprodukovatelnost a jednoduchost;

- přesnou znalost skutečných parametrů geometrické distribuce nebo dynamiky pohybu radioaktivity, kdy tyto parametry zpravidla můžeme nastavovat a měnit.

Druhy fantomů:

- statické fantomy konkrétních orgánů;
- fantomy pro kalibraci a měření fyzikálních parametrů kamer;
- fantomy dynamické – modelují časovou dynamiku změn distribuce radioindikátoru v příslušných orgánech a jejich částech, kdy skutečné hodnoty parametrů této dynamiky jsou známy (jsou zajištěny konstrukcí fantomu, popř. se dají přesně nastavit).

1.6.1 Fantomy orgánů

Napodobují některé typické anatomické tvary a distribuci radioindikátoru v daných orgánech, a to za situace fyziologické či patologické. Snahou je dosáhnout takových podmínek (nastavení kamery, kolimátor, nastřádaný počet impulzů, obrazová matice, modulace obrazu), aby i malé léze byly co nejlépe rozpoznatelné.

Nejznámější je fantom štítné žlázy. Je to nádobka ve tvaru štítné žlázy, která je naplněna roztokem příslušného radionuklidu, obsahující uvnitř prohlubně a výstupky simulující studené a horké uzly. Zobrazuje se scintilační kamerou a posuzuje se, jak věrně jsou na scintigrafickém obraze zachyceny jednotlivé detaily nehomogenity distribuce radioindikátoru ve fantomu. Na podobném principu jsou založeny fantomy ostatních orgánů.

1.6.2 Fantomy pro testování gamakamer

Do této kategorie jsou zařazeny pomůcky a zdroje záření používané pro kalibraci a testování zobrazovacích vlastností scintilačních kamer.

1.6.2.1 Bodový zdroj

Nejjednodušší fantom vhodného radionuklidu (nejčastěji ^{99m}Tc), který se ukládá do patřičného místa zorného pole kamery. Používá se pro testování vnitřní homogenity zorného pole kamery a její kalibraci bez kolimátoru. Bodový zdroj je umístěn do co největší vzdálenosti doprostřed detektoru pod kameru, aby byl krystal ozařován rovnoměrně. Vzniklý scintigrafický obraz by měl být též homogenní. Pokud je homogenita

zorného pole nevyhovující, je třeba provést kalibraci homogenity (ladění fotonásobičů a vytvoření korekční matice) zobrazení scintilační kamery.



Obr. 9 Bodový zdroj

Bodový zdroj se využívá pro testování centra rotace. Umístí se do zorného pole kamery a spustí se jeho scintigrafie SPECT. Odchytky vzniklého obrazce od kruhového pohybu vyhodnocuje příslušný program a zjišťuje posuny osy rotace v závislosti na okamžitém úhlu detektoru.

Pro testování odchylek způsobených vlastními ložisky, na nichž jsou upevněny detektory kamery, nestačí jeden bodový zdroj, ale používá se několik bodových zdrojů rozmístěných ve stanovených místech zorného pole.

1.6.2.2 Plošný homogenní zdroj s radionuklidem ^{57}Co

Plošný homogenní zdroj je vhodný pro kontrolu a testování celkové homogenity zorného pole scintilační kamery s kolimátorem. Výhodou je rychlá a operativní kontrola homogenity zorného pole kamery i s kolimátorem. V případě, že homogenita nevyhovuje, provede se recalibrace kamery pomocí bodového zdroje $^{99\text{m}}\text{Tc}$ bez kolimátoru.

1.6.2.3 Plošný zdroj tvořený roztokem $^{99\text{m}}\text{Tc}$

Plošný zdroj tvořený roztokem $^{99\text{m}}\text{Tc}$ se používá pro měření citlivosti detektoru s kolimátorem. Citlivost je měřena pro každý druh kolimátoru a naměřené hodnoty jsou porovnány s údaji výrobce kamery.

1.6.2.4 Čárový zdroj

Používá se pro kvantitativní fyzikální měření polohového rozlišení kamery. Zdroj tvoří tenká trubička o průměru menším než 0,5 mm naplněná roztokem radionuklidu, nejčastěji $^{99\text{m}}\text{Tc}$, která se zobrazí pomocí kamery s kolimátorem. Pro každý typ

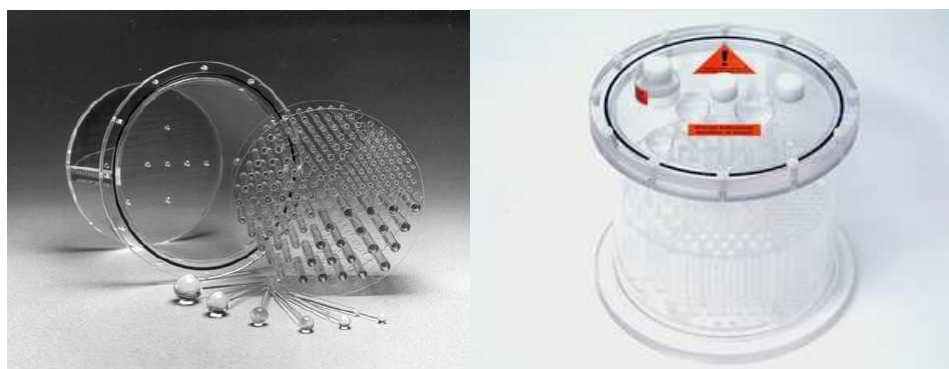
kolimátoru je výsledné polohové rozlišení rozdílné – závisí na jeho vlastnostech a na vzdálenosti čárového zdroje od čela kolimátoru.

1.6.2.5 Bar-fantom

Slouží k jednoduchému vizuálnímu testování rozlišovacích schopností (příp. linearity) kamery. Má obdélníkový tvar, konstrukce bývá různá. Nejčastěji je složen ze čtyř kvadrantů, z nichž každý obsahuje soustavu olovených pásků a mezer stejné šířky. Každý z kvadrantů má rozdílnou šířku mezer a pásků. Olovené proužky pohlcují záření z homogenního zdroje, zatímco mezerami prochází záření gama ke kolimátoru kamery. Na scintigrafickém obraze se sleduje, jaká šířka proužků je ještě rozlišitelná.

1.6.2.6 Válcový fantom typu Jaszczak

Využívá se pro testování zobrazovacích vlastností tomografických kamer SPECT. Je to válec z plexiskla, který je naplněn roztokem ^{99m}Tc . Obsahuje soustavu tyčinek a kuliček různých rozměrů, kam se roztok nedostane, a které simulují tzv. studené léze. Na konci fantomu je volný prostor zaplněný homogenní distribucí radionuklidu sloužící k testování tomografické homogenity.



Obr. 10 Reálný vzhled fantomu Jaszczak^[3]

2 Cíle práce a hypotézy

V praktické části práce jsem porovнала dvě SPECT kamery firmy Siemens odlišného data výroby z hlediska jejich stability. Cílem práce je ověřit vliv stáří přístroje na stabilitu jeho základních parametrů.

Hypotéza: Starší zařízení nevykazuje větší nestabilitu parametrů.

3 Metodika

3.1 Metodika zkoušek v rámci programu zabezpečování jakosti

Zkouška provozní stálosti zahrnuje pro jednotlivé zdroje ionizujícího záření ověřování charakteristických provozních vlastností a parametrů v rozsahu stanoveném českými technickými normami nebo v rozsahu stanoveném při typovém schvalování zdroje záření, a to na základě návrhu výrobce nebo dovozce zařízení.^[14]

3.1.1 Časový plán zkoušek

Na oddělení nukleární medicíny ve Fakultní nemocnici Plzeň-Lochotín je stanoven tento plán kontrol:

Denně (provádí radiologický asistent):

- kontrola fotopíku (Peaking) pro ^{99m}Tc ;
- kalibrace fotonásobičů (Tunning) – jemné ladění, pokud je odchylka zjištěná při kontrole fotopíku větší než $\pm 3,0\%$, kontrola fotopíku se opakuje;
- kontrola vnitřní homogenity (Daily Intrinsic Flood QC) při 30 miliónech impulzů.

Měsíčně (provádí fyzik nebo servisní technik):

- kontrola fotopíku (Peaking) pro ^{99m}Tc ;
- kalibrace fotonásobičů (Tunning);
- kontrola fotopíku (Peaking) pro ^{99m}Tc ;
- kalibrace vnitřní homogenity (Monthly Intrinsic Flood QC) při 200 miliónech impulzů.

Čtvrtletně (provádí fyzik nebo servisní technik):

- kalibrace osy rotace (Multiple Head Registration/Center of Rotation – MHR/COR) pro každý kolimátor používaný pro SPECT;
- kalibrace nekruhové rotace (Noncircular Orbit – NCO).

Nastavení zdroje pro kontrolu fotopíku, ladění a kalibraci homogenity bez kolimátoru

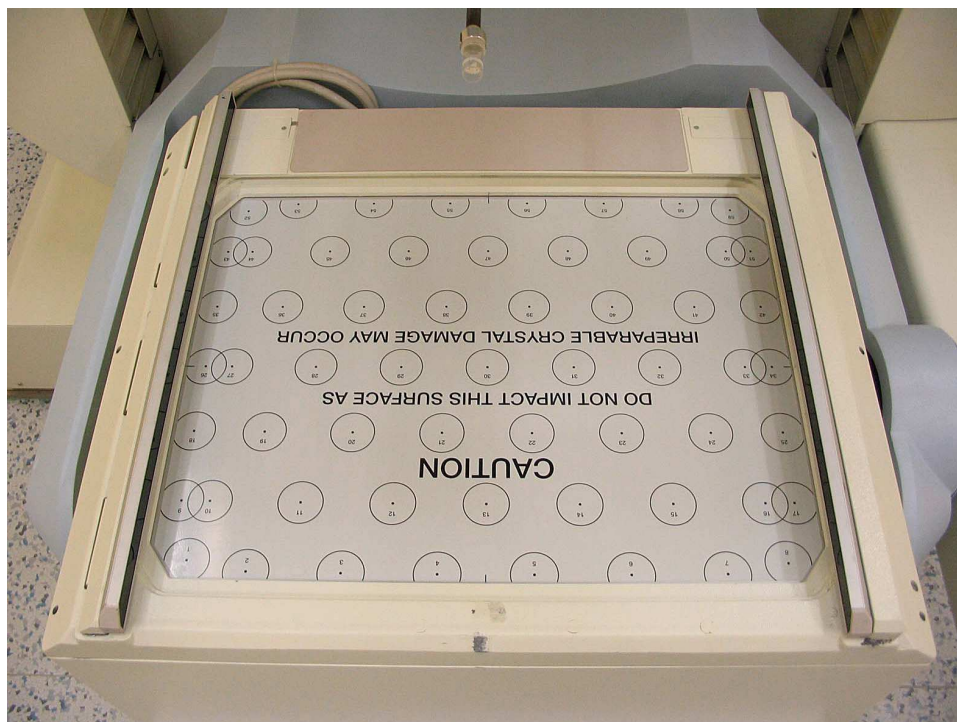
Celý postup zkoušek jsem prováděla pod vedením fyzika oddělení nukleární medicíny. K tomu, abych správně nastavila bodový zdroj, jsem postupovala následujícím způsobem:

1. Odstranila jsem kolimátory.
2. Natočila jsem detektory tak, aby se detektor č. 1 nacházel v poloze 0° a detektor č. 2 v poloze 180° .
3. Vysunula jsem integrovaný držák zdroje z jeho klidové polohy na zadní části vyšetřovacího stolu tak, aby se nacházel přibližně ve středu.
4. Připravila jsem si bodový zdroj. Na vatu jsem nakapala přiměřené množství eluátu technecia.
5. Upevnila jsem konec nádoby s krytkou do držáku zdroje a zajistila tak, aby se vata s aktivním roztokem nacházela přibližně ve středu detektorů.
6. Vyšetřovací stůl jsem nastavila do takové výšky, aby se zdroj nacházel přibližně ve stejné vzdálenosti od obou detektorů. Přesnou polohu stolu jsem pak upravila tak, aby četnosti impulzů na displeji zaznamenávané oběma detektory byly přibližně stejné.
7. Zkontrolovala jsem spektrum záření, abych se ujistila, že měření nebude ovlivněno případným rozptýleným zářením (např. přítomnost osoby s aplikovaným radionuklidem ve vedlejší místnosti).

Kontrola fotopíku (Peaking) pro ^{99m}Tc

Při kontrole fotopíku musí být oba detektory zapnuté. V opačném případě zůstane zachována informace uložená v paměti a pro daný detektor bude provedená kontrola bez efektu. Po nastavení zdroje jsem vybrala izotop – ^{99m}Tc , jehož peaking jsem prováděla. Po spuštění procesu provedl systém kontrolu aktivovaných detektorů v souladu s parametry analyzátoru. Po skončení procesu se na obrazovce řídicího počítače v poli Peak Status automaticky nastavil odpovídající stav – vypisuje, zda byl proces nastavování píku pro daný detektor úspěšně dokončen. V polích Off-Peak Shift (%) se nastaví hodnoty posunutí maxima. Tato procentuální hodnota reprezentuje, jak daleko

musí systém posunout zjištěný fotopík izotopu, aby odpovídal definovaným hodnotám analyzátoru. Pro izotopy ^{99m}Tc a ^{57}Co je akceptovatelná hodnota Off-Peak Shift menší než $\pm 3,0\%$, pro vyšší energie a izotopy s několika píky může být posun fotopíku větší (až 5–6 %).



Obr. 11 Detektor kamery se sejmutým kolimátorem připravený pro kalibraci. V horní části obrazu je patrný bodový zdroj ^{99m}Tc

Kalibrace fotonásobičů (Tunning)

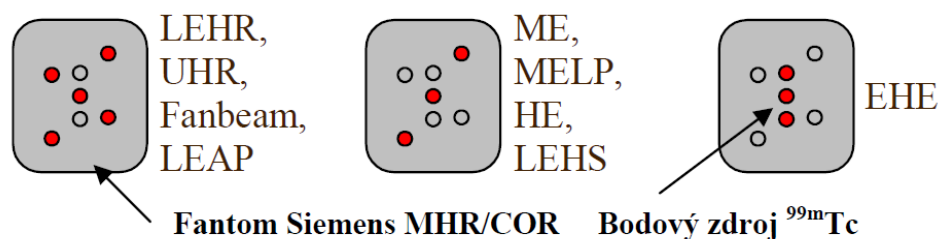
Kalibrace fotonásobičů (Tunning) umožňuje provést jemné vyladění trubic fotonásobičů (PMT) uvnitř každého detektoru. Po nastavení zdroje a peaku systému pro ^{99m}Tc jsem vybrala detektor, který jsem chtěla ladit a spustila proces ladění tlačítkem *Tune*. Pokud jsou všechny hodnoty ladění pro střed PMT menší než 0,7 % a pro PMT na okrajích menší než 1,5 %, ladění je úspěšně dokončeno. Pak jsem ještě jednou provedla kontrolu fotopíku.

Hrubé ladění zajišťuje větší úpravy zisku PMT a za normálních podmínek není zapotřebí.

Kalibrace os rotace (Multiple Head Registration/Center of Rotation MHR/COR a Noncircular Orbit NCO)

Při tomografických vyšetření dochází vlivem nedokonalé mechanické tuhosti konstrukce kamery a mechanických vůlí v závěsech pohybujících se částí k odchylkám polohy detektorů od ideálních teoretických předpokladů. Z toho důvodu se provádí kalibrace osy rotace (COR) a nekruhové rotace (NCO). Kalibrace slouží k vytvoření korekčních matic: pro COR 240 matic (frames) 128×128 pixelů, tj. pro 120 úhlových poloh (view) po 3° a pro NCO 720 matic 128×128 , tj. pro 360 úhlových poloh po 1° . Matice korekčních koeficientů se využívají při tomografických rekonstrukcích s cílem minimalizace možných artefaktů v obrazech řezů, které mohou vznikat na základě reálných odchylek poloh detektorů od předpokládaného ideálního kruhového pohybu s fixní osou rotace, který je základním předpokladem tomografické rekonstrukce.

Kalibraci provádí servisní technik výrobce, radiologický fyzik nebo radiologický technik se specializací pro nukleární medicínu. K tomuto účelu se používá kalibrační fantom NCO/MHR/NEMA, který se upevňuje na přední část vyšetřovaného stolu. Do fantomu se vkládají bodové zářiče s aktivitou 33–40 MBq/ks radionuklidu ^{99m}Tc .



Obr. 12 Fantom Siemens MHR/COR s rozmístěním bodových zdrojů^[3]

V závislosti na kolimátoru je třeba připravit odpovídající počet bodových zdrojů, které se umístí do otvorů ve fantomu. Tři bodové zářiče se používají pro kolimátory pro mimořádně vysoké energie, střední energie, vysoké energie a vysokou citlivost a pět bodových zářičů pro kolimátory s vysokým rozlišením, s velmi vysokým rozlišením, univerzální pro nízké energie a FanBeam. Na pracovišti nukleární medicíny FN Plzeň-Lochotín se používají kolimátory High Resolution (LEHR), Low Energy All Purpo-

se (LEAP) a Medium Energy High Resolution (MEHR). Kalibraci MHR/COR je třeba provést individuálně pro každý druh používaných kolimátorů v kombinaci s každou používanou geometrií detektorů (180°, 90°, 76°). Kalibraci NCO je také třeba vytvořit individuálně pro každý druh používaných kolimátorů pro geometrii detektorů 180° a to hned v návaznosti pro dané MHR/COR kalibraci v 180°, a to bez jakékoliv manipulace s patientským stolem a bodovými zdroji, tzn., že nesmí dojít ke změně jejich polohy. Poté se provádí geometrie 90°, 76° (možno nastavit jen u Low Energy, lze i u Medium a High Energy). Kalibrace nejsou vázány na předchozí provedení testů nebo jiných kalibrací a nemusí být provedeny všechny, ani v jednom časovém termínu.

Před zahájením kalibrace se kalibrační fantom umístí na vyšetřovací stůl tak, aby při vysunutí stolu do pozice +158 cm byl střední bodový zdroj přibližně ve středu zorného pole detektorů. Výška stolu se nastaví na pozici -5 cm a radius rotace detektorů se nastaví na 20 cm pro geometrii detektorů 180° (pro 90° a 76° je pevně dán a nelze ho nastavovat). Pak nastavíme boční pozici gantry na 0 cm a sklon detektorů na 0°.

Parametry akvizice jsou implicitně dány a nelze je měnit. Vybereme kolimátor, se kterým má být kamera kalibrována, nastavíme ^{99m}Tc s odpovídajícím fotopítkem 140 keV a oknem 15 % a spustíme akvizici. Jakmile je akvizice ukončena, na obrazovce řídicího počítače se postupně objeví několik dialogových oken sdělujících, že systém provádí různé funkce pro potřeby odpovídající kalibrace.

Pro kalibrace MHR/COR:

- uložení zaznamenaných dat;
- výpočet offsetů;
- vykreslení posunutí MHR/COR.

Pro kalibrace NCO:

- uložení zaznamenaných dat;
- výpočet kalibračních úhlů.

Jsou-li naměřené hodnoty odchylek v rámci akceptovatelné tolerance, korekční hodnoty uložíme. V opačném případě kalibraci ukončíme bez uložení korekčních hodnot a používáme dosavadní.

Akceptovatelné MHR/COR kalibrační výsledné hodnoty:

- max. X – min. X (grafy posunutí ve směru X) < 1 pixel;
- posun $Y \leq +1$ pixel;
- střední kvadratická odchylka < 0,5 pixelu;
- úhel zpětné projekce < 0,8°.

Akceptovatelné NCO kalibrační výsledné hodnoty:

- úhel PHS mezi $-2,0^\circ$ a $+2,0^\circ$;
- střední kvadratická odchylka úhlu PHS < 0,5°;
- úhel gantry mezi $-1,0^\circ$ a $+1,0^\circ$;
- střední kvadratická odchylka úhlu gantry < 0,5°.

Kalibrace vnitřní homogenity detektoru bez kolimátoru (Intrinsic Flood Calibration)

Měřením homogenity zorného pole se rozumí hledání odezvy detekčního systému na homogenní ozáření tohoto pole.

Způsoby měření homogenity:

- měření vnější homogenity (Extrinsic Flood Calibration) s nainstalovanými kolimátory a s plošným radioaktivním zdrojem (^{57}Co , $^{99\text{m}}\text{Tc}$);
- měření vnitřní homogenity (Intrinsic Flood Calibration) bez kolimátorů s použitím bodového zdroje $^{99\text{m}}\text{Tc}$.

Vyhodnocuje se integrální a diferenciální homogenita v užitečném zorném poli (UFOV) a centrálním poli detektoru (CFOV). CFOV vyjadřuje 75 % UFOV. U ideálně homogenního obrazu je nehomogenita nulová. Ve skutečnosti je u současných scintilačních kamer vnitřní integrální homogenita v oblasti centrálního pole pod hranicí 3 %; hodnoty diferenciální homogenity dosahují obvykle ještě nižších hodnot.

Při měsíční kontrole homogenity je vždy vytvářena nová korekční mapa. Rozumíme tím tzv. matici opravných faktorů, které korigují nehomogenity v obraze. Každý pixel je násoben odpovídajícím opravným faktorem. Tím se docílí stejné detekční účinnosti detektoru v místě každého pixelu. Z výsledného obrazu systém zjistí citlivost detektoru v místě jednotlivých pixelů a podle toho stanoví nové korekční koeficienty pro

obsah každého pixelu. Nová korekční matice se uloží do databáze kalibračních tabulek, přepíše původní data a je používána, dokud se nevytvoří další korekční matice.

Kalibrace homogenity detektoru bez kolimátoru se smí provádět jen pro faktor zoom 1,00 pro všechny kolimátory. Pokud je nastaven jiný faktor zvětšení, kalibrační informace se systémem automaticky přepočítávají.

Systém provede aktualizaci korekčních údajů aplikovaných na studie pacientů jen tehdy, pokud v průběhu kalibrace zaznamená minimálně 50 miliónů impulzů. Tato hodnota je dostatečná pro studie SPECT pořizované v matici 64×64 nebo 128×128 . Nemáme-li v úmyslu vygenerovat nové intrinsické korekční faktory (systém vypočítá pouze homogenitu), stačí zaznamenat méně než 50 miliónů impulzů. Předvolba pro měsíční kalibraci vnitřní homogenity je nastavena na 200 miliónů impulzů, u denní kontroly stačí 10 miliónů impulzů.

Před spuštěním kalibrace homogenity detektoru je třeba se ujistit, že počty impulzů jsou přibližně na obou detektorech stejné. Pokud se údaje o počtu impulzů na detektorech liší o více jak 5 %, upravujeme polohu lehátka vyšetřovacího stolu tak dlouho, dokud nedocílíme potřebné shody. K měření je použit bodový zdroj ^{99m}Tc , který je umístěn do držáku v opěrce stolu do vzdálenosti 30–40 cm od čela detektoru. Pro homogenní ozáření detektoru je třeba, aby se bodový zdroj nacházel ve vzdálenosti rovnající se nebo větší než čtyřnásobek delší strany detekčního pole, což není možno u dvou-detektorové kamery splnit. Proto je do výsledného obrazu zavedena geometrická korekce, která upravuje obraz pořizovaný z velmi blízké vzdálenosti bodového zdroje tak, jako by byl detektor ozářen homogenně.

Systém pak z četností impulzů změřených na jednotlivých fotonásobičích vypočítá hodnotu homogenity v procentech. Obraz označený Raw Image ukazuje kalibrační data, jak byla zaznamenána z bodového zdroje. Ve středu surového obrazu je bílý bod způsobený nastavením zdroje a detektoru. Obraz označený Curvature Corrected Flood představuje korigovaný surový obraz a používá se pro výpočty korekčních hodnot a homogenity. Pokud jsou hodnoty homogenity nepřijatelné, v dialogovém okně se objeví zpráva, že hodnoty homogenity jsou nesprávné nebo je není možné vypočítat.

V takovém případě je třeba najít případnou chybu nebo povolat servisního technika k opravě kamery.

3.2 *Porovnání stability parametrů dvou kamer různého data výroby*

Pro srovnání stability parametrů přístrojů odlišného data výroby jsem vybrala dvě konstrukčně prakticky shodné SPECT gamakamery firmy Siemens Medical Solutions, USA, různého data výroby – kameru E.CAM Profile, výrobní číslo 6729, uvedenou do provozu v lednu 2001, a kameru E.CAM Signature, výrobní číslo 11395, uvedenou do provozu v dubnu 2006. Kamery jsou instalovány na oddělení nukleární medicíny FN Plzeň-Lochotín.

Cílem práce bylo ověřit, zda se obě kamery liší stabilitou základních parametrů vzhledem ke stáří přístroje. Pro srovnání jsem vybrala základní parametry kontrolované v rámci zkoušek provozní stálosti programu zabezpečování jakosti. V době zpracování tohoto testu byla kamera E.CAM Profile v provozu 8 let a E.CAM Signature 3 roky. Tato doba je dostatečná pro počáteční ustálení parametrů po uvedení zařízení do provozu.

Ke srovnání elektrické části obou kamer jsem vybrala hodnoty posunu fotopíku a hodnoty vnitřní homogenity (Integral Uniformity in Central FOV) získané v rámci měsíční kalibrace vnitřní homogenity (Intrinsic Flood Calibration) prováděné bez kolimátoru bodovým zdrojem ^{99m}Tc o aktivitě 1 MBq do dosažení 200 miliónů impulzů. Srovnala jsem hodnoty vnitřní homogenity obou kamer dosažené při kalibraci. Sledované období jsem stanovila na deset měsíců. Vzhledem k tomu, že se jedná v obou případech o dvoudetektorové kamery, srovnávala jsem navzájem vždy odpovídající si detektory.

Pro srovnání stability parametrů mechanické části kamer jsem vybrala hodnoty odchylky centra kruhové rotace (Shift Center of Rotation) *Max. X* pro oba detektory a polohu detektorů 180° pro obě kamery osazené kolimátorem LEHR.

Získané hodnoty jsem vynesla do srovnávacích grafů a provedla základní statistické zpracování. Při zpracování naměřených údajů jsem používala tabulkový kalkulátor Microsoft Excel.

4 Výsledky

4.1 Stabilita fotopíku

Výsledky měsíčních kontrol hodnoty fotopíku jsem zapsala do Tab. 1.

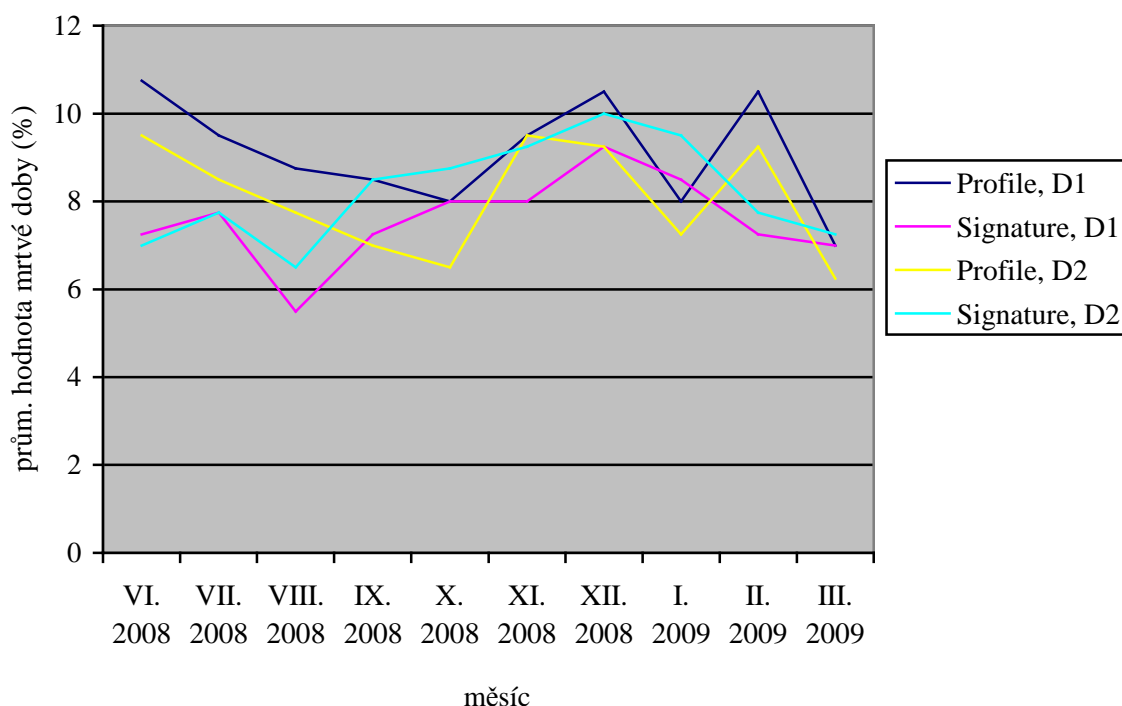
Tab. 1 Hodnoty mrtvé doby a posunu fotopíku detektorů kamer (%)

parametr	mrtvá doba (Dead Time) (%)				posun fotopíku (Peak Shift) (%)			
	Profile		Signature		Profile		Signature	
kamera	D1	D2	D1	D2	D1	D2	D1	D2
detektor	D1	D2	D1	D2	D1	D2	D1	D2
VI. 2008	10,75	9,50	7,25	7,00	-0,36	-0,59	-0,28	-0,58
VII. 2008	9,50	8,50	7,75	7,75	-0,34	-0,51	-0,07	-0,27
VIII. 2008	8,75	7,75	5,50	6,50	-0,45	-0,65	-0,61	-0,84
IX. 2008	8,50	7,00	7,25	8,50	-0,45	-0,72	-0,45	-0,62
X. 2008	8,00	6,50	8,00	8,75	-0,42	-0,78	-0,30	-0,21
XI. 2008	9,50	9,50	8,00	9,25	-0,65	-0,82	1,51	0,13
XII. 2008	10,50	9,25	9,25	10,00	-0,79	-1,09	-0,42	-0,63
I. 2009	8,00	7,25	8,50	9,50	-0,53	-0,65	-0,94	-0,77
II. 2009	10,50	9,25	7,25	7,75	-0,53	-0,65	-0,94	-0,77
III. 2009	7,00	6,25	7,00	7,25	-0,99	-0,76	-0,94	-0,77
průměr	9,10	8,08	7,58	8,23	-0,55	-0,72	-0,34	-0,53
sm. odch.	1,19	1,21	0,95	1,10	0,19	0,15	0,68	0,30
rozptyl	1,4275	1,4756	0,9006	1,2056	0,0379	0,0228	0,4672	0,0895

Průměrná hodnota mrtvé doby detektoru č. 1 kamery E.CAM Profile během sledovaného dosahovala hodnoty $(9,1 \pm 1,19)$ % s průměrnou hodnotou posunu fotopíku $(-0,55 \pm 0,19)$ %, u detektoru č. 1 kamery E. CAM Signature byla mrtvá doba $(7,58 \pm 0,95)$ % a průměrný posun fotopíku $(-0,34 \pm 0,68)$ %.

Průměrná hodnota mrtvé doby detektoru č. 2 kamery E.CAM Profile dosahovala hodnoty $(8,08 \pm 1,21)$ % s průměrnou hodnotou posunu fotopíku $(-0,72 \pm 0,15)$ %, u detektoru č. 2 kamery E. CAM Signature byla mrtvá doba $(8,23 \pm 1,1)$ % a průměrný posun fotopíku $(-0,53 \pm 0,30)$ %.

Hodnoty mrtvé doby obou kamer jsou srovnány graficky na str. 38.



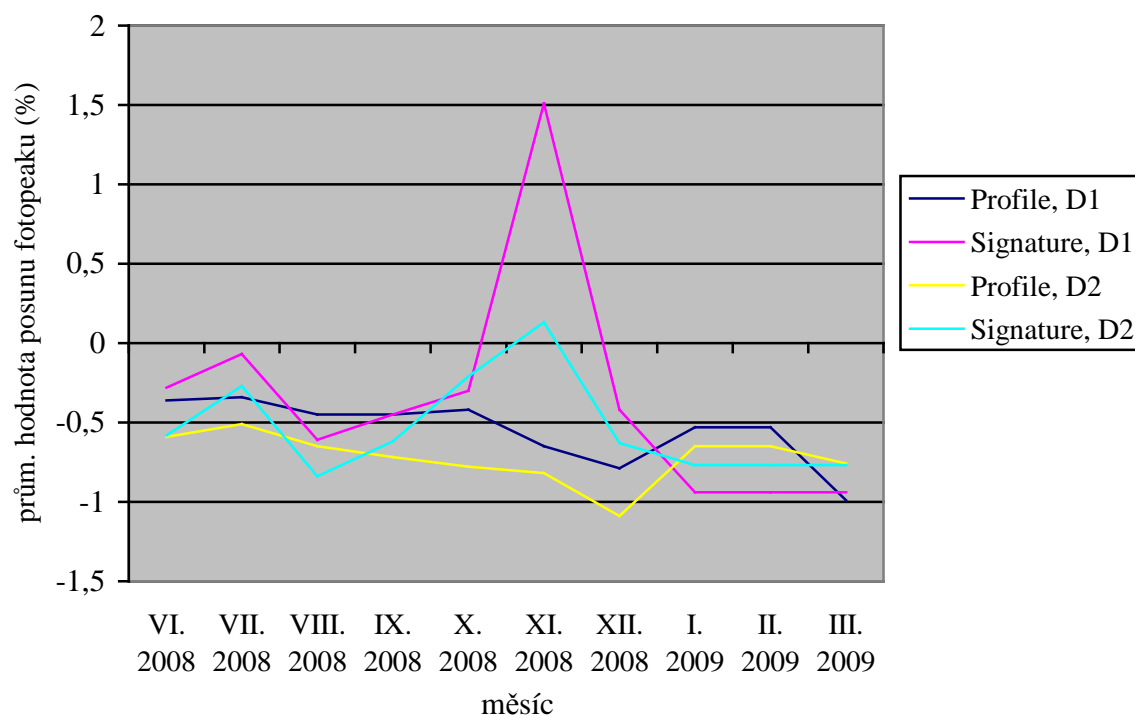
Graf 1 Průměrné hodnoty mrtvé doby kamer Profile a Signature

Z grafu hodnot mrtvé doby obou detektorů kamer E.CAM Profile a E.CAM Signature není zřejmý žádný trend ve změně hodnot během sledovaného období, obě kamery vykazují na obou detektorech zhruba stejné hodnoty mrtvé doby.

Z naměřených údajů dále vyplývá, že během sledovaného období nedošlo k překročení hodnot posunu fotopíku o více než 3 % (doporučená maximální odchylka, detektory však mohou pracovat s posunem až 11 %).

V prosinci roku 2008 došlo k ojedinělému zvýšení hodnoty posunu fotopíku kamery E.CAM Signature u obou detektorů, především však u detektoru č. 1., příčinu tohoto stavu se však nepodařilo zjistit. Vzhledem k tomu, že hodnota posunu fotopíku zůstala hluboko pod povoleným maximem, nebylo třeba činit žádná opatření.

Graf hodnot posunu fotopíku obou kamer je na str. 39, patrný je nevýznamný nárůst posunu fotopíku v průběhu sledovaného období směrem k záporným hodnotám.



Graf 2 Průměrné hodnoty posunu fotopíku detektorů kamer Profile a Signature

Ze srovnání hodnot posunu fotopíku obou kamer je zřejmé, že kamera E.CAM Signature dosahovala menší hodnoty posunu fotopíku, ovšem s výrazně vyšším rozptylem hodnot, především u detektoru č. 1. Rozdíl mezi kamerami je vzhledem k maximální akceptovatelné hodnotě posunu fotopíku $\pm 3\%$ pro nižší energie a nejvyšší teoreticky možné odchylce $\pm 11\%$ nevýznamný.

4.2 Vnitřní integrální homogenita v centrálním FOV

Výsledky měsíčních kontrol kvality jsem zapsala do tabulek. V Tab. 2 jsou uvedeny hodnoty vnitřní integrální homogenity obou srovnávaných kamer pro centrální FOV měřené při 200 miliónech impulzů za sledované desetiměsíční období.

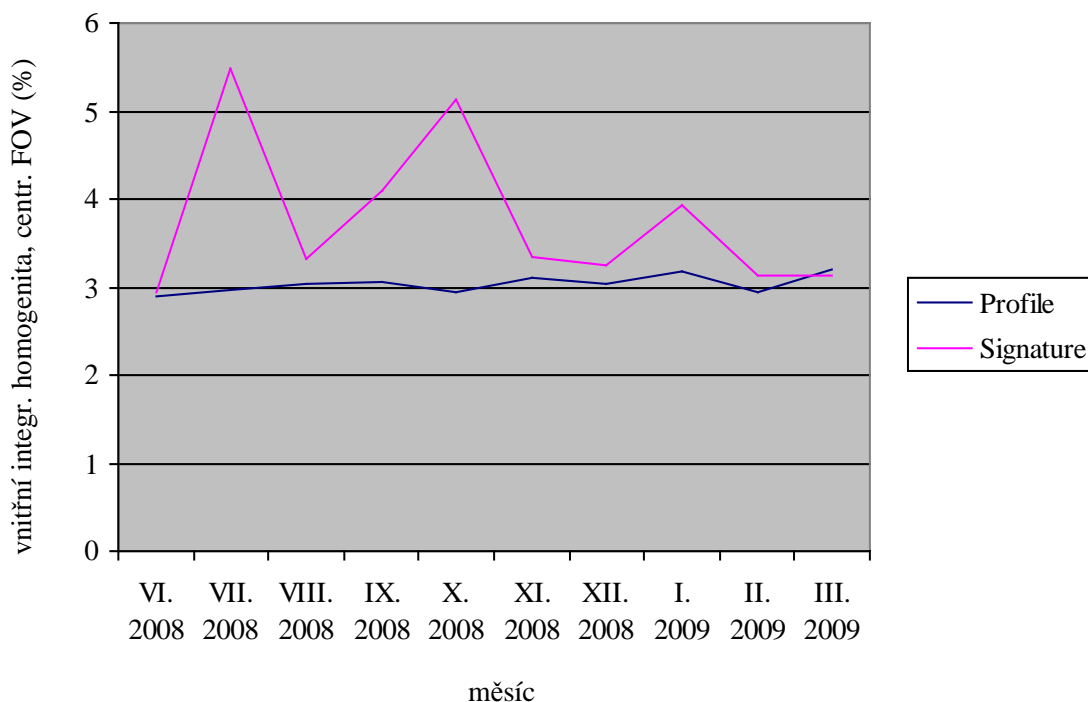
Tab. 2 Hodnoty vnitřní integrální homogenity pro centrální FOV (%)

kamera	Profile		Signature	
	detektor 1	detektor 2	detektor 1	detektor 2
VI. 2008	2,89	3,21	2,94	3,27
VII. 2008	2,97	3,34	5,49	3,15
VIII. 2008	3,03	3,27	3,31	2,98
IX. 2008	3,06	3,39	4,09	3,76
X. 2008	2,94	3,47	5,14	3,18
XI. 2008	3,10	3,49	3,35	3,42
XII. 2008	3,04	2,88	3,25	3,18
I. 2009	3,18	3,20	3,92	3,20
II. 2009	2,94	3,59	3,13	3,55
III. 2009	3,21	2,64	3,13	3,25
průměr	3,04	3,25	3,78	3,29
sm. odch.	0,10	0,28	0,84	0,21
rozptyl	0,0100	0,0763	0,7126	0,0455

Průměrná hodnota vnitřní integrální homogenity v centrálním FOV během sledovaného období činila u detektoru č. 1 kamery E.CAM Profile $H = (3,04 \pm 0,1) \%$, u detektoru č. 1 kamery E.CAM Signature byla vnitřní homogenita $H = (3,78 \pm 0,84) \%$.

U detektoru č. 2 kamery E.CAM Profile byla průměrná hodnota vnitřní integrální homogenity v centrálním FOV $H = (3,25 \pm 0,28) \%$, u detektoru č. 2 kamery E.CAM Signature byla vnitřní homogenita $H = (3,29 \pm 0,21) \%$.

Grafické srovnání hodnot vnitřní integrální homogenity obou kamer a statistické ověření je na str. 41 a 42.

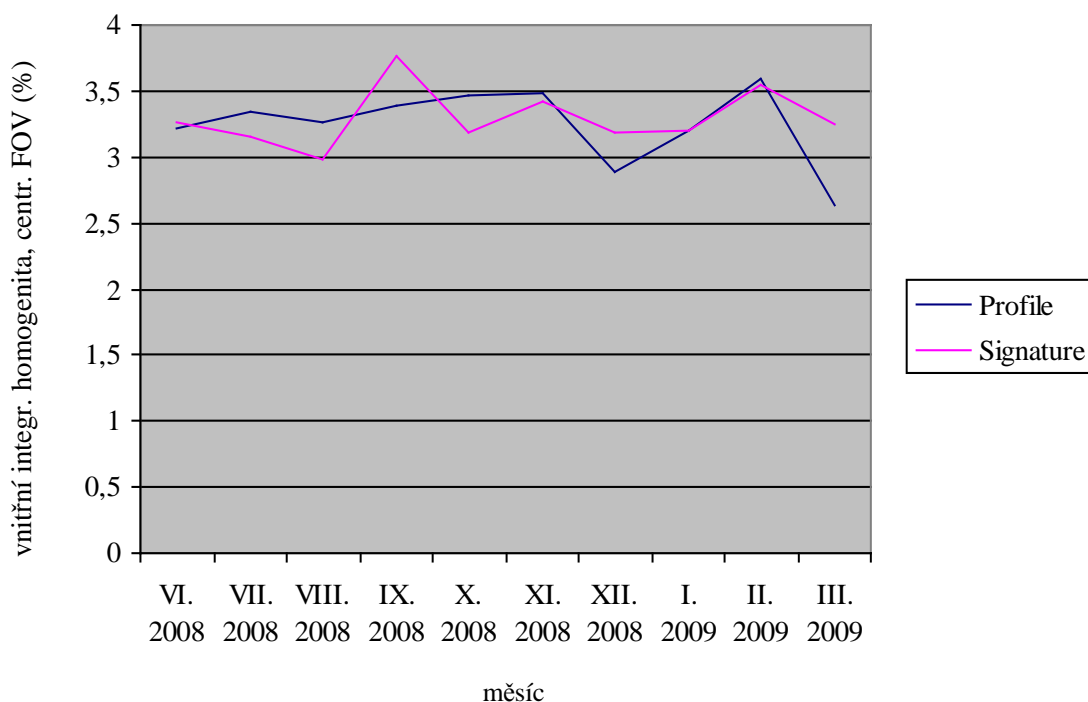


Graf 3 Srovnání hodnot vnitřní integrální centrální homogenity detektorů č. 1 (%)

Z grafu je patrné značné kolísání hodnoty vnitřní integrální homogenity detektoru č. 1 kamery Signature, nedošlo však k překročení povoleného maxima 7 %. Nestabilita detektoru byla způsobena poruchou fotonásobiče a jeho následnou výměnou za fotonásobič nový v době před započítím sledovaného období. Z grafu je též patrná postupná stabilizace hodnot homogenity opraveného detektoru.

Rozptyl hodnot vnitřní integrální homogenity detektoru č. 1 kamery E.CAM Profile během sledovaného období byl $S_x^2 = 0,0100$, u detektoru č. 1 kamery E.CAM Signature byl rozptyl $S_y^2 = 0,7126$.

Vzhledem k nestandardnímu chování detektoru kamery Signature v průběhu sledovaného období nebylo statistické srovnání detektorů č. 1 provedeno.



Graf 4 Srovnání hodnot vnitřní integrální centrální homogenity detektorů č. 2

Z grafu je patrná poměrně dobrá shoda parametrů detektorů č. 2 obou kamer.

4.2.1 Statistické ověření

Pro správný výběr statistického testu je třeba znát hodnoty rozptylu obou srovnávaných souborů.

Při předpokladu normálního rozdělení hodnot jsem pro ověření hypotézy o rovnosti rozptylů hodnot použila dvojitý F-test na hladině významnosti $\alpha = 0,05$.^[6]

Střední hodnota vnitřní integrální homogenity detektoru č. 2 kamery Profile je

$$\bar{x} = \frac{\sum x_i}{n} = 3,25 \% ,$$

u detektoru č. 2 kamery Signature je střední hodnota vnitřní integrální homogenity

$$\bar{y} = \frac{\sum y_i}{n} = 3,29 \% .$$

Rozptyl vypočítáme podle vzorce

$$S_x^2 = \frac{1}{n} \sum n_i (x_i - \bar{x})^2 = \frac{1}{10} \sum (x_i - 3,25)^2 = 0,07628,$$

a dále pak

$$S_y^2 = \frac{1}{n} \sum n_i (y_i - \bar{y})^2 = \frac{1}{10} \sum (y_i - 3,29)^2 = 0,04554.$$

Stanovila jsem nulovou hypotézu a alternativní hypotézu:

$$H_0: S_x^2 = S_y^2$$

$$H_a: S_x^2 > S_y^2$$

Experimentální F kritérium vypočítáme podle vzorce

$$F_{\text{exp}} = \frac{S_x^2}{S_y^2} = \frac{0,07628}{0,04554} = 1,67501$$

Pro kritický obor W platí:

$$W = \langle F_{n_1-1, n_2-1}(\alpha), \infty \rangle.$$

V tabulkách^[6] najdeme kritickou hodnotu F-testu pro $\nu_1 = n_1 - 1 = 10 - 1 = 9$ a pro $\nu_2 = n_2 - 1 = 10 - 1 = 9$ na hladině významnosti $\alpha = 0,05$:

$$W = \langle F_{9,9}(0,05), \infty \rangle = \langle 3,18, \infty \rangle.$$

Zjišťujeme, že $F_{\text{exp}} \notin W$. Můžeme tedy přijmout nulovou hypotézu a zamítnout hypotézu alternativní. Mezi rozptylem hodnot vnitřní integrální homogenity S_x^2 a S_y^2 detektorů č. 2 obou kamer není statisticky významný rozdíl.

Ke statistickému ověření významnosti rozdílů hodnot vnitřní integrální homogenity obou detektorů jsem tedy mohla použít metodu dvouvýběrového t-testu na hladině významnosti $\alpha = 0,05$.^[6] Stanovila jsem nulovou a alternativní hypotézu:

$$H_0: \bar{x} = \bar{y}$$

$$H_a: \bar{x} \neq \bar{y}$$

Experimentální t kritérium vypočítáme podle vzorce

$$t_{\text{exp}} = \frac{\bar{x} - \bar{y}}{\sqrt{(n_1 - 1) S_x^2 + (n_2 - 1) S_y^2}} \sqrt{\frac{n_1 n_2 (n_1 + n_2 - 2)}{n_1 + n_2}}$$
$$t_{\text{exp}} = \frac{3,25 - 3,29}{\sqrt{(10 - 1) 0,07628 + (10 - 1) 0,04554}} \sqrt{\frac{10 \cdot 10 (10 + 10 - 2)}{10 + 10}} = -0,3461.$$

Kritický obor W určíme podle vzorce

$$W = (-\infty, -t_{n_1+n_2-2}(\alpha/2)\rangle \cup \langle t_{n_1+n_2-2}(\alpha/2), \infty).$$

Nyní je třeba určit kritickou hodnotu t-testu. Příslušnou hodnotu najdeme ve statistických tabulkách.^[6] Pro hladinu významnosti $\frac{\alpha}{2} = 0,025$ a pro počet stupňů volnosti

$\nu = n_1 + n_2 - 2 = 18$ nacházíme hodnotu $t = 2,10$. Kritický obor pak je

$$W = (-\infty, -2,10\rangle \cup \langle 2,10, \infty).$$

Zjišťujeme, že $t_{\text{exp}} \notin W$. Můžeme tedy přijmout nulovou hypotézu a zamítnout hypotézu alternativní. Mezi hodnotami vnitřní integrální homogenity detektorů č. 2 obou kamer není statisticky významný rozdíl.

4.3 Odchylka centra rotace

Odchylky centra rotace změřené při čtvrtletních kalibracích MHR/COR jsou zapísány do Tab. 3. Pro posouzení mechanické stability kamer jsem vybrala hodnoty odchylky centra kruhové rotace *Max. X* pro polohu detektorů 180° a osazení kolimátory LEHR, jež jsou používány na obou kamerách.

Tab. 3 Hodnoty odchylky centra rotace *Max. X* při kalibraci centra kruhové rotace MHR/COR 180° s kolimátory LEHR (v pixelech)

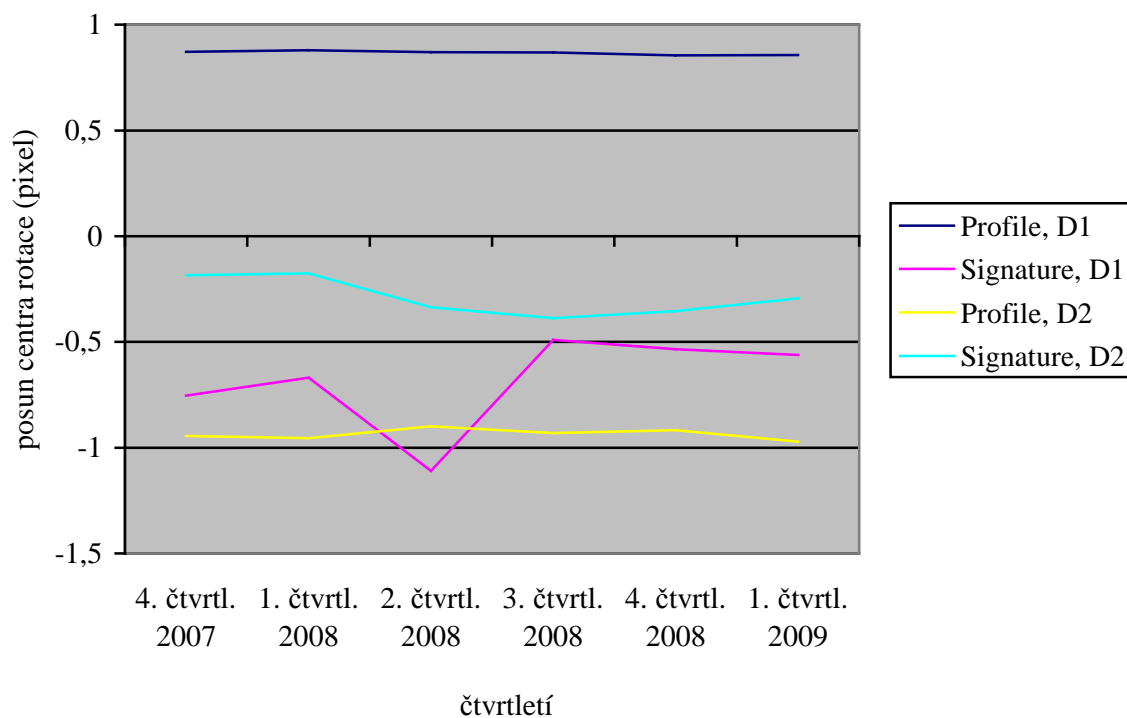
test	MHR COR 180 Calibration 5 Points Study LEHR			
kamera	Profile		Signature	
detektor	D1	D2	D1	D2
4/2007	0,872	-0,944	-0,754	-0,185
1/2008	0,879	-0,955	-0,669	-0,176
2/2008	0,870	-0,899	-1,109	-0,336
3/2008	0,869	-0,930	-0,491	-0,387
4/2008	0,855	-0,916	-0,534	-0,355
1/2009	0,857	-0,971	-0,562	-0,294
průměr	0,867	-0,936	-0,687	-0,289
sm. odch.	0,008	0,024	0,208	0,081
rozptyl	0,000071	0,000576	0,043391	0,006630

Průměrná odchylka centra kruhové rotace během sledovaného období (od 1. října 2007 do 31. března 2009) byla u detektoru č. 1 kamery E.CAM Profile $Max. X = (0,867 \pm 0,008)$ pixelu a u detektoru č. 1 kamery E.CAM Signature $Max. X = (-0,687 \pm 0,208)$ pixelu.

U detektoru č. 2 kamery E.CAM Profile byla průměrná odchylka centra kruhové rotace ve stejném období $Max. X = (-0,936 \pm 0,024)$ pixelu, u detektoru č. 2 kamery E.CAM Signature $Max. X = (-0,289 \pm 0,081)$ pixelu.

Během sledovaného období hodnota odchylky centra rotace nepřekročila mezní hodnotu 2 pixelů, při které by bylo třeba zastavit provoz kamery.

Grafické srovnání naměřených hodnot je na str. 46.



Graf 5 Hodnoty odchyly centra rotace při kalibraci centra kruhové rotace MHR/COR 180° s kolimátory LEHR

Z naměřených hodnot je patrné, že kamera E.CAM Signature novějšího data výroby dosáhla během sledovaného období poněkud nižší průměrné odchyly centra kruhové rotace při kalibraci MHR/COR 180° s kolimátory LEHR, ovšem s výrazně větším rozptylem hodnot, zejména u detektoru č. 1.

5 Diskuse

Výběr tématu praktické části práce se řídil podle možností pracoviště oddělení nukleární medicíny Fakultní nemocnice Plzeň-Lochotín.

Problémem se stala ověřitelnost účinnosti programu zabezpečování jakosti na kvalitu vyšetření. K ověření hypotézy by bylo třeba srovnat situaci před zavedením programu zabezpečování jakosti a po jeho zavedení. To však nebylo v rámci této práce možné uskutečnit; program je již delší dobu zaveden a data z období před jeho zavedením nejsou k dispozici. Nebylo možné ani provést zamýšlený experiment, kdy by bylo vyšetření nemocného provedeno na gamakameře při simulované poruše či špatném nastavení tohoto zařízení. Falešně pozitivní nález či případné přehlédnutí nálezu nemocného lékařem při vyšetření provedeném za takových okolností by pak svědčilo pro nutnost provádění pravidelných kontrol tohoto zařízení.

Ke změně tématu praktické části práce jsem přistoupila na návrh odborných konzultantů po konzultaci problému se servisním technikem firmy Siemens.

Důvodů neproveditelnosti takového testu bylo několik. Prvním důvodem jsou problémy technického rázu. Simulace poruchy gamakamery není realizovatelná uživatelem. Gamakamery E.CAM používané na oddělení jsou řízeny počítačem; softwarové vybavení kamer sleduje stav zařízení a neumožňuje provést vyšetření, pokud není zařízení v bezchybném stavu. Problémem by byla i metodika takového experimentu. Nemocného by bylo třeba nejprve vyšetřit lege artis na zařízení, které splňuje všechny požadavky schváleného systému zabezpečení jakosti, a pak teprve simulovat poruchu či špatné nastavení zařízení a se souhlasem nemocného vyšetření opakovat. Opakované vyšetření by však již z důvodu většího časového odstupu od podání radiofarmaka probíhalo za jiných podmínek vzhledem k úbytku radioaktivity s poločasem rozpadu radionuklidu a také vzhledem ke změně distribuce podaného radiofarmaka v organismu. Vyřazení kamery z běžného provozu na několik hodin pro účely experimentů nebylo možné ani z provozních důvodů, neboť by tím byl ohrožen provoz oddělení.

V praktické části práce jsem proto provedla dlouhodobé sledování stability parametrů gamakamer E.CAM Profile a E.CAM Signature v rámci zkoušek provozní stálosti prováděných na pracovišti. Porovnáním výsledků jsem pak ověřila hypotézu, že

mezi oběma kamerami není navzdory odlišnému datu uvedení do provozu (E.CAM Profile byla uvedena do provozu v lednu 2001, E.CAM Signature v dubnu 2006) statisticky významný rozdíl ve stabilitě základních parametrů.

Výběr sledovaných parametrů byl proveden s ohledem na systém jakosti zavedený na oddělení nukleární medicíny FN Plzeň-Lochotín. Kontrolu linearity ani měření účinnosti detektoru jsem nemohla z organizačních důvodů provést; tato měření nejsou součástí schváleného systému zabezpečení jakosti a s jejich prováděním není počítáno v časovém plánu pracoviště.

Během desetiměsíčního období, po které jsem sledovala stabilitu hodnoty fotonásobičky a vnitřní integrální homogenity obou instalovaných gamakamer, nedošlo k překročení těchto parametrů během žádné z pravidelných měsíčních zkoušek provozní stálosti. Ke zhodnocení stability mechanické konstrukce kamer jsem použila data z delšího časového období vzhledem ke čtvrtletní periodě kalibrace os rotace. I v tomto případě se potvrdila dobrá stabilita kamer a během sledovaného období nedošlo k překročení limitních hodnot. Navzdory tomu nelze považovat pravidelné zkoušky v rámci systému kvality za zbytečné. Že jsou prováděné zkoušky citlivým indikátorem technického stavu kamer je zřejmé z provedených testů vnitřní integrální homogenity, které odhalily kolísání tohoto parametru u jednoho z detektorů. Příčinou byla postupná stabilizace parametrů detektoru po výměně jednoho z fotonásobiček detektoru pro poruchu, k níž došlo krátce před započatím sledovaného období. Pokud by nebyla prováděna pravidelná kontrola a kalibrace kamery, lze předpokládat, že by mohlo dojít k významnému zhoršení homogenity zobrazení s rizikem chybného hodnocení scintigramů lékařem.

Srovnáním výsledků obou kamer jsem potvrdila hypotézu práce, která předpokládá, že obě zařízení navzdory zhruba pětiletému odstupu uvedení do provozu nevykazují výrazně odlišnou stabilitu parametrů. Toto zjištění může být vodítkem při plánování případné obnovy přístrojového vybavení oddělení nukleární medicíny. Je však zřejmé, že při rozhodování o nákupu nového zařízení rozhodují i další kritéria. Důvodem k modernizaci bývá morální zastaralost používaného zařízení vzhledem k překotnému

vývoji zdravotnické techniky v posledních letech, zvažovat je však třeba i hlediska ekonomická.

Pro potřeby této práce jsem provedla srovnání prováděných zkoušek provozní stálosti v několika nemocnicích v České republice.

Klinika nukleární medicíny LF a FN Olomouc – na oddělení jsou instalovány kamery E.CAM firmy Siemens.^[4]

Denní zkoušky:

- homogenita vizuálně s plošným zdrojem ^{57}Co ;
- Peaking (nastavení okna analyzátoru na střed fotopíku).

Týdenní zkoušky:

- homogenita s bod. zdrojem $^{99\text{m}}\text{Tc}$ na 16 miliónů impulzů;
- Peking;
- Tuning (kalibrace detektoru – nastavení VN zesílení na fotonásobičích).

Měsíční zkoušky:

- homogenita s bodovým zdrojem $^{99\text{m}}\text{Tc}$ na 200 miliónů impulzů a vytvoření korekční mapy citlivosti (součást při testu homogenity);
- Peking;
- Tuning (kalibrace detektoru – nastavení VN zesílení na fotonásobičích).

Půlroční zkoušky:

- prostorová rozlišovací schopnost planární s bar fantomem (subjektivně) a s liniovými zdroji (objektivně);
- kontrola centra rotace (MHR/COR).

Roční zkoušky:

- citlivost detektoru s kolimátorem;
- energetická rozlišovací schopnost;
- tomografická prostorová rozlišovací schopnost;
- komplexní kontrola kvality pomocí Jaszczak fantomu;
- tomografická objemová citlivost;
- tomografický kontrast;
- tomografická homogenita a šum.

Oddělení nukleární medicíny Slezské nemocnice v Opavě – na oddělení jsou instalovány kamery PRISP XP 2000, AXIS VT a Precedence 6 SPECT-CT kamera firmy Philips.^[9]

Denní a týdenní zkoušky:

- planární integrální homogenita.

Čtvrtletní zkoušky:

- planární integrální homogenita (čtvrtletní test).

Roční zkoušky:

- prostorové rozlišení (kvantitativní test);
- citlivost detektoru s kolimátorem;
- kontrola středu rotace.

Pravidelné preventivní prohlídky provádí servisní technik 4× ročně dle servisní smlouvy. Zkouška dlouhodobé stability 1× ročně je zajišťována smluvně firmou, která má pro tuto činnost platné povolení SÚJB.

Oddělení nukleární medicíny Fakultní nemocnice Brno – na oddělení jsou instalovány kamery SYMBIA T2 a E.CAM firmy SIEMENS.^[5]

Denní zkoušky:

- kontrola polohy fotopeaku ^{57}Co ;
- kontrola homogenity s kolimátory (na 10 mil. impulzů).

Měsíční zkoušky:

- kontrola homogenity bez kolimátorů (na 30 mil. impulzů);
- v případě potřeby kalibrace detektorů;
- kontrola (kalibrace) MHR/COR a NCO (kontrola osy rotace).

Roční zkoušky:

- prostorová rozlišovací schopnost detektorů s kolimátory (s čárovým fantomem);
- test SPECT zobrazení fantomu Jaszczak.

Z uvedeného přehledu je zřejmé, že rozsah těchto zkoušek se na všech uvedených pracovištích řídí především platnou legislativou a doporučením výrobce instalovaných gamakamer.

6 Závěr

V rámci zkoušek provozní stálosti jsem provedla srovnání stability základních parametrů gamakamer E.CAM Profile a E.CAM Signature instalovaných na oddělení nukleární medicíny FN Plzeň-Bory. Srovnáním výsledků obou kamer jsem potvrdila hypotézu práce, která předpokládá, že obě zařízení navzdory zhruba pětiletému odstupu uvedení do provozu nevykazují výrazně odlišnou stabilitu parametrů. Nepodařilo se tak prokázat rozdíl mezi sledovanými kamerami; stabilita parametrů obou kamer je na dobré úrovni. Větší rozptyl hodnot vnitřní integrální homogenity v centrálním FOV detektoru č. 1 kamery E.CAM Signature novějšího data výroby byl způsoben výměnou fotonásobiče v době těsně předcházející sledovanému období. Odhalení této nestability způsobené opravou vadného fotonásobiče ještě před zahájením sledovaného období ukazuje na dobrou citlivost použité metodiky.

Výsledky práce umožnily posoudit technický stav gamakamer z dlouhodobého hlediska a poslouží při rozhodování o případné obměně vybavení oddělení nukleární medicíny. Současně jsem prokázala účinnost zavedeného systému jakosti, neboť během sledovaného období nedošlo k překročení mezních hodnot v žádném ze sledovaných parametrů kamer.

7 Seznam použité literatury

- [1] DIENSTBIER, Zdeněk. Diagnostika metodami nukleární medicíny. 1. vyd. Praha: Avicenum, 1989. 388 s.
- [2] FIALA, Petr. Kontrola kvality scintilační kamery SPECT – zkušenosti na NM ve FN Olomouc. *Praktická radiologie*. 2008. Roč. 13, č. 1, str. 11–17. ISSN 1211-5053
- [3] FIALA, Petr. *Kontrola kvality systému scintilační gamakamery SPECT*. Bakalářská práce. Brno: FEKT VUT v Brně, 2007. 105 s., 2 příl.
- [4] Fiala, Petr. *RE: Kontrola kvality SPECT kamery*. On line: Petr.Fiala@fnol.cz, 27. dubna 2009
- [5] Filip, Jiří. Kontrola gama kamer. On line: jiri.filip@fnbrno.cz, 28. dubna 2009
- [6] HAVRÁNEK, Jiří, et al. Základy zdravotnické statistiky. 1. vyd. České Budějovice: Jihočeská univerzita v Českých Budějovicích. Zdravotně sociální fakulta, 2004. 100 s. ISBN 80-7040-663-1
- [7] HUŠÁK, Václav, a kol. *Fyzikální základy zobrazování v nukleární medicíně a radiační ochrana*. Dostupné online:
<http://www.upol.cz/fakulty/lf/struktura/pracoviste/klinika-nuklearni-mediciny/pedagogicka-cinnost/fyzikalni-zaklady-zobrazovani-v-nuklearni-medicine-a-radiacni-ochrana>. LF Univerzity Palackého, Olomouc: 2007. Přístup 14. ledna 2008
- [8] KUPKA, Karel; KUBINYI, Jozef; ŠÁMAL, Martin a kol. *Nukleární medicína*. 1. vyd. P3K, 2007. 186 s. ISBN 978-80-903584-9-2
- [9] Říčný, Václav. *RE: Zádost o informace o programu zabezp. jakosti*. On line: vaclav.ricny@nemocnice.opava.cz, 27. dubna 2009
- [10] SÚJB. *Systém zabezpečení jakosti na pracovištích nukleární medicíny – přístrojová technika*. 1999
- [11] TĚŠÍNSKÁ, Emilie; KUNZ, Emil. *Státní úřad radiační ochrany a jeho předchůdci*. In: DRÁBKOVÁ, Alena a kol. *Historie radiační ochrany v ČR*. Praha: SÚRO, 2006. 86 s. ISBN 80-239-6594-8
- [12] ULLMANN, Vojtěch. *Jaderná fyzika a fyzika ionizujícího záření*. Dostupné online: <http://astronuklfyzika.cz/Fyzika-NuklMed.htm>. Přístup 20. ledna 2008

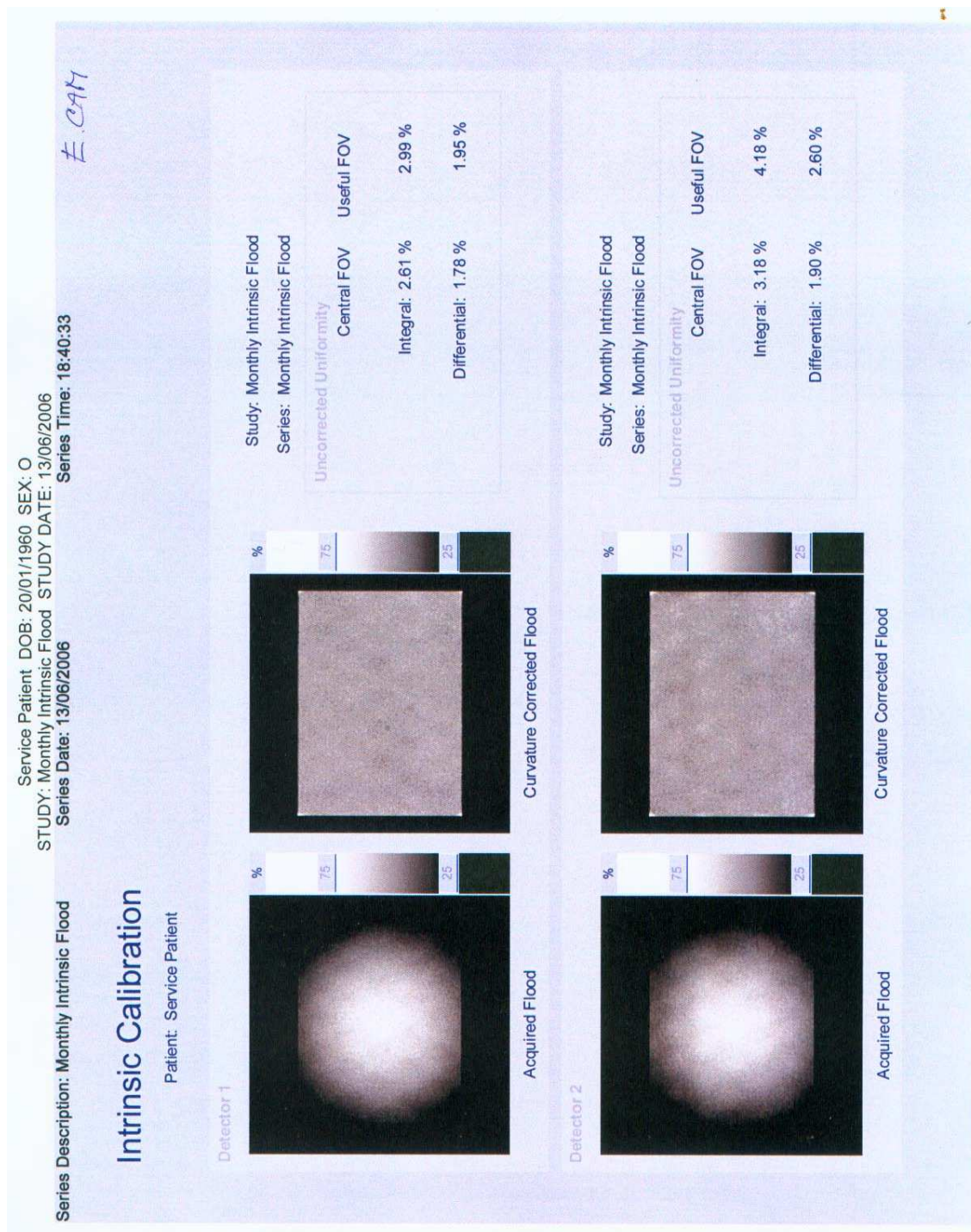
- [13] Věstník Ministerstva zdravotnictví České republiky; návrh ke dni 26. 9. 2007: *Standardy zdravotní péče*. MZ ČR ve spolupráci se SÚJB, Českou společností NM ČLS JP a Českou společností fyziků v medicíně
- [14] *Vyhláška Státního úřadu pro jadernou bezpečnost č. 307/2002 Sb. o radiační ochraně*, ve znění pozdějších předpisů
- [15] Wikimedia Commons. *A photomultiplier*. Dostupné on line: <http://commons.wikimedia.org/wiki/File:Pmside.jpg>. Cit. 28. 4. 2009
- [16] Wikipedia. *File:Gamma Camera Cross Section detail.png*. Dostupné on line: http://en.wikipedia.org/wiki/File:Gamma_Camera_Cross_Section_detail.png. Cit. 28. 4. 2009
- [17] *Zákon č. 18/1997 Sb. o mírovém využívání jaderné energie a ionizujícího záření (atomový zákon) a o změně a doplnění některých zákonů*

8 Klíčová slova

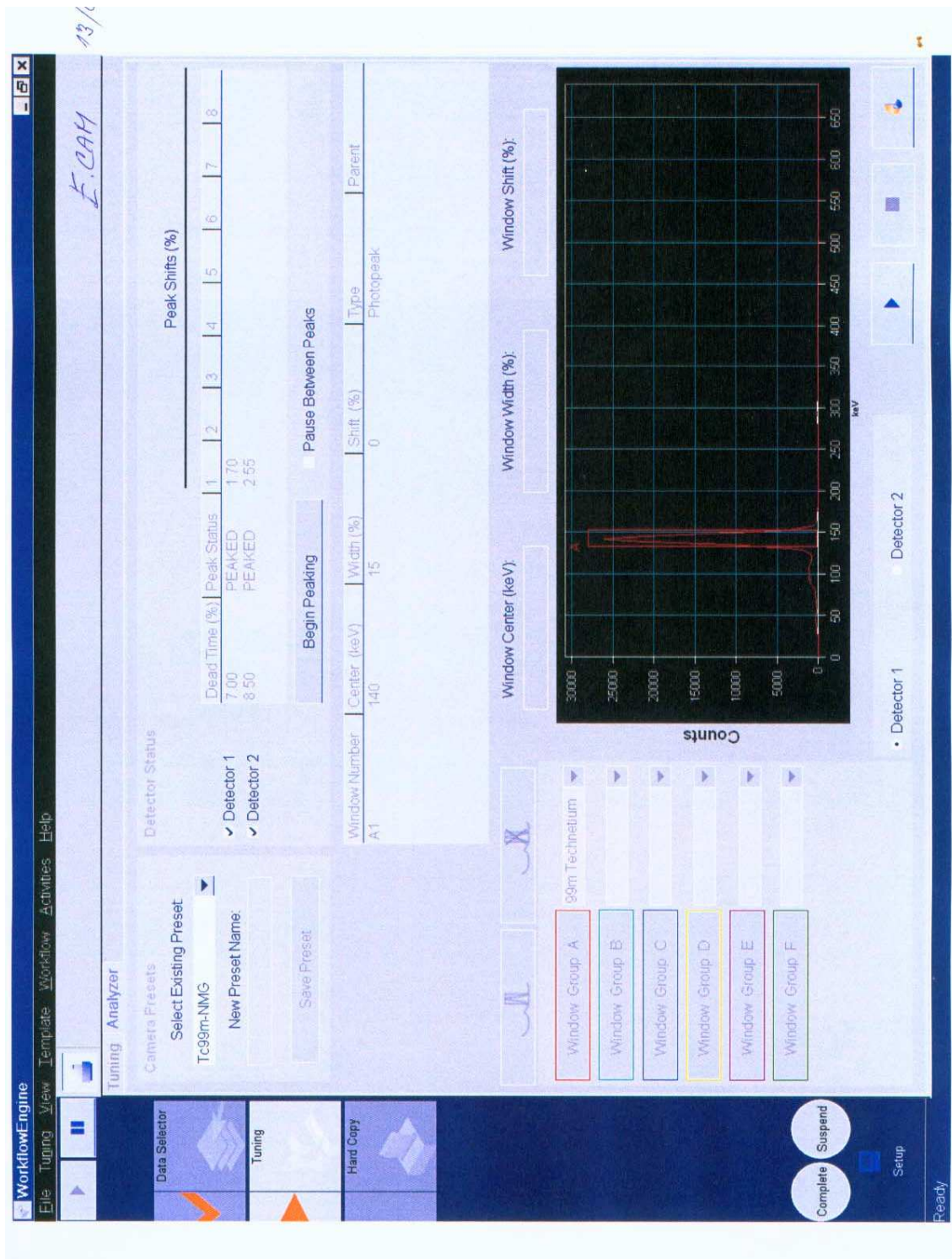
program zabezpečování jakosti, zkoušky provozní stálosti, nukleární medicína, gama-kamera, fantom, radionuklid

9 Přílohy

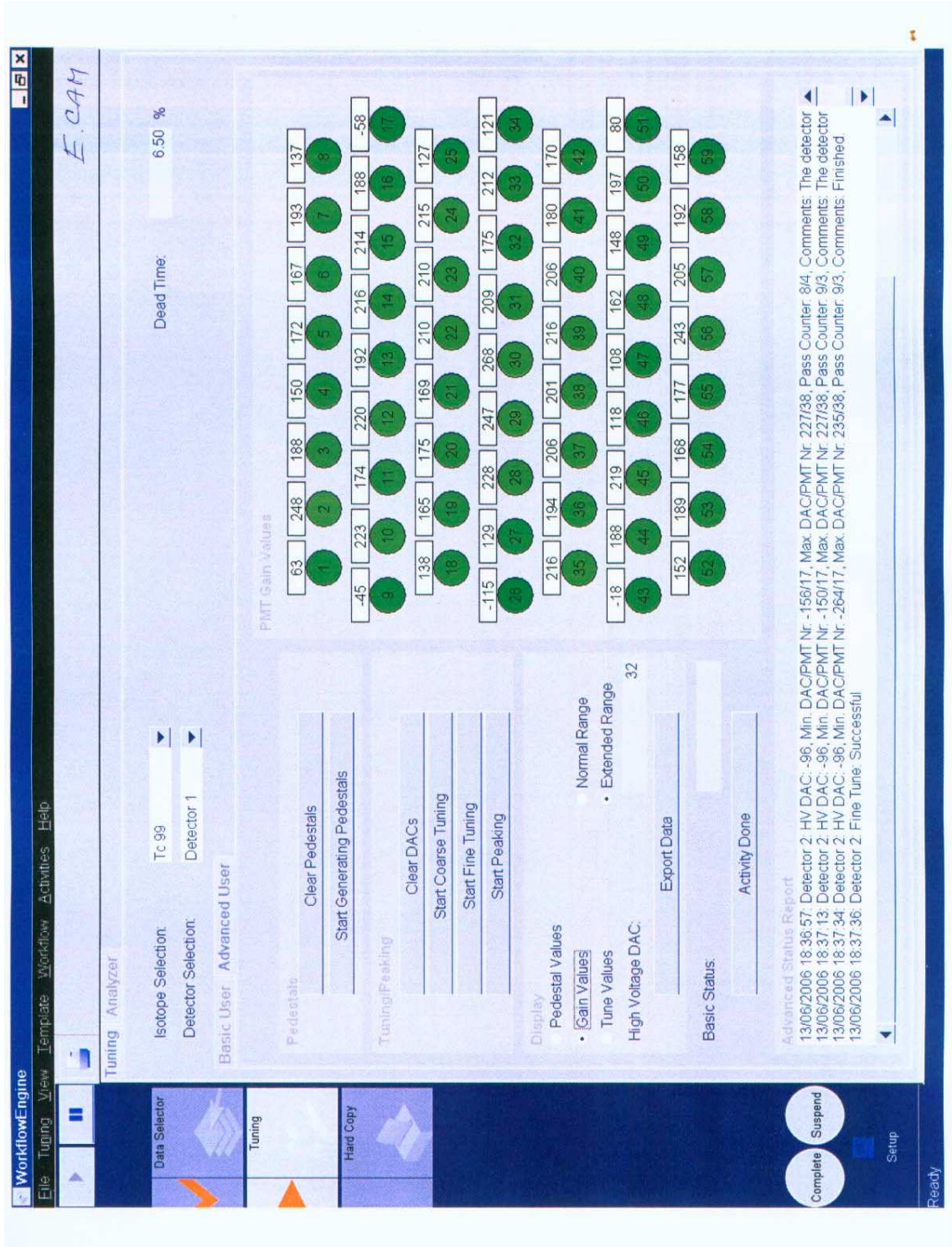
Příloha č. 1 Snímek obrazovky počítače kamery Siemens E.CAM při měsíční kalibraci homogenity detektoru (Monthly Intrinsic Flood Calibration)



Příloha č. 2 Snímek obrazovky počítače kamery Siemens E.CAM při kontrole fotopíku technecia ^{99m}Tc



Priloha č. 3 Snímek obrazovky počítače kamery Siemens E.CAM při ladění fotonásobičů (Tuning)



Příloha č. 4 Snímek obrazovky počítače kamery Siemens E.CAM při kalibraci os rotace (MHR COR 180 Calibration 5 Points Study)

