

**Jihočeská univerzita v Českých Budějovicích**  
**Zdravotně sociální fakulta**

**Stabilita homogenity zorného pole scintilační kamery Infinia**

**Bakalářská práce**

Vedoucí práce: Ing. Jindřich Pěnička

Autor práce: Hana Kolářová

Datum odevzdání práce: 4.5.2009

## ABSTRACT

### **Stability of field-of-view uniformity of Infinia scintillation cameras**

The methods of field-of-view uniformity measurement on Infinia scintillation cameras as applied within the daily quality control exercise are described, and the results are evaluated against the limiting levels specified by the manufacturer.

Uniformity is a basic parameter describing the scintillation camera image quality.

In order to assure a smooth and continuous operation of nuclear medicine departments, instrumentation must comply with quality requirements for the examination of patients. Tests specified by the Czech State Office for Nuclear Safety publication “Quality assurance system for nuclear medicine departments – instrumentation. Recommendations” [Doporučení: Systém zabezpečení jakosti na pracovištích nukleární medicíny – přístrojová technika] must be performed. The frequency of the testing given in the publication, however, may not be identical with that of tests specified by the manufacturer, which are the priority. For Infinia scintillation cameras the manufacturer recommends their planar integral uniformity to be tested on a day-by-day basis.

Infinia cameras are parts of SPECT/CT systems. If the planar parameters of the SPECT system are not very good, planar imaging is slightly affected but SPECT images in the tomographic mode can be ruined altogether.

Two methods exist for uniformity measurement, using either a point source of ionizing radiation or a planar source of ionizing radiation, respectively. Data obtained by the two methods are basically identical.

The main objective of this project was to collect measuring data from several departments, compare them and ascertain whether the data exceed the limit specified by the manufacturer.

Information from two different departments where different methods of measurement are used was collected during 3 months. The data obtained were presented in a tabular form.

From the field-of-view uniformity measurements it can be concluded unambiguously that the limits specified by the manufacturer of the Infinia scintillation cameras were never exceeded.

In other words, the performance of the detection technology was never so poor as to affect adversely the diagnostic information derived from the system.

Based on information from the officials and staff, uniformity was never exceeded on any Infinia scintillation camera installed in the Czech Republic.

In conclusion, information gained within this work attests to the reliability of Infinia scintillation cameras.

## **Prohlášení**

Prohlašuji, že jsem bakalářskou disertační práci na téma Stabilita homogenity zorného pole scintilační kamery Infinia 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 disertační práce, a to v nezkrácené podobě, v úpravě vzniklé vypuštěním vyznačených částí archivovaných Zdravotně sociální fakultou elektronickou cestou ve veřejně přístupné části databáze STAG provozované Jihočeskou univerzitou v Českých Budějovicích na jejích internetových stránkách.

V Českých Budějovicích

podpis studenta

## **Poděkování**

Děkuji Ing. Jindřichovi Pěničkovi za odborné a trpělivé vedení práce. Dále děkuji oddělení nukleární medicíny nemocnice v Českých Budějovicích za poskytnutý prostor pro provádění měření. Děkuji RNDr. Kováčovi z oddělení nukleární medicíny IKEM Praha za ochotu, poskytnutí dat a odbornou konzultaci. Děkuji Ing. Kuželkovi z oddělení nukleární medicíny nemocnice Havlíčkův Brod za ochotu, odbornou konzultaci a poskytnutí dat z oddělení nukleární medicíny nemocnice v Novém Městě na Moravě.

## OBSAH

<b>1 SOUČASNÝ STAV</b> .....	8
<b>1.1. Historie nukleární medicíny (NM)</b> .....	8
<b>1.2. Zabezpečení jakosti přístrojové techniky používané v NM</b> .....	9
1.2.1. Předávací zkoušky .....	11
1.2.2. Provozní zkoušky .....	12
1.2.2.1. Jednoduché zkoušky .....	12
1.2.2.2. Náročné zkoušky .....	13
1.2.3. Kontrola jakosti zobrazovacích systémů .....	14
1.2.3.1. Planární scintilační kamery .....	14
<b>1.3. Parametry scintilačních kamer</b> .....	17
1.3.1. Linearita zorného pole kamery .....	17
1.3.2. Prostorové rozlišení .....	17
1.3.3. Energetické rozlišení .....	18
1.3.4. Citlivost scintilační kamery .....	19
1.3.5. Střed rotace C.O.R. ....	19
1.3.6. homogenita zorného pole .....	19
1.3.6.1. Užitečné a centrální pole .....	22
1.3.6.2. Měření homogenity zorného pole scintilační kamery .....	23
<b>1.4. Scintilační kamer Infinia™ HAWKEYE™ - popis systému</b> .....	26
<b>2. CÍL PRÁCE A HYPOTÉZA</b> .....	32
<b>3. METODIKA</b> .....	33
<b>3.1. Měření homogenity zorného pole scintilační kamery Infinia</b> .....	33
3.1.1. Měření s bodovým zdrojem .....	33
3.1.2. Měření s plošným zdrojem .....	41
<b>3.2. Harmonogram časové náročnosti měření</b> .....	43
3.2.1. Měření plošným zdrojem .....	43
3.2.2. Měření bodovým zdrojem .....	44

<b>4. VÝSLEDKY</b> .....	46
<b>4.1. Výsledky měření</b> .....	46
<b>4.2. Nápravná zařízení</b> .....	50
<b>5. DISKUZE</b> .....	51
<b>6. ZÁVĚR</b> .....	56
<b>7. KLÍČOVÁ SLOVA</b> .....	57
<b>8. SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ</b> .....	58
<b>9. PŘÍLOHY</b> .....	60

## ÚVOD

Bakalářskou práci na téma Stabilita homogenity zorného pole scintilační kamery Infinia jsem si vybrala, protože mne zaujalo svojí aktuálností. Rychle se rozvíjející přístrojová technika a nové diagnostické možnosti této nové zobrazovací modality jsou určitě důvody, proč se pracoviště nukleární medicíny vybavují těmito systémy. Na pracovištích v České republice jsou nainstalovány scintilační kamery Infinia velmi krátce. Od jednoho roku do tří let. V této práci jsou popsány metodiky měření homogenity zorného pole kamery Infinia používané při denních kontrolách kvality a jejich výsledky porovnány s limitem daným od výrobce. Jde o mapování čerstvých zkušeností, které zdaleka nemají všude charakter rutiny a je zde vidět i bezprostřední spolupráce některých pracovišť.



# 1. SOUČASNÝ STAV DANÉ PROBLEMATIKY

## 1.1 Historie nukleární medicíny (NM)

Nukleární medicína je obor, zabývající se diagnostikou a léčbou pomocí otevřených radioaktivních zářičů aplikovaných do vnitřního prostředí organismu. Převážnou část jeho současné náplně tvoří zobrazovací diagnostika a léčba. Zobrazovací metoda, kterou využívá se nazývá scintigrafie (podle scintilačního detektoru tvořícího základ klasické scintilační kamery) nebo gamagrafie (podle záření gama emitovaného radionuklidy používanými v radiodiagnostice). Při scintigrafii jsou scintilační kamerou snímány obrazy (mapy) prostorového rozlišení aplikovaného radiofarmaka ve vyšetřované anatomické oblasti.<sup>(14)</sup>

Technika, která byla schopná zobrazit distribuci radioaktivních látek v těle začala být vyvíjena brzy po objevení radioaktivity v roce 1896 (H. Becquerel). První úspěšnější pokusy o zobrazování distribuce radioaktivních látek (zářičů gama) v těle užívaly málo účinných GM detektorů (Moore 1948). Rozvoj dokonalejších a citlivějších metod byl umožněn až po zavedení scintilačních detektorů (Hofstadter 1948). První přístroj vytvořený Cassenem a spol. (1951) byl nazván pohybovým scintigrafem. Mapa distribuce radioaktivní látky se vytvářela při meandrovitém pohybu scintilačního detektoru opatřeného jednotvorovým kolimátorem a spojeného se záznamovým zařízením. Zpočátku to byl záznam na papír později záznam na fotografický film.<sup>(6)</sup>

Průlom do éry výrazně dokonalejší zobrazovací techniky v nukleární medicíně byl zahájen objevem scintilační kamery nazvané po svém tvůrci H. Angerovi. Jeho detektor byl sestaven z tenkého scintilačního krystalu jodidu sodného aktivovaného thaliem - NaI(Tl) o velkém průměru a souboru fotonásobičů (7 a později 19). Výrobu kamery zahájila v roce 1964 firma Nuclear Chicago (dnes Siemens). K velmi rychlému rozšíření těchto kamer přispělo zavedení generátoru molybden techneciového ( $^{99}\text{Mo}$  -  $^{99\text{m}}\text{Tc}$ ) se snadnou možností získat  $^{99\text{m}}\text{Tc}$ , které má výhodnou energii záření gama 140 keV z hlediska detekce záření pomocí uvedených přístrojů.<sup>(6)</sup>

V osmdesátých letech minulého století se potom objevují první tomografické přístroje pro nukleární medicínu a využívají jednofotonové (SPECT – Singl Photon

Emission Computetized Tomography) či pozitronové (PET – Positron Emission Tomography) emisní tomografie. V posledních několika letech se potom rozmáhá používání hybridních SPECT/CT či PET/CT přístrojů, které umožňují přesnou fúzi anatomického CT obrazu a funkčního nukleárně medicínského vyšetření. Je tak možné jedním systémem v těsném sledu za sebou pořídit záznam výsledku funkčního a anatomického zobrazení.<sup>(6)</sup>

Nové SPECT/CT systémy vyráběné v roce 2006 a 2007 používané v České republice jsou Precedens (Philips Medikal System), Symbia (Simens Medikal Solutions) a Infinia Hawkeye (GE Healthcare).<sup>(6)</sup>

## 1.2 Zabezpečení jakosti přístrojové techniky používané v NM

V oblasti nukleární medicíny je nezbytně nutné pro plynulý a nepřetržitý provoz pracoviště zajistit, aby přístroje splňovaly dostatečnou kvalitu pro vyšetřování. Zejména se jedná o jejich konstrukční části a diagnostické parametry.<sup>(8)</sup>

Vzhledem k tomu, že přístroje používané v nukleární medicíně nejsou zdroji ionizujícího záření, nevztahují se na ně zkoušky ve smyslu ustanovení § 70 – 72 vyhlášky SÚJB o radiační ochraně č. 307/2002 Sb. a v jejím pozdějším znění vyhlášky č. 499/2005 Sb. Nicméně vzhledem k zajištění požadované kvality vyšetření a léčebných výsledků je nutné provádět testování popsané v **Doporučení SÚJB Systém zabezpečení jakosti na pracovištích nukleární medicíny – přístrojová technika.**<sup>(11)</sup>

Cílem zabezpečení jakosti přístrojové techniky používané v nukleární medicíně je zjišťování případně předpověď změn technických parametrů, jež mají nebo by měly za následek nižší případně nevyhovující kvalitu diagnostických výsledků. Pro tento účel je nutné provádět kontroly přístrojů s dostatečnou přesností a reprodukovatelností podle jasně formulovaných protokolů a s vhodnou frekvencí, zaznamenávat výsledky kontrol a dále je uchovávat. Součástí protokolů musí být i rozhodování jak postupovat v případě, že výsledky měření nejsou uspokojivé z hlediska stanovených kritérií.<sup>(11)</sup>

Dosavadní zkušenosti s Doporučením ukazují, že pracoviště mají k dispozici podrobný návod umožňující plnění výše zmíněného cíle. Oddělení nukleární medicíny, jež postupuje podle tohoto doporučení v celém rozsahu a jehož přístroje vyhovují

kritériím zde uvedeným má zaručeno, že poskytuje diagnostické informace neovlivněné chybou funkcí detekční techniky. Soubor metodik uvedených v Doporučení představuje tedy podklad pro optimální přístup k zabezpečení jakosti přístrojové techniky. <sup>(11)</sup>

Používání uvedeného Doporučení SÚJB v praxi se však setkává se dvěma těžkostmi:

- na některých odděleních nukleární medicíny je značný provoz a je obtížné vymezit čas na zkoušky aparatur v plném rozsahu (přiblížení tohoto problému bude součástí i této práce).
- některá pracoviště nejsou schopna zajistit vlastními silami náročné zkoušky přístrojů.

Řešení těchto problémů na pracovišti je ze strany SÚJB ulehčeno uvedeným stanovením zcela nezbytného minima druhu a frekvence jednotlivých zkoušek, které ještě postačuje k uspokojení kvality diagnostických a léčebných výsledků z hlediska detekční techniky.<sup>(11)</sup> Nemusí se ale shodovat s frekvencí zkoušek daných výrobcem, které jsou na prvním místě. Doporučení SÚJB je opravdu „jen“ doporučení, které ale má svoji nenahraditelnou úlohu.

Velký význam v oblasti provozních zkoušek mají také standardy NEMA (National Electrical Manufacturers Association). První standard NEMA vydaný v roce 1986 představoval průkopnický čin, jelikož poskytnul výrobcům scintilačních kamer podklad pro sjednocení postupů při měření detekčních parametrů. Standardy NEMA však trpí dvěma nedostatky – postupy v nich popisované vyžadují speciální zařízení a složité programové vybavení, rovněž časové nároky jsou značné; druhým nedostatkem je absence přípustných mezí, v nichž se mohou detekční parametry pohybovat. Na druhé straně je třeba zdůraznit, že standardy NEMA se staly základem pro vypracování různých národních a mezinárodních doporučení ohledně kontroly scintilačních kamer, která zpřístupnila a zjednodušila metody NEMA tak, aby byly snadno použitelné při přejímácím a provozním testování přístrojů. <sup>(11)</sup>

Pro zajištění optimální funkce přístrojů je nutné splnění následujících podmínek:

- kontroly musí být prováděny s dostačující přesností a reprodukovatelností; je třeba postupovat podle jasně stanoveného protokolu;

- výsledky kontrol – včetně podmínek, za kterých byly tyto výsledky změřeny – musí být pečlivě dokumentovány a dále uchovávány; to je důležité pro průběžnou znalost stavu přístrojové techniky na oddělení NM a rozhodování v případě těžkostí, ale také pro servisní firmy, kterým předložené podklady o provozních zkouškách ulehčí nalezení závady a rychlejší opravu;
- součástí kontrol musí být i rozhodování jak postupovat v případě, že výsledky měření nejsou uspokojivé z hlediska stanovených kritérií.

Do programu zabezpečení jakosti v nukleární medicíně se zahrnují i zobrazovací přístroje:

- scintilační kamery planární
- scintilační kamery pro jednofotonovou emisní tomografii – SPECT
- pozitronovou emisní tomografii – PET. <sup>(11)</sup>

#### 1.2.1 Předávací zkoušky. <sup>(11)</sup>

Před uvedením přístroje do provozu po jeho instalaci je důležité ověřit, zda jeho detekční parametry odpovídají hodnotám, které prodejce uvádí v doprovodné dokumentaci – nutné předávací testování. Tyto testy je nutné rovněž provést po každé větší opravě přístroje.

Účelem předávacích zkoušek je:

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

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

- dodávající firma provede předávací zkoušky přímo na pracovišti, na němž přístroj nainstalovala; musí to však být za účasti odborníka (nejlépe fyzika nebo technika) z tohoto pracoviště;

- předávací zkoušky provedou kvalifikované osoby – zaměstnanci organizace kupující přístroj;
- prodávající i kupující se mohou dohodnout na tom, že předávací testy se svěří nezávislým odborníkům – tím se vyloučí jakákoliv předpojatost při měřeních.

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

Nejsou-li výsledky předávacích zkoušek v souladu s hodnotami parametrů proklamovanými v doprovodné dokumentaci, nelze potvrdit převzetí přístroje.

### 1.2.2 Provozní (rutinní) zkoušky <sup>(11)</sup>

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

Účelem provozních zkoušek je:

- sledovat, zda změřené hodnoty parametrů jsou v doporučené toleranci s parametry stanovenými na pracovišti při předávací zkoušce;
- odhalovat jednak krátkodobé změny v parametrech, jednak dlouhodobé trendy při jejich pomalých změnách (v našem konkrétním případě u scintilační kamery Infinia v ČR nelze tyto trendy zatím zmapovat, protože doba dvou let je pro zmapování dlouhodobého trendu příliš krátká).

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

#### 1.2.2.1 Jednoduché zkoušky

Charakteristikou těchto zkoušek je jejich časová nenáročnost – lze je většinou provést v době od několika minut do půl hodiny, což je velmi důležité vzhledem ke značnému vytížení některých přístrojů (zejména scintilačních kamer) klinickým provozem. Další charakteristikou je malá náročnost na technické zařízení potřebná k

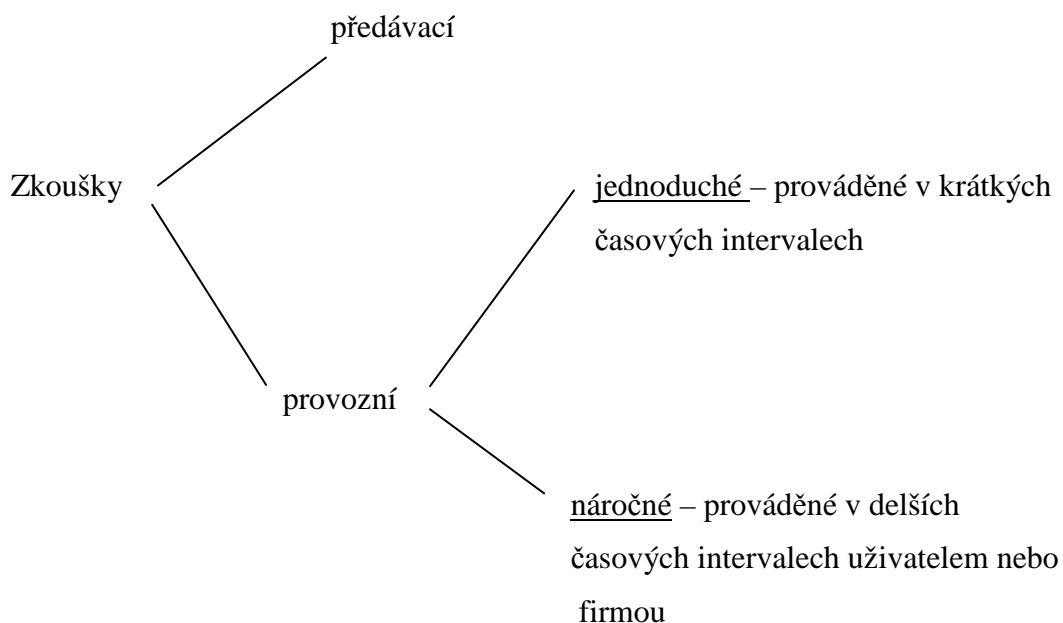
jejich provedení, lze je provádět s běžně dostupnými (a jen výjimečně nákladnými) pomůckami. Zajišťování jednoduchých provozních zkoušek vlastními silami pracoviště je samozřejmostí.

#### 1.2.2.2 *Náročné zkoušky*

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

Součástí programu zajišťování jakosti musí být samozřejmě pečlivě prováděná preventivní údržba přístrojů. Lze tak často předejít náhlým selháním s následným narušením klinického provozu pracoviště.

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



Obrázek č. 1: Druhy zkoušek přístrojů v nukleární medicíně v rámci programu zabezpečení jakosti <sup>(11)</sup>

### 1.2.3 Kontrola jakosti zobrazovacích systémů – scintilačních kamer <sup>(11)</sup>

#### 1.2.3.1 Planární scintilační kamery (SPECT kamery v planárním režimu)

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

Tomografické parametry SPECT systému – zpravidla s výjimkou tomografické rozlišovací schopnosti – nejsou firmami udávány. Musí však být zahrnuty do předávacích a provozních zkoušek vzhledem k jejich značnému vlivu na kvalitu SPECT vyšetření.

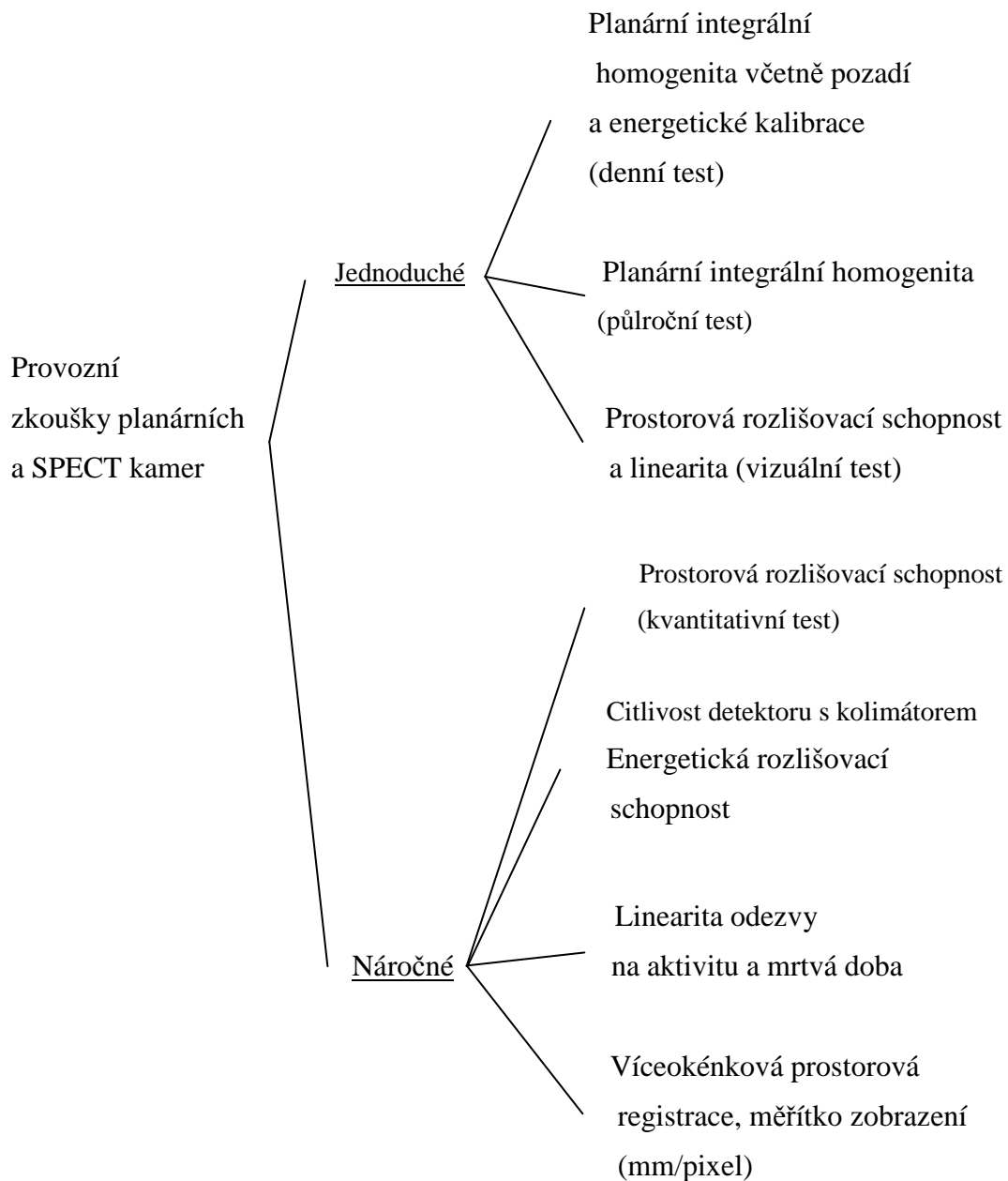
Kontrolují se následující detekční parametry:

- planární integrální homogenita
- prostorová rozlišovací schopnost a linearita
- citlivost detektoru s kolimátorem, energetická rozlišení
- linearita odezvy na aktivitu a mrtvá doba
- víceokénková prostorová registrace.

Kontrola jakosti scintilačních kamer slouží ke dvěma účelům:

- ověřuje, zda přístroj produkuje obrazy, jež adekvátně odpovídají distribuci radiofarmak v pacientovi;
- přispívá k zajištění požadavku maximální kvality diagnostické informace při co nejmenší radiační zátěži pacientů a pracovníků.<sup>(4)</sup>





Obrázek č. 2: Třídění provozních zkoušek planárních scintilačních kamer (kamer SPECT v planárním režimu) <sup>(11)</sup>

### 1.3 Parametry scintilačních kamer

Z detekčních parametrů ovlivňujících obraz jsou nejdůležitější:

- homogenita zorného pole kamery
- linearita zorného pole kamery
- prostorové rozlišení
- energetické rozlišení
- citlivost scintilační kamery (účinnost detekce)
- C. O. R. (střed rotace).

Každý parametr může být ověřen (změřen či zkontrolován) samostatným testem. Podrobně se budu zabývat homogenitou zorného pole, proto budou nejdříve stručně popsány ostatní parametry.

.

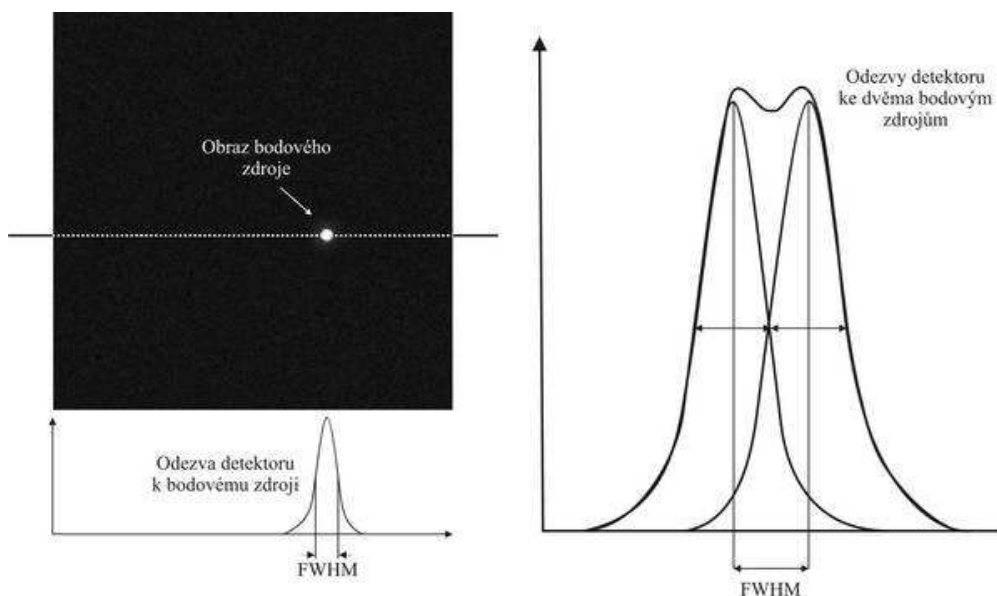
#### 1.3.1 Linearita zorného pole kamery <sup>(4)</sup>

Udává, zda prostorová měřítká a proporce v předmětu jsou zobrazována věrně a nezkresleně (lineárně). Pro posouzení (a příp. kvantifikaci) linearity scintigrafického zobrazení slouží speciální fantomy, v nichž je realizována pravidelná geometrická struktura a distribuce radioaktivity. Scintigrafický obraz takové geometrické struktury by měl vykazovat rovněž geometrickou pravidelnost. Případná nelinearita se na tomto obraze projeví jako zkreslení a nepravidelnosti v geometrickém uspořádání. Můžeme je sledovat vizuálně, nebo je vyhodnotit kvantitativně.

#### 1.3.2 Prostorové rozlišení <sup>(4)</sup>

Prostorovou rozlišovací schopností se rozumí šířka profilu v obraze bodového nebo čárového (liniového) zdroje záření v polovině jeho výšky. Označuje se FWHM (z angl. Full Width at Half Maximum) a běžně se udává v milimetrech. Způsob určení prostorové rozlišovací schopnosti FWHM detektoru scintilační kamery v planárním režimu z obrazu bodového zdroje je znázorněn na obrázku č.3. Platí, že bodové zdroje

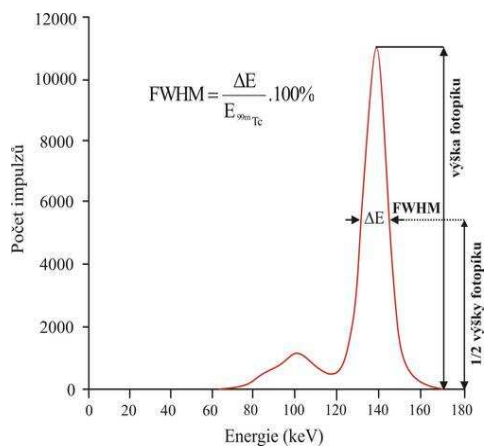
záření mohou být od sebe ještě dobře rozlišeny, pokud je mezi nimi vzdálenost minimálně FWHM.



Obrázek č.3: Způsob určení prostorové rozlišovací schopnosti FWHM

### 1.3.3 Energetické rozlišení <sup>(4)</sup>

Energetické rozlišení scintilační kamery se vyjadřuje jako relativní pološířka (šířka v poloviční výšce – FWHM) fotopíku <sup>99m</sup>Tc 140 keV. Udává se v % (FWHM udané v mm označuje prostorové rozlišení).



#### 1.3.4 Citlivost scintilační kamery (účinnost detekce) <sup>(4)</sup>

Citlivost je dána poměrem mezi počtem emitovaných či přicházejících fotonů záření  $\gamma$  a počtem fotonů registrovaných detektorem. Nejčastěji se citlivost udává pro  $^{99m}\text{Tc}$ . Místo termínu citlivost kamery se někdy používá termínu „detekční účinnost“ (krátce účinnost). Citlivost kamery je nepřímo úměrná její prostorové rozlišovací schopnosti. Čím je citlivost větší, tím je horší prostorové rozlišení (tím je větší FWHM) a obráceně.

#### 1.3.5 Střed rotace C.O.R. (Center Of Rotacion) <sup>(2)</sup>

Metoda SPECT (scintilační kamera Infinia pracuje v režimu SPECT) je založena na rotaci detektorů kamery kolem vyšetřovaného objektu. Jelikož hmotnost detektorů kamery činí řádově stovky kilogramů (masívní olověné stínění), v gravitačním poli Země dochází během rotace k projevům značných tíhových sil, což klade zvýšené nároky na mechanické vlastnosti stojanu (gantry) zabezpečujícího rotaci kamery. Vlivem pružnosti materiálů a případně vůlí v ložiscích gantry může během rotace docházet k nežádoucím mechanickým výkyvům detektoru kamery, která pak již neobíhá po přesné kružnici kolem přesně definované osy. Dochází k posunům centra rotace. Tyto mechanické odchylky pak způsobují nežádoucí posuny v obrazech jednotlivých projekcí snímaných z určitých úhlů, což zavádí chyby a zhoršení kvality výsledných rekonstruovaných obrazů.

#### 1.3.6 Homogenita zorného pole scintilační kamery <sup>(2)</sup>

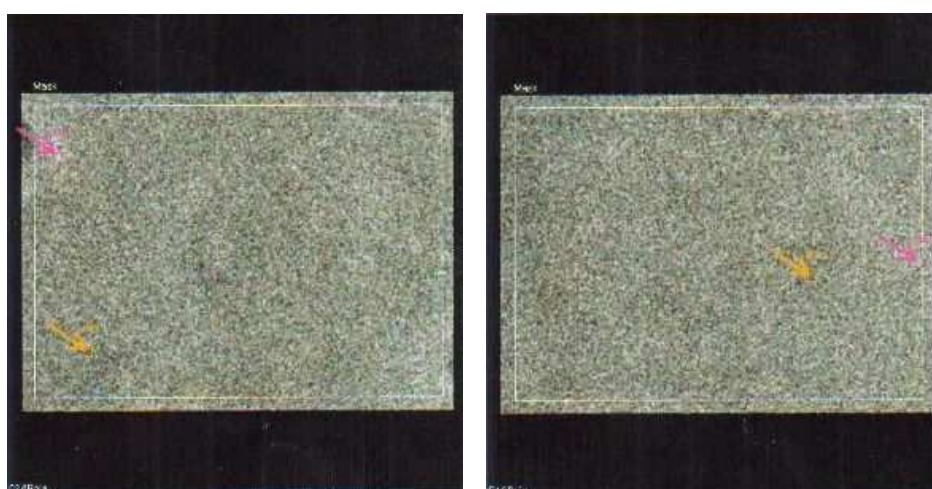
Homogenita (zvaná též uniformita) je důležitý parametr kvality scintigrafického zobrazení. Udává, zda jednotlivá místa v zorném poli jsou zobrazována se stejnou účinností (citlivostí). Ozáření zorného pole kamery homogenním tokem fotonů záření gama získáme obraz homogenního zdroje, který by měl být též zcela homogenní (až na statistické fluktuace). Případné nehomogenity jsou viditelné vizuálně (obr č. 4), lze je však vyjádřit i kvantitativně (například v procentech).

Homogenita zorného pole scintilační kamery je maximální odchylka od skutečného obrazu vzniklého jako odezva na homogenního ozáření detektoru kamery od ideálně homogenního obrazu.

Takto definovaná homogenita se označuje jako integrální homogenita. Výpočet  $H_{int}$  je možný ze vztahu:

$$H_{int} = (N_{max} - N_{min}) / (N_{max} + N_{min}) \cdot 100 \%$$

kde  $N_{max}$  je maximální a  $N_{min}$  minimální počet impulzů nastřádaných v pixelech obrazu homogenního zdroje.

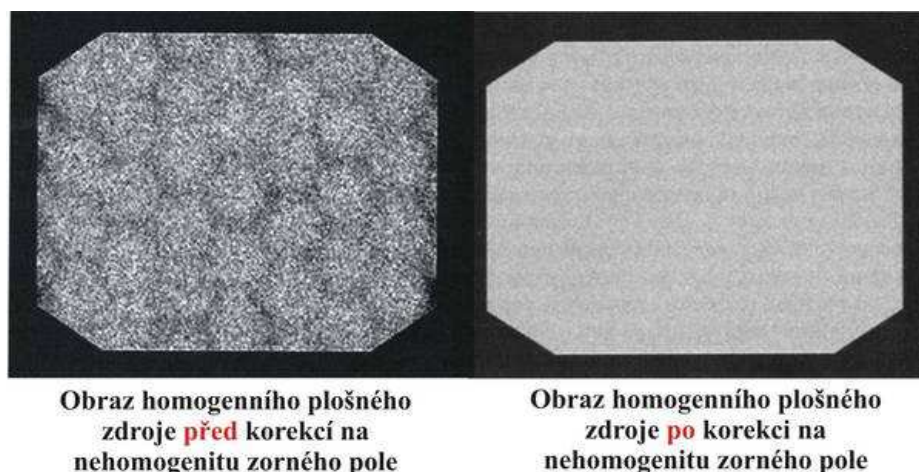


Obrázek č. 4: Označení maximálního a minimálního počtu impulzů v obraze homogenního zdroje

Drobné odchylky v detekční činnosti jednotlivých míst scintilačního krystalu a v účinnosti sběru scintilačních fotonů z krystalu jednotlivými fotonásobiči vedou k tzv. nehomogenitě zorného pole detektoru scintilační kamery. Ta se projevuje jednak arteficiálním snížením či zvýšením počtu impulzů v určitých místech obrazu, jednak odchylkami od linearity obrazu. Při rotaci kamery při SPECTu se nehomogenní místo zorného pole detektoru geometricky přesunuje kruhově od obrazu k obrazu snímaného orgánu, takže po rekonstrukci se lokální nehomogenita detektoru kamery projeví jako prstencový artefakt ve výsledném obraze příčného řezu. U scintigrafie SPECT jsou proto kladeny zvýšené nároky na pokud možno co nejdokonalejší homogenitu zorného pole kamery.

V praxi i velmi dobře nastavené a odladěné kamery mívají nehomogenitu zorného pole v počtu registrovaných impulsů až 10%. Významného zlepšení je možné dosáhnout pomocí počítače, který nehomogenitu koriguje. S rozvojem elektroniky, především konstrukcí rychlých a miniaturizovaných analogově digitálních převodníků - ACD (Analog to Digital Converter) se digitalizace scintigrafického signálu neomezuje jen na konverzi analogových souřadnicových impulsů X, Y. U současných tzv. digitálních kamer má již každý fotonásobič na svém výstupu svůj analogově-digitální konvertor ACD. Výpočet souřadnic scintilací v krystalu neprobíhá v analogovém komparátoru, ale v digitálním mikroprocesoru, který již přímo „osazuje“ příslušné adresy v obrazové matici počítače příslušnou numerickou informací. Kromě toho je zesílení předzesilovače každého fotonásobiče přes ACD-převodník řízeno přímo z počítače, což umožňuje přesnější a operativní kalibraci kamery a nastavení příslušných korekcí pro homogenitu a linearitu.

Může být použito několika způsobů korekce, k nimž patří pečlivé seřízení jednotlivých fotonásobičů na stejnou účinnost (stejnou polohu fotopíku), počítačová korekce pomocí vhodné matice korekčních koeficientů (ta se získá z pečlivě nasímaného obrazu homogenního zdroje). Digitální scintigrafické kamery mají obě tyto operace zahrnuté v proceduře rehabilitace a ladění fotonásobičů (korekce počtu impulsů v každém pixelu na průměrnou hodnotu, nastavení fotopíku pro každý pixel v obrazové matici, různé nastavení vysokého napětí pro každý fotonásobič a korekce prostorového zkreslení).



Obrázek č. 5: Výsledek korekce na nehomogenitu zorného pole <sup>(2)</sup>

Lidské oko je při vizuálním posuzování obrazů citlivé spíše na rozdíly jasů sousedních oblastí, proto může být pro hodnocení homogenity zobrazení užitečná i tzv. diferenciální homogenita. Pro její kvantifikaci bylo přijato následující kritérium:  $H_{\text{dif}}$  je podíl největšího rozdílu počtu impulsů ( $N_i$ ) v sousedních pixelech (v řádku i sloupci,  $N_{i-1}$ ) v obrazu homogenního zdroje, dělený průměrným počtem impulsů v obraze ( $\tilde{N}$ ).

$$H_{\text{dif}} = \max (N_i - N_{i-1}) / \tilde{N}$$

Pro snížení vlivu statických fluktuací se stanovovaný počet impulsů průměruje v rozsahu pěti pixelů.

#### 1.3.6.1 Užitečné a centrální zorné pole

Z konstrukce scintilační kamery plyne, že kvalita scintigrafického obrazu bývá nejlepší v centrální části zorného pole, zatímco v okrajových částech může být poněkud zhoršená. Proto se často homogenita (někdy i další parametry kamery) stanovují zvlášť pro celé zorné pole - UFOV (useful field of view) a zvlášť pro centrální část - CFOV

(central field of view). Jako centrální část se většinou bere 75 % z plochy celého zorného pole. U kvalitních a správně seřízených (kalibrovaných) scintilačních kamer by integrální homogenita v centrálním poli neměla být horší než 3,5 %, v celém zorném poli pak 2 – 4 % (max. 5 %). Diferenciální nehomogenita v centrálním poli by se měla pohybovat v rozmezí 1,5 – 3 %.

Dále u homogenity scintilační kamery rozeznáváme:

- vnitřní homogenitu detektoru kamery

je dána homogenitou scintilačního krystalu a jeho světelné odezvy, sběrem světla, citlivostí a seřízením jednotlivých fotonásobičů. Měří se homogenním ozářením krystalu bez kolimátoru,

- celkovou homogenitu kamery

danou vnitřní homogenitou detektoru kamery a homogenitou (případně nehomogenitou) použitého kolimátoru. Měří se s nasazeným kolimátorem pomocí homogenního plošného zdroje, nejčastěji  $^{57}\text{Co}$ .

Poruchy v homogenitě zorného pole bývají způsobeny:

- výpadky funkce fotonásobičů
- špatnou energetickou kalibrací
- nevyhovující linearitou
- přetížením detektoru vysokou četností impulzů

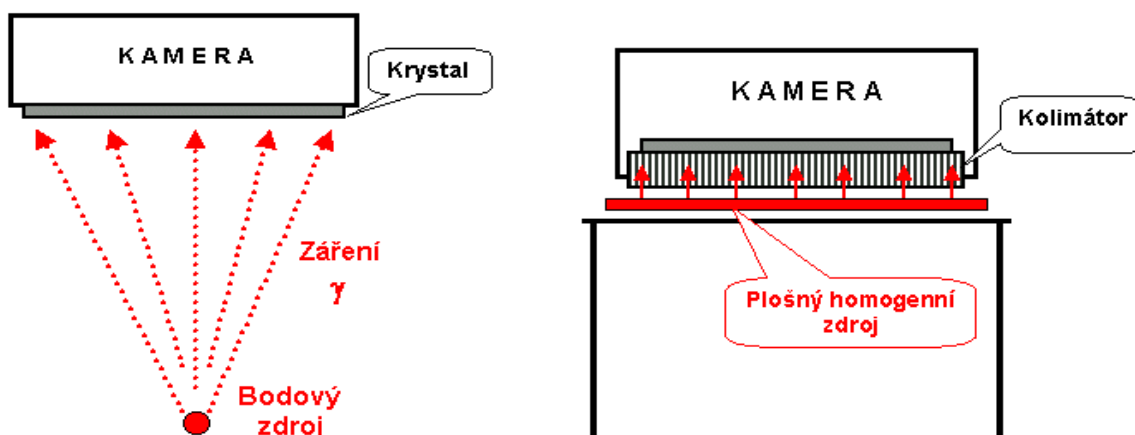
.

#### 1.3.6.2 Měření homogenity zorného pole scintilační kamery

Používá se jednoduchý bodový zdroj vhodného radionuklidu ( $^{99\text{m}}\text{Tc}$ ), který se umístí do příčného místa zorného pole kamery. Pro testování vnitřní homogenity zorného pole kamery a její kalibraci sundáme z kamery kolimátor a bodový zdroj umístíme do co největší vzdálenosti. Krystal kamery je tak z tohoto zdroje záření gama ozařován prakticky homogenně, takže i vzniklý scintigrafický obraz by měl být téměř homogenní. Na obraze pak můžeme posuzovat (popř. kvantitativně vyhodnocovat) případné odchylky od homogenní distribuce. V případě, že homogenita zorného pole



není vyhovující, můžeme v tomto uspořádání provést kalibraci nehomogenity zobrazení scintilační kamery, pro kterou mají moderní digitální kamery příslušnou softwarovou proceduru (př. scintilační kamera Infinia).



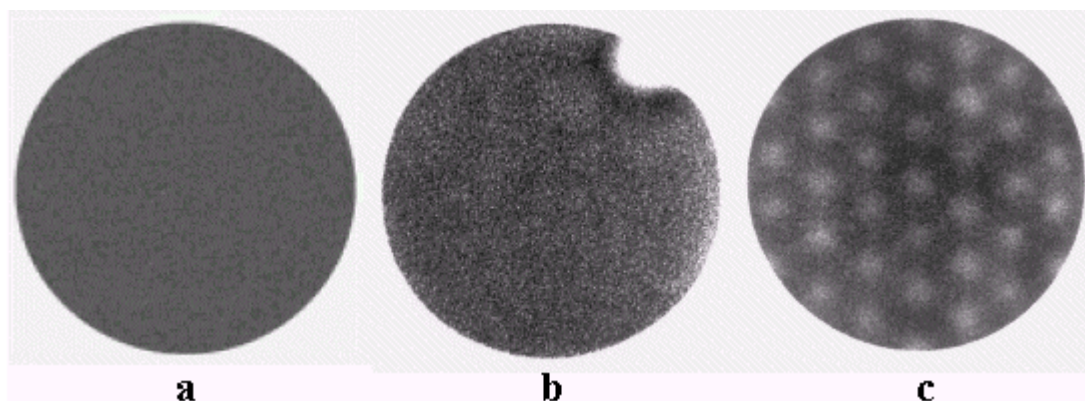
Testování a kalibrace vnitřní homogenity zorného pole scintilační kamery bez kolimátoru pomocí bodového zdroje umístěného v dostatečně velké vzdálenosti.

Měření celkové homogenity scintilační kamery s kolimátorem pomocí plošného homogenního zdroje.

Obrázek č. 6: Měření homogenity s bodovým a s plošným zdrojem <sup>(2)</sup>

Pro kontrolu testování celkové homogenity zorného pole scintilační kamery s kolimátorem jsou s výhodou používány plošné homogenní zdroje s radionuklidem <sup>57</sup>Co, který má rozměry větší než zorné pole detektoru. Zářič <sup>57</sup>Co se volí z toho důvodu, že má dlouhý fyzikální poločas 271 dní a energii záření gama 122 keV a 136 keV, tedy hodnoty blízké energii <sup>99m</sup>Tc 140 keV. Tímto zdrojem můžeme rychle a operativně

testovat homogenitu zorného pole kamery i s kolimátorem (výhodou je, že ho nemusíme sundávat).



Obrázek č. 7: <sup>(2)</sup>

Některé typické obrazy homogenity s plošným zdrojem či bodovým zářičem

- a) Normální obraz homogenity
- b) Výpadek periferního fotonásobiče
- c) Celkově rozladěné fotonásobiče či fotopík nastavený mimo okénko analyzátoru

#### 1.4. Scintilační kamera Infinia™ Hawkeye™ - popis systému <sup>(15)</sup>



Obrázek č. 8: Hybridní zobrazovací systém SPECT/CT Infinia™ Hawkeye™ 4 v Českých Budějovicích

Infinia Hawkeye je vynikající systém pro všeobecné účely s duálními detektory pro hybridní zobrazovací systém SPECT/CT se stejným půdorysem jako tradiční kamery používané v nukleární medicíně.

Základem kamer řady Infinia je moderní technologie kompletně digitalizovaných detektorů Elite s krystalem 3/8“ nebo 1“ a s 95 fotonásobiči. Tato technologie poskytuje zobrazení v celém rozsahu nízkoenergetických, středně i vysoce energetických radioizotopů. (Systém Infinia<sup>vc</sup> nabízí volitelný koincidenční režim zobrazení CoDe™ pro PET kamery). Technologie Hawkeye™<sup>4</sup> CT využívá vícenásobných řezů ve spirále, čímž poskytuje vynikající kvalitu zobrazení pro anatomickou lokalizaci s korekcí atenuace při minimálních dávkách ionizujícího záření. Vlastnosti gantry Infinia využívají konstrukci detektorů s volnou geometrií.

- Poloha detektorů 180° a 90° umožňuje skenování s vysokou účinností.
- Horizontální poloha detektorů směřujících vzhůru poskytuje maximální klinickou přizpůsobivost.
- Kluzné gantry dovoluje použití moderních akvizičních režimů.
- Vícefunkční dvouosý vyšetřovací stůl.
- Automatické konturování těla v reálném čase.

Kompletně integrovaný systém Hawkeye<sup>TM</sup>4 CT poskytuje vnitřní registrované obrazy pro fúzi se zobrazením SPECT.

Kompletně integrovaný systém s podporou Ignit<sup>TM</sup> poskytuje možnost přenosu údajů na zpracovatelskou a zobrazovací stanici Xeleris<sup>TM</sup> stisknutím jediného tlačítka.

#### Klinická aplikace (klinická všestrannost)

Infinia<sup>TM</sup> Hawkeye<sup>TM</sup> je systém pro všeobecné účely SPECTu/CT pro klinická vyšetření případů v nukleární medicíně, které vyžadují použití univerzální gamakamery s duálními detektory a u kterých se požaduje přesnější anatomická lokalizace nebo které vyžadují korekci atenuace. Výkonnost oddělení vybaveného knihovnou klinických aplikací se stanicí Xeleris může zpracovávat statické, dynamické, celotělové, vícenásobně hradlované aplikace, dále SPECT, hradlovaný SPECT, celotělový SPECT a SPECT/CT.

#### Anatomická lokalizace

SPECT/CT může být použit v nukleární medicíně kdykoli je nezbytná přesná anatomická lokalizace. Jako například v onkologii, při zánětech, při vyšetření kostí, kloubů, při ortopedických zobrazeních, při vyšetření srdce, atd. Infinia Hawkeye s pracovní stanicí Xeleris umožňuje uživateli provádět fúzi a současně prohlížení SPECTu a obrazů CT. Poskytuje lékařovi více informací než samotný SPECT, čímž zvyšuje diagnostickou spolehlivost.

Jednotky Hawkeye<sup>TM</sup>4 byly navrženy speciálně pro nukleární medicínu. Akviziční podmínky pro CT byly navrženy tak, aby co nejlépe vyhovovaly časování SPECTu, poloze pacienta a rozlišení. Při velmi malém nastavitelném proudu (mA) a

napětí rentgenky je uživateli zajištěna mimořádná kvalita zobrazení a nízké dávky ozáření pacienta.

Vlastnost systému

#### Detektory Elite™ – přehled

Kvalita zobrazení u systémů Infinia spočívá ve dvou velmi velkých pravoúhlých digitálních detektorech Elite, zajišťujících korekci pěti parametrů v reálném čase.

- Homogenita
- Linearita
- Energie
- Rozpad izotopu
- Střed rotace (COR)

Kamera Infinia v Českých Budějovicích je opatřena detektorem 3/8“ s těmito parametry:

- 59 kruhových fotonásobičů – 53 x 3“ (76 mm), 6 x 1,5“ (38 mm)
- Tloušťka krystalu: 3/8“ (9,5 mm)
- 10bitivý ACD převodník pro fotonásobiče se vzorkovacím kmitočtem 30,3 MHz
- NEMA UFOV: 21,25“ x 15,75“ (54x40 cm)
- Energetický rozsah: 40 až 511 keV (s výjimkou zobrazení FDG)

Gantry

Vlastnosti systému infinia s kluzným tomografickým prstencovým gantry umožňují výkonný a rychlý přenos dat z detektorů do akviziční stanice. Konstrukce prstencového kluzného gantry dovoluje trvalou rotaci ve směru hodinových ručiček, což umožňuje akvizici vícenásobných souborů dat z CT a NM pořízených na jednom vyšetřovacím stole bez nutnosti přemístění pacienta.

Toto gantry má následující vlastnosti:

- Automatický pohyb detektorů v radiálním směru (in/out – dovnitř/ven), axiálním směru (v ose prstence) a proměnnou geometrii orientace detektorů od 180° do 90°.
- Flexibilní konstrukce umožňuje nejrozličnější skenovací postupy včetně sedícího nebo stojícího pacienta a vyšetření pacienta na nosítkách.

- Stacionární gantry je připevněno k podlaze, čímž se zvyšuje přesnost tomografického centra rotace.
- Nastavení kamery se provádí interaktivně pomocí dálkového ovladače s podporou ploch „home – domů“, které jsou uživatelem předem naprogramovány pro specifické akvizice. Mezi předem naprogramované pozice patří výměna kolimátorů, 90° geometrie pro tomografické kardiální skenování, 180° geometrie pro všeobecný SPECT nebo SPECT mozku nebo celotělové skenování kostí.
- Displej na gantry slouží k průběžnému zobrazení stavu pohyblivých částí gantry a patientského stolu.
- Automatické konturování těla (ABC) v reálném čase na principu infračervených senzorů zvyšuje účinnost skenování a rozlišení při 90° a 180° SPECTu a celotělovém vyšetření při bezpečné minimální vzdálenosti detektoru od pacienta a maximální kvalitě obrazu.

Operační systém



Obrázek č. 9: Uživatelské rozhraní CUI

Činnost stanice sběru dat Infinia Hawkeye<sup>TM</sup>4 je určena běžným interaktivním uživatelským rozhraním CUI (Common User Interface). Rozhraní CUI zvyšuje flexibilitu a výkonnost následujícími vlastnostmi:

- Předem definované nebo uživatelem konfigurované protokoly pro rychlý návrat do výchozí polohy a nastavení.
- Průběžná korekce linearity, energie a homogenity.
- Zobrazení histogramu energetického spektra (PHA) po 16 oknech na detektor. Pro daný izotop zajišťuje akvizici ve správném energetickém okně.
- Ukončení akvizice v předem zadaný počet impulsů, nebo při manuálním stopu.
- Změnění na vybranou oblast / zoom.
- Rotační režim.
- Schopnost pokračovat v přerušené akvizici při celotělovém vyšetření, při SPECTu a při hradlovaném SPECTu.

#### Akvizice NM

- Statický režim
- Dynamický režim
- Celotělové skenování
- Vícenásobný hradlovaný sběr
- Sběr dat při SPECTu
- Sběr dat při hradlovaném SPECTu

#### Displej

- 1024 x 1280 true-color displej
- Současné zobrazení více nezávislých tabulek na obrazovce pomocí vícenásobného okna.
- Řízení prahové hodnoty pro okno při nastavení vícenásobného okna.
- Kinematické zobrazení dynamických a všech datových sad vícenásobného rámce.
- Živě, on-line, zobrazení získaných dat a zobrazovacích parametrů.

#### Vybavení

Software pro sběr dat obsahuje řízení činnosti při chodu kamery:

- Správa disku

- Analýza výšky impulsů (PHA)
- Střed otáčení (COR)
- Korekční mapy: homogenity, energie a linearity
- Denní, týdenní kontroly kvality včetně kalibrace gantry
- Systém parametrů na přání
- Definice na nastavení sekvencí sběru dat
- Použití předem nastavených protokolů pro sběr dat.

#### Zpracování a prohlížení

Stanice pro sběr dat Infinia Hawkeye™ 4 umožňuje připojení k místní i velké síti. Data získaná Infinií Hawkeye se přenášejí do pracovní a prohlížečské stanice Xeleris pomocí protokolu DICOM 3.0 standard pro zpracování, archivaci a hardcopy a především pro Ignit™ a produktivní řešení pomocí stisku jediného tlačítka.

#### SPECT/CT zpracování a prohlížení

Xeleris™ disponuje systémem Volumetrix™, programem pro prohlížení hybridních tomografických obrazů, pro překrývání a zobrazování vhodných párů získaných nukleární a CT tomografií. Volumex je interaktivní zobrazení umožňující uživateli navigaci kompletní tomografickou 3D studií.

#### Ignite™

Vynikající vlastnosti systému Infinia Hawkeye™ 4 a Xeleris lze při klinickém postupu shrnout do 3 kroků:

- Výběr pacienta ze seznamu
- Uložení pacienta s využitím auto-home polohování
- Jediným stisknutím tlačítka zahájit sběr dat skenování a automatický přenos a zpracování výsledků na stanici Xeleris.

#### Certifikace

Tento výrobek je opatřen certifikáty, které potvrzují, že vyhovuje normám CSA (certifikát pro USA a Kanadu), IEC (mezinárodní elektrotechnická komise) a UL (americká bezpečnostní norma). Je rovněž označen CE (evropská známka kvality). Firma GE Healthcare má rovněž certifikát, podle kterého vyhovuje normám ISO-9001:2000 a ISO 13485:2003.



## 2. CÍL PRÁCE A HYPOTÉZA

### Cíl práce

V mé práci se soustředím na měření planární integrální homogenity scintilační kamery Infinia, což je jeden z důležitých parametrů ovlivňujících výsledný obraz. Zajímají mě právě krátkodobé zkušenosti (kamery Infinia byly na pracovištích NM v České republice instalovány v letech 2006 – 2008) s každodenním kontrolním měřením (provozními zkouškami), které jsou dány výrobcem a jsou specifické pro daný přístroj. Nejsou tedy standardizovány, ale vycházejí z mezinárodních norem a tím i z Doporučení SÚJB, které z těchto norem vychází. Standardy NEMA (National Electrical Manufacturers Association) poskytují sjednocení postupů, ale jsou složité a nákladné, proto se výrobci snaží z nich jen vycházet a hodnotami limitů se přiblížit hodnotám naměřených podle postupů NEMA.

Výsledky měření planární integrální homogenity u scintilační kamery Infinia se získávají dvěma způsoby měření a jejich hodnoty by se měly jen málo lišit. Hlavní cíl této práce je nashromáždit data z měření z několika pracovišť (podle jejich provozních možností), porovnat jejich hodnoty a zjistit, zda nastane situace, kdy hodnoty překročí limit daný výrobcem. Zjistit, jestli taková odchylka nastala někdy dříve (z databáze dřívějších měření) a jaké byly její příčiny. Pokud odchylka nastane během sběru dat, dohledat, jestli se příčina opakuje, nebo jde o novou zkušenost. Výchozím pracovištěm pro sběr dat je pracoviště nukleární medicíny v Českých Budějovicích.

### Hypotéza

Hodnoty testů scintilační kamery Infinia se budou pohybovat v rozmezí hodnot udávaných výrobcem.

### **3. METODIKA**

Scintilační kamera Infinia je součástí nově vyráběného systému SPECT/CT Infinia Hawkeye. Platí pro ni všechny obecné údaje jako pro jakoukoli planární scintilační kameru v tomografickém režimu. V České republice jsou kamery Infinia krátce instalovány na pěti pracovištích nukleární medicíny. V Praze (VFN na Karlově náměstí od r. 2006 a IKEM od r. 2008), V Hradci Králové (od r. 2006), v Novém Městě na Moravě (od r. 2008 ) a v Českých Budějovicích (od r. 2007).

#### **3.1 Měření homogenity zorného pole u scintilační kamery Infinia**

##### **3.1.1 Měření s bodovým zdrojem – pracoviště nukleární medicíny nemocnice České Budějovice**

Jedná se o jednoduchou provozní zkoušku SPECT kamery. Testování planární integrální homogenity včetně pozadí a energetické kalibrace. Provádí se denně. Jde o digitální scintilační kameru, a proto se jedná o práci se softwarovou procedurou. Celé měření je jako celek a nejde od sebe oddělit.

Zkoušku provádí odborně způsobilý pracovník - klinický radiologický fyzik pro NM.

Provedení:

- Zapneme přístroj a počítač. Pohledem na monitory zjistíme, zda je vše spuštěno.

(Pracovník, který provádí zkoušku, je většinou první, kdo přichází na pracoviště před zahájením provozu.)

- Na počítači nastavíme program „denní kontrola“ pro měření. Celý postup měření je zadán výrobcem v digitální části přístroje a je nutné striktně dodržet sled jednotlivých kroků, protože jinak není umožněno měření provést.

- Ověříme funkčnost dotekového čidla – test P.S.D. (Pressur Sensitive Device – zařízení citlivé na tlak). Rukou mechanicky zatlačíme na plochu čidla doteku a při správné odezvě můžeme pokračovat. Funkčnost tohoto systému zaručuje, že při sebemenším doteku těla pacienta o plochu detektoru se okamžitě přístroj zastaví.

Následuje příprava detektorů pro další krok. Je nutné vyměnit kolimátory. Na počítači zadáme „výměnu kolimátorů“ a automaticky se detektory nastaví do paralelní

polohy k jejich výměně (viz. přílohy). Pomocí speciálního vozíku odstraníme těžké detektory a na jejich místo nainstalujeme lehké detektory typu DECOY, které plní funkci krytu krystalu detektoru.

Takto připravené detektory nastavíme do tzv. polohy „L“ – detektory svírají úhel 90°. Zkontrolujeme, zda se v blízkosti kamery nenacházejí rušivé zdroje ionizujícího záření (kontaminace lehátka, podlahy aj.). Opět provedeme test P.S.D.

- Měření pozadí.

Pozadí detektoru znamená registrovanou četnost bez přítomnosti jakéhokoli zdroje ionizujícího záření. Jeho příčinou je kosmické záření, přírodní radioaktivita, radioaktivita stavebních materiálů a také radioaktivita materiálů, z nichž je detektor vyroben. Pozadí můžeme minimalizovat přiměřeným stíněním detektorů olovem, použitím speciálních materiálů při jejich konstrukci, výběrem stavebních materiálů.

Detektory nastavíme do předepsané polohy „L“. To je v úhlu 90°, osou úhlu směrem k místu, kde bude umístěn bodový zářič. (obr. č. 10).

Spustíme měření a po uplynutí předepsané doby (60 s) se spočítá, kolik impulsů bylo na detektoru naměřeno. Je limitováno, do kolika impulsů je pozadí v toleranci. U scintilační kamery Infinia je hodnota limitu daná výrobcem: 2,5 kc/s (2500 impulsů/s).

DEN	MĚŘENÁ HODNOTA POZADÍ		LIMIT
	DETEKTOR 1	DETEKTOR 2	
Po 12.1.2009	2,4 kc/s	2,3 kc/s	< 2,5
Út 13.1.2009	2,4 kc/s	2,3 kc/s	< 2,5
St 14.1.2009	2,3 kc/s	2,3 kc/s	< 2,5
Čt 13.1.2009	2,4 kc/s	2,4 kc/s	< 2,5
Pá 13.1.2009	2,4 kc/s	2,4 kc/s	< 2,5

Tabulka č. 1: Příklad naměřených hodnot pozadí u kamery Infinia v Č.B.

Následuje příprava detektorů pro další krok. Detektory jsou nastaveny v poloze „L“ a natočeny tak, aby postupně detektor číslo 1 a detektor číslo 2 (je výrazně označeno na detektorech) byly kolmo k podlaze a detekční plochou proti stěně, kde bude umístěn bodový zdroj. Při měření s bodovým zdrojem měříme každý detektor samostatně, protože je nutné dodržet vzdálenost od detektoru od 2,5 do 3 metrů. Až v určité vzdálenosti od detektoru se bodový zdroj ionizujícího záření chová jako plošný zdroj – tedy září téměř kolmo na detektor. Velmi důležité je umístit bodový zdroj přesně ve střední ose detektoru, abychom docílili tohoto efektu. Detektory musí být ozářeny zcela homogenně.

#### - Měření planární integrální homogenity

Měření planární integrální homogenity neprobíhá jako samostatné měření, ale je součástí vyhodnocení více parametrů v rámci jedné akvizice (záznamu impulsů). Při spuštění tohoto kroku měření získáme údaje o správnosti nastavení okna analyzátoru symetricky na fotopík 140 keV ( $^{99m}\text{Tc}$ ), o energetické rozlišovací schopnosti (FWHM v %), o době akvizice pro potřebný počet impulsů (předvolba je na  $4 \cdot 10^6$  impulsů pro jeden detektor) a o počtu impulsů za sekundu, který nesmí překročit hodnotu 25 tisíc impulsů za sekundu.

Přineseme si bodový zdroj v olověném kontejneru – v tomto případě je to injekční stříkačka o objemu 2 ml, která obsahuje 1ml roztoku  $^{99m}\text{Tc}$  o aktivitě takové, aby měřená četnost nebyla vyšší než 20 – 25 tisíc impulsů/s – firma doporučuje cca 18 MBq. Ta byla předem připravena v místnosti tomu určené. Umístíme je do vzdálenosti 2,5 m (v Českých Budějovicích maximální vzdálenost od detektorů ke zdi místnosti) od detektoru přesně v jeho střední ose (obr. č. 10).



Obrázek č. 10: Bodový zdroj nainstalovaný ve vzdálenosti 2,5m od detektoru č.1 v jeho střední ose

Spustíme program kontroly – po měření pozadí automaticky následují další měření v pořadí uvedeném výše. Po nasbírání dat a jejich vyhodnocení „oznámí“ počítač, jestli veškeré naměřené hodnoty odpovídají provozuschopnosti přístroje. Znamená to, že veškeré hodnoty jsou pod limity (nebo v jejich rozmezí) danými výrobcem.

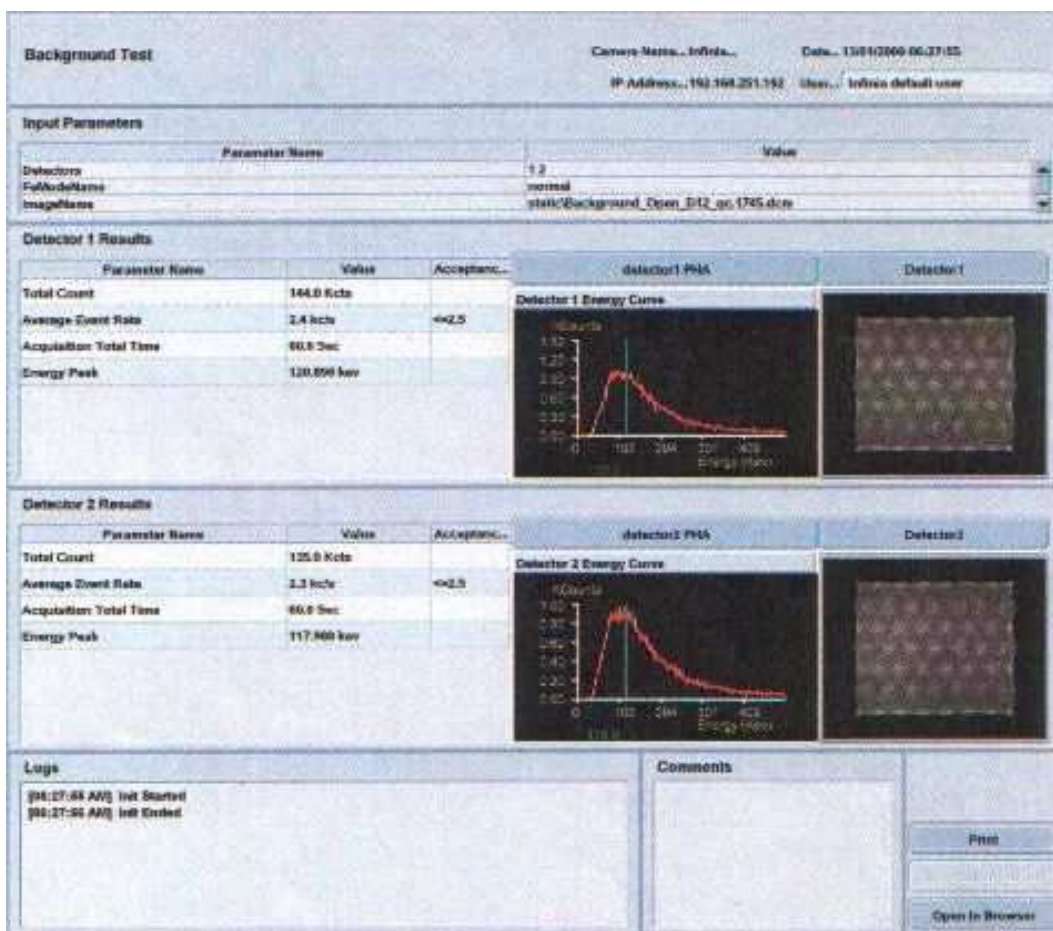


Obrázek č. 11: Detail bodového zdroje – stříkačka s obsahem 1 ml  $^{99m}\text{Tc}$  uchycená ve stojanu

V této fázi odneseme bodový zdroj a následuje měření parametrů funkce CT přístroje (podle doporučení výrobce jednou týdně – nejčastěji první pracovní den v týdnu).

Po ukončení denního měření připravíme přístroj k vyšetřování pacientů. Vyměníme kolimátory, lehátko nastavíme do výchozí polohy.

Výsledný protokol obsahuje: záznam o měření pozadí, obraz homogenního zdroje korigovaného na nehomogenitu, graf energetického spektra  $^{99m}\text{Tc}$  s udanou polohou fotopíku a tabulku s naměřenými hodnotami: fotopíku, FWHM v %, homogenity v %, čas akvizice za který se zaznamenal daný počet impulsů a počet impulsů za sekundu. Je uveden použitý zdroj IZ (ionizujícího záření) a celkové časy jednotlivých kroků. (obr. č. 12. 1; 12. 2; 12. 3)



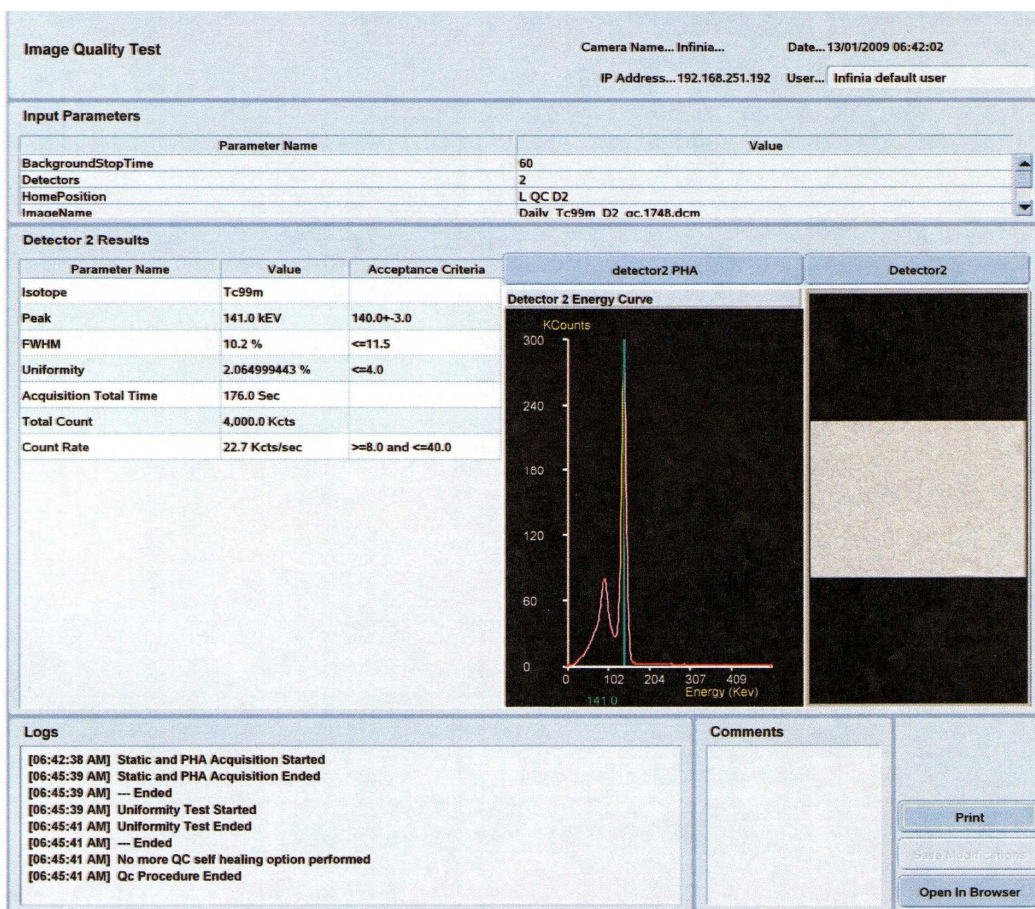
Obrázek č. 12. 1: Protokol o měření pozadí z 13. 1. 2009 – detektor č. 1 a 2 scintilační kamery Infinia na oddělení NM České Budějovice





Obrázek č. 12. 2: Výsledný protokol denní kontroly z 13. 1. 2009 – detektor č. 1 scintilační kamery Infinia na oddělení NM České Budějovice





Obrázek č. 12. 3: Výsledný protokol denní kontroly z 13. 1. 2009 – detektor č. 2 scintilační kamery infinia na oddělení NM České Budějovice

### 3.1.2 Měření s plošným zdrojem – pracoviště nukleární medicíny IKEM Praha

Jednoduchá (jednoduchá svým zařazením) provozní zkouška SPECT kamery. Testování planární integrální homogenity včetně pozadí a energetické kalibrace. Provádí se denně. Opět práce se softwarovou procedurou scintilační kamery Infinia, tedy měření je jako celek a nejde od sebe oddělit.

Zkoušku provádí odborně způsobilý pracovník – klinický fyzik pro NM.

Provedení:

První kroky měření přes zapnutí celého systému a zkoušky P.S.D. jsou shodné s měřením pomocí bodového zdroje.

- Měření pozadí:

Provádí se s detektory v poloze horizontální 180° (SPECT poloha) s nasazenými kolimátory. Spustíme měření a po uplynutí 60 sekund (doba daná výrobcem v programu kontroly) se spočítá počet detekovaných impulsů. Limit je do 2,5 kc/s (2500 impulsů za sekundu) a je u všech kamer Infinia stejná (opět podle výrobce).

DEN	MĚŘENÁ HODNOTA POZADÍ		LIMIT
	DETEKTOR 1	DETEKTOR 2	
17.11.2008	0,3	0,3	< 2,5
18.11.2008	0,3	0,3	< 2,5
19.11.2008	0,4	0,4	< 2,5
20.11.2008	0,4	0,4	< 2,5
21.11.2008	0,4	0,4	< 2,5

Tabulka č. 2: Příklad naměřených hodnot pozadí u kamery Infinia v IKEM Praha

- Měření planární integrální homogenity.



Obrázek č. 13: Detektory v horizontální poloze 180° s nainstalovaným plošným zdrojem (IKEM Praha)

Provádí se s detektory v poloze horizontální 180° s nasazenými kolimátory s paralelními otvory typu HR (High Resolution – kolimátor s vysokým rozlišením). Pohledem zkontrolujeme, zda kolimátory jsou bez zjevných defektů na jejich povrchu. Ve vzdálenosti 10 cm od čela detektorů nainstalujeme plošný zdroj  $^{57}\text{Co}$  (obrázek č. 13) o rozměrech aktivní části 620 x 420 mm o aktivitě maximálně 400 MBq s oboustrannou aktivní plochou. Měřená četnost nesmí překročit 25 tisíc impulsů. Rozměry zdroje musí být minimálně o 2 cm větší, než rozměry zorného pole. Tím je zajištěno plné pokrytí zorného pole detektoru. U plošného zdroje je zaručeno homogenní ozáření detektorů. Spustíme program kontroly. Po naměření dostatečného počtu impulsů se automaticky vyhodnotí planární integrální homogenita a podle vztahu pro její výpočet se určí její hodnota v % a zaznamená se. Limit podle výrobce je do 4%. Po vyhodnocení všech dat „oznámí“ počítač, jestli veškeré naměřené hodnoty odpovídají provozuschopnosti přístroje – nerozlišuje se jakým způsobem byla data (hodnoty) naměřena. Pokud

veškeré hodnoty jsou pod limity (nebo v jejich rozmezí) danými výrobcem, je tato část zkoušky ukončena. Plošný zdroj uložíme do speciálního olověného kontejneru. Nastavíme energetické okno na  $^{99m}\text{Tc}$  (měření probíhalo s  $^{57}\text{Co}$ ). Pokračuje denní zkouška CT (jednou týdně).

Výsledný protokol obsahuje: záznam o měření pozadí, obrazy plošného zdroje korigovaného na nehomogenitu, graf energetického spektra  $^{57}\text{Co}$  s udanou polohou fotopíky a tabulku s naměřenými hodnotami: fotopíku, FWHM v %, homogenity v %, čas akvizice. Je uveden použitý zdroj IZ a celkové časy jednotlivých kroků (viz. přílohy).

### **3.2 Harmonogram časové náročnosti měření**

Charakteristikou jednoduchých zkoušek je jejich časová nenáročnost. Lze je většinou provést v době od několika minut do půl hodiny, což je velmi důležité vzhledem ke značnému vytížení scintilačních kamer v klinickém provozu. Tato charakteristika se uvádí v Doporučení SÚJB. Scintilační kamera Infinia pracuje jako hybridní systém ve spojení s CT přístrojem a tedy měření planární homogenity zorného pole kamery je neoddělitelnou součástí systému měření. Jeho časová náročnost (či nenáročnost) byla ověřena v praxi.

U scintilační kamery Infinia se liší časová náročnost měření integrální planární homogenity podle použité metody:

3.2.1 Měření s plošným zdrojem – příklad z pracoviště nukleární medicíny IKEM v Praze ze dne 24. 11. 2008 (včetně vytištěného protokolu).

První pacient byl objednaný na 8 h 30 min.

7 h 20 min - zapnutí přístroje a počítače, nastavení programu denní kontroly

7 h 25 min - provedení kontroly dotekových čidel

7 h 26 min - nastavení detektorů do SPECT polohy (paralelní 180°) a vizuální kontrola kolimátorů

7 h 34 min - spuštění měření pozadí (60 s)

7 h 35 min - ukončení měření pozadí

7 h 38 min - nainstalování držáku plošného zdroje, příprava a nainstalování plošného zdroje – jeho vyjmutí ze stíněného obalu („kontejneru“) a nainstalování do přesné polohy mezi kolimátory.

7 h 52 min. - spuštění dalšího kroku zkoušky, které obsahuje měření několika parametrů v plynulé návaznosti (pokud všechny odpovídají daným limitům) – autokalibrace, energetický vrchol (Peak) pro  $^{57}\text{Co}$ , FWHM (prostorové rozlišení), homogenita (v %), celkového času snímání impulsů, počet naměřených impulsů; měří se oba detektory zároveň

7h 57 min - ukončení měření

8h 02 min - nastavení energetického okna pro  $^{99\text{m}}\text{Tc}$

Navazuje denní kontrola CT systému, která trvá asi 6 minut (podle doporučení výrobce se provádí jednou týdně – nejčastěji první pracovní den v týdnu).

Výsledný čas je tedy 48 minut. Měření bylo ukázkové s instruktáží a s pořizováním fotodokumentace a proto se čas prodloužil. Při běžném rutinním denním měření se doba měření se všemi přípravnými pracemi pohybuje do 20 minut.

Veškeré hodnoty z denních měření za období tří měsíců byly poskytnuty pro porovnání s pracovištěm v Českých Budějovicích. (viz. přílohy)

3.2.2 Měření s bodovým zdrojem – příklad z pracoviště nukleární medicíny nemocnice České Budějovice ze dne 13. 1. 2009 – základní pracoviště pro sběr dat.

První pacient byl objednaný na 7 hod.

6 h 10 min - zapnutí přístroje a počítače, nastavení programu denní kontroly

6 h 15 min - provedení kontroly dotekových čidel

6 h 16 min - příprava detektorů – viz. metodika měření a jejich nastavení do „L“ polohy

6 h 27 min - spuštění měření pozadí (60 s)

6 h 28 min - ukončení měření pozadí

6 h 28 min - příprava detektoru č.1 k dalšímu měření (viz.metodika) a nainstalování bodového zdroje

6 h 33 min - spuštění měření detektoru č.1, které obsahuje měření několika parametrů v plynulé návaznosti (pokud všechny odpovídají daným limitům) – autokalibrace, energetický vrchol (Peak) pro  $^{99m}\text{Tc}$ , FWHM (prostorové rozlišení), homogenita (v %), celkový čas snímání impulzů a počet naměřených impulzů.

6 h 41 min 50 s - konec měření detektoru č.1 a příprava detektoru č.2

6 h 42 min 02 s - spuštění měření detektoru č.2 - shodné parametry s detektorem č.1

6 h 45 min 41 s – konec měření detektoru č.2 a tím ukončení tohoto bloku (kroku) měření .

Navazuje kontrola CT systému (cca 6 minut) – jednou týdně.

Výsledný čas se všemi přípravnými pracemi je 51 minut (cca 5 minut trvá příprava přístroje pro vyšetřování pacientů). Čas je i kratší, ale u tohoto konkrétního měření nastala situace, kdy u detektoru č. 1 proběhla autokalibrace, která trvala cca 3 minuty (viz. obrázek č. 12.2). Zdržení způsobilo i pořizování fotodokumentace. Při běžném rutinním denním měření se doba měření pohybuje do 45 minut.

Pracoviště NM Hradec Králové, kde se provádí zkouška pomocí bodového zdroje, uvádí dobu denní kontroly scintilační kamery Infinia v rozmezí mezi 30 – 45 minutami (záleží na rychlosti při výměně kolimátorů a na prodloužení doby , kdy probíhá autokalibrace v případě nutnosti doladění fotonásobičů).

Z časového harmonogramu vyplývá, že pokud pracoviště provádí denní kontroly pomocí bodového zdroje, je nutné je zahájit 50 minut před začátkem provozu.

S časovou rezervou cca deseti minut. V Českých Budějovicích je doba zahájení měření určena na 6 hodin 10 minut (provoz začíná v 7 hodin). Pracoviště provádějící denní kontroly pomocí plošného zdroje (i s časovou rezervou) potřebují 25 minut. U hodně vytiženého pracoviště může tento časový rozdíl hrát velkou roli.

## 4. VÝSLEDKY

### 4.1. Výsledky měření

Porovnání výsledků denních kontrol ze dvou pracovišť uvádím v následujících tabulkách a grafech. Hodnoty byly naměřeny metodou s bodovým zdrojem (Č.B.) a plošným zdrojem (Praha – IKEM). Hodnoty měření získané z obou metod by měly být stejné. V Českých Budějovicích měření probíhalo v období od prosince 2008 do února 2009 (každý všední den). Z Prahy byly poskytnuty údaje měření od srpna 2008 do října 2008. V tabulkách jsou uvedeny hodnoty planární integrální homogenity a hodnota energetického rozlišení FWHM v % (dvě výsledné hodnoty z jinak podrobného protokolu – obrázek č. 12. 2 a 12. 3). Během měření nedošlo na žádném přístroji k opravě či výměně detektorů.

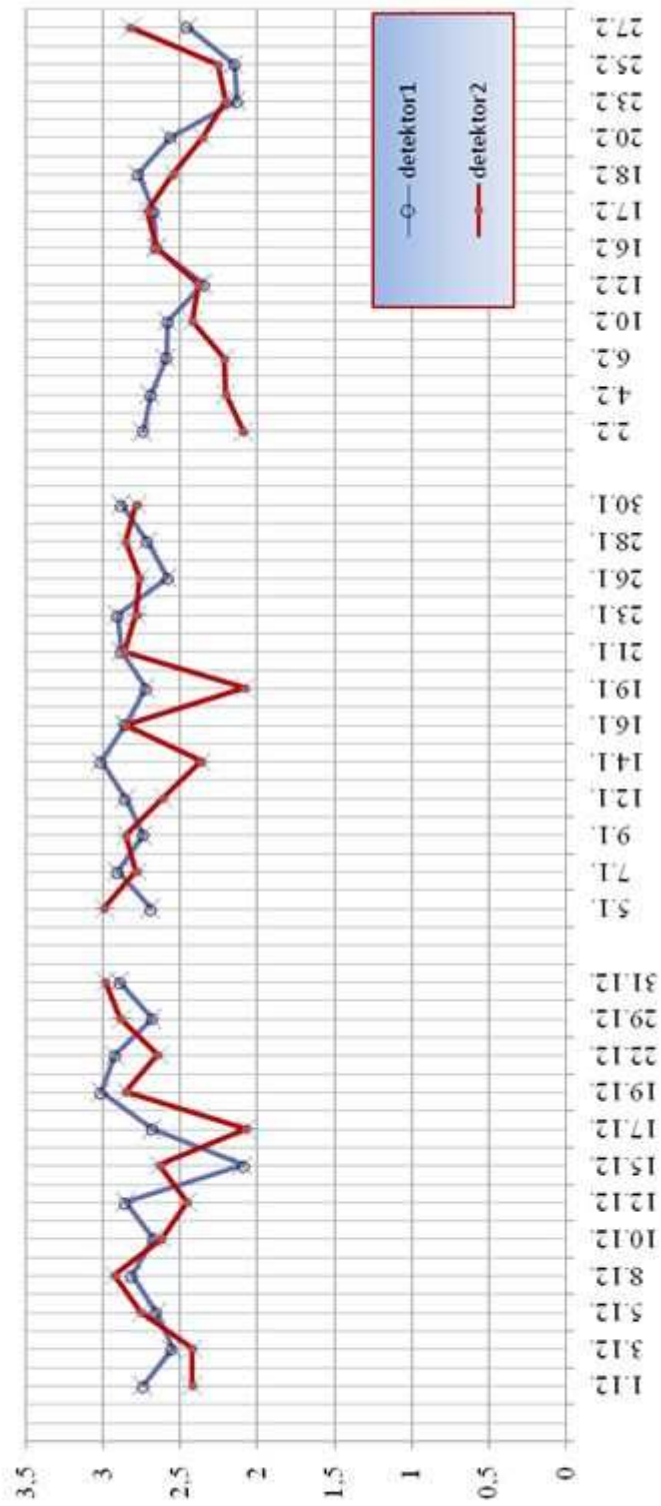
Limit daný od výrobce pro planární integrální homogenitu je **4%**.

**Tabulka 3.1:** Hodnoty planární integrální homogenity a FWHM (%) naměřené na scintilační kameře Infinia nainstalované na oddělení NM v Českých Budějovicích od června 2007 – výňatek (kompletní tabulky viz. přílohy)

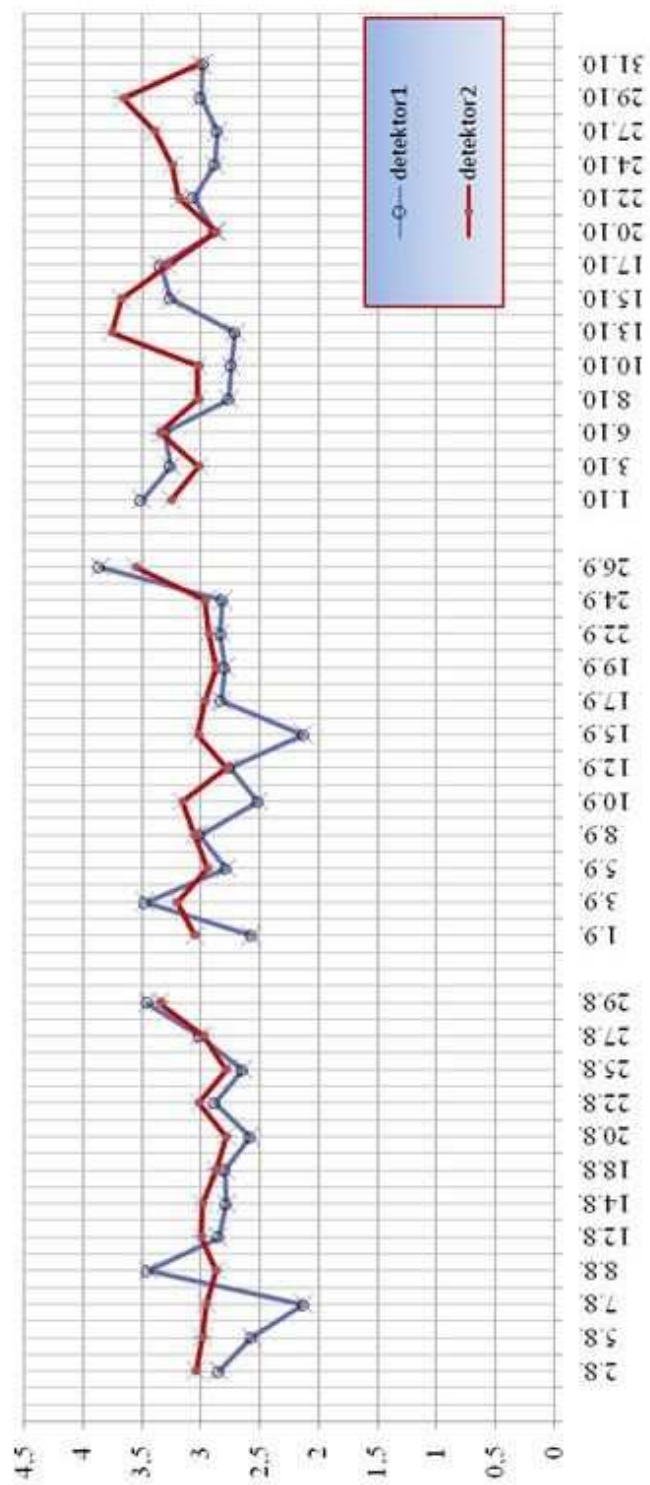
den	detektor 1		detektor 2	
	Homogenita (%) < 4	FWHM (%) < 11,5	Homogenita (%) < 4	FWHM (%) < 11,5
1.12.2008	2,74	10,5	2,42	10,2
2.12.2008	2,62	10,8	2,75	10,2
3.12.2008	2,55	11,4	2,42	10,1
4.12.2008	2,71	10,6	2,89	10,2
5.12.2008	2,65	10,5	2,75	10,2
8.12.2008	2,81	10,5	2,92	10,2
9.12.2008	2,92	10,4	2,05	10,1
10.12.2008	2,67	11,2	2,62	10,1
11.12.2008	2,72	11,0	2,89	10,2
12.12.2008	2,85	10,6	2,45	10,2
15.12.2008	2,09	10,4	2,63	10,2
16.12.2008	2,88	10,5	2,98	10,2
17.12.2008	2,68	10,5	2,07	10,1
18.12.2008	2,92	10,4	2,66	10,3
19.12.2008	3,01	10,6	2,85	10,3
22.12.2008	2,92	11,1	2,64	10,3
23.12.2008	2,85	11,3	2,76	10,2
29.12.2008	2,68	10,6	2,88	10,2
30.12.2008	2,75	10,4	2,86	10,2
31.12.2008	2,89	10,5	2,98	10,1
2.1.2009	2,88	10,4	2,65	10,2
5.1.2009	2,69	10,5	2,99	10,2
6.1.2009	2,78	10,5	2,55	10,3
7.1.2009	2,90	10,6	2,78	10,3
8.1.2009	2,89	10,8	2,98	10,2
9.1.2009	2,74	11,3	2,85	10,3
12.1.2009	2,85	10,6	2,61	10,2
13.1.2009	2,98	10,4	2,06	10,2
14.1.2009	3,01	10,5	2,36	10,2
15.1.2009	2,94	10,5	2,62	10,1
16.1.2009	2,85	10,6	2,85	10,3
19.1.2009	2,72	10,4	2,08	10,3
20.1.2009	2,70	10,7	2,59	10,2
21.1.2009	2,88	11,2	2,86	10,2
22.1.2009	2,87	11,3	2,73	10,2
23.1.2009	2,90	10,5	2,78	10,3



Obrázek č. 14: Hrubý graf měření planární integrální homogenity v Českých Budějovicích



Obrázek č. 15: Hrubý graf měření planární integrální homogenity v Praze



## 4.2 Nápravná opatření

Pokud byla nalezena chyba je postupováno takto:

- je třeba měření zopakovat, nejvíce však třikrát
- zkontroluje se, zda je zdroj záření v pořádku – dostatečná aktivita, správné umístění
- na displeji počítače vidíme pole homogenity – vizuální kontrolou zjistíme případný defekt v obraze, který by svědčil pro výpadek fotonásobiče
- pokud test denní kontroly prokáže hodnoty, které překročily limit daný výrobcem, fyzik oddělení, který provádí měření vše zdokumentuje
- oznámí závadu primáři oddělení a zkontaktuje servisní techniky
- přístroj je dočasně vyřazen z provozu

Všechna měření jsou archivována automaticky. V menu počítače je každý den připraven protokol k vytištění – výsledky měření včetně podmínek, za kterých byly výsledky změřeny.

Kontroly měření může v informačním systému spravovat jen uživatel aplikace – administrátor, fyzik oddělení a servisní technik.

## 5. DISKUZE

V současné době nebylo toto téma zpracováno. Problematika ověřování spolehlivosti nově vyvinutého systému SPECT/CT se zaměřením na denní kontroly planární integrální homogenity scintilační kamery Infinia™ Hawkeye™ 4 spočívá spíše v používání dvou metod měření, při kterých se získávají naměřené hodnoty. Ty jsou jen minimálně ovlivněny způsobem jejich získávání, což vyplynulo z porovnání naměřených hodnot. Z praxe vyplynuly výhody a nevýhody obou metod používaných při měření homogenity u kamery Infinia.

Výhody kontroly homogenity pomocí „bodového“ zdroje  $^{99m}\text{Tc}$ : nízká radiační zátěž personálu při používání zdrojů s nízkou aktivitou (cca 18 MBq); možnost snadného změření homogenity s jinými radionuklidy, např.  $^{201}\text{Tl}$ ,  $^{67}\text{Ga}$ ; možnost zaznamenat výpadek periferního fotonásobiče, což detekcí s kolimátorem při nízkém počtu impulzů nezaznamenáme; velkou výhodou je nízká cena.

Nevýhody: odkrytý krystal detektoru je náchylný k mechanickému poškození (u Infinie chráníme krycími kolimátory typu DECOY, které se nasazují na místo kolimátorů); snímání kolimátorů prodlužuje čas nutný k provedení provozní zkoušky homogenity; není možnost zjistit některé parametry (např. rozlišovací schopnost detektoru s kolimátorem); poškození kolimátoru; odkrytý krystal je citlivý ke zdrojům záření v okolí, jež mohou způsobit artefakty obrazu (zaznamenané hodnoty pozadí u Infinie jsou u této metody vyšší); pracuje se s otevřeným zářičem a musí se tedy dodržovat přísné předpisy podle „Atomového zákona“ č. 18/1997 Sb. a jeho vyhlášky č. 307/2002 Sb. o radiační ochraně ve znění vyhlášky č. 499/2005 Sb.

Výhody kontroly homogenity pomocí plošného zdroje  $^{57}\text{Co}$ : možnost zjistit poškození kolimátoru; zjistíme i další parametry měřené s kolimátorem; snadné provedení v krátké době (pokud zdroj má dostatečnou aktivitu).

Nevýhody: poměrně vysoká cena zdroje (cca 100000 Kč); stížené zjišťování, zda příčinou pozorované nehomogenity je detektor, kolimátor nebo sám zdroj (zejména v případě objemového zdroje plněného radioaktivním roztokem); radiační zátěž pracovníků při manipulaci s plošnými zdroji  $^{57}\text{Co}$  o aktivitě až několika stovek MBq.

Z časového harmonogramu jednotlivých metod vyplývá, že měření homogenity zorného pole scintilační kamery Infinia je časově náročnější u metody s bodovým zdrojem a je spojeno s nepříliš oblíbenými operacemi výměn kolimátorů. Snaha pracovišť, které bodový zdroj používají je přeorientovat se na metodu s plošným zdrojem. Je zde ale ten fakt, že plošný zdroj je drahý a není tzv. „na stálo“. Proto se jeho pořizování opakuje a je spojeno s finanční dostupností pro oddělení NM. Použitelnost zdroje podle odhadu RNDr. Kováče (IKEM Praha) je cca 3 roky. Pracoviště NM v Hradci Králové má již pořízení plošného zdroje schváleno (informace od klinického radiologického fyzika oddělení Ing. Kulíře). Pak posledním oddělením NM, kde bude používán bodový zdroj v ČR, bude pracoviště v Českých Budějovicích.

Během ročního provozu kamery Infinia na pracovišti NM IKEM Praha se sbíráním zkušeností pomalu stává z měření rutinní činnost. Zdokonalená příprava a návaznost jednotlivých kroků, které jsou již zažitě, zkrátily dobu měření na 12 minut. Na pracovištích s dvouletými zkušenostmi je rutina při měření již běžná.

Snaha zkrátit trvání zkoušky na minimum odhalila skutečnost, že kamera potřebuje takzvaný „čas na zahřátí“ (nový poznatek z doby po instruktážním měření z 24.11.2008). Dokonalá příprava na měření: již den předem po skončení provozu s pacienty byly nastaveny detektory do polohy pro denní zkoušku homogenity a nainstalován držák plošného zdroje. Ráno byl přístroj zapnut a hned byl spuštěn program denní kontroly. Ale po tomto opatření pro urychlení zkoušky hodnoty homogenity nebyly příliš dobré (nepřekračovaly limit daný od výrobce, ale byly znepokojivě vysoké). Bylo tedy nutné hledat příčinu a ta spočívala v čase, který přístroj potřebuje po zapnutí, aby se dostal na „provozní teplotu“. Několik minut (cca 5 minut) tento problém vyřešilo.

V posledních letech došlo ke změnám v technickém vybavení pracovišť NM v důsledku rychle se rozvíjející přístrojové techniky. Proto bylo nutností vytvořit nový podklad pro optimální zabezpečení přístrojů, které musí svými parametry odpovídat požadavkům dnešní doby. Uvádím výňatek z nového návrhu metodiky, který souvisí s měřením planární integrální homogenity:

Podle konečného návrhu metodiky jednorázového proměření základních kvantitativních a kvalitativních parametrů gamakamer (planárních a SPECT) na pracovištích nukleární medicíny ve zdravotnických zařízeních přímo řízených MZ ČR v rámci nového projektu MZ ČR, řešeného od roku 2006 je vytvořen soubor měření pro uvedený účel:

Z rozsáhlých souborů měření navržených v literatuře (Nuclear medicin resources Manual, IAEA Vienna 2006, Systém zabezpečení jakosti na pracovištích nukleární medicíny, SÚJB Praha 1999), které umožňují jednorázovou kontrolu systémů SPECT na pracovištích nukleární medicíny a splňují tato kritéria:

- zjistit, zda je pracoviště vybaveno takovými přístroji, které poskytují spolehlivé a dostatečně kvalitní výsledky diagnostických postupů zahrnujících lékařské ozáření v souladu s připravovanými národními radiologickými standardy pro nukleární medicínu;
- zjistit, zda nejsou na pracovištích používány takové gamakamery, které po dlouhé době užívání (např. 10 let a více) nebo z jiných důvodů již nevyhovují z hlediska zabezpečení požadované kvality diagnostických výsledků;
- jsou dostatečně jednoduché a časově nenáročné a je možné je v relativně krátké době provést u velkého počtu přístrojů;
- mohou být dostatečným podnětem pro zahájení některých dalších náročných zkoušek při případném konečném rozhodování o osudu gamakamer – návrh k opravě, vyřazení z klinického provozu nebo k omezení účelu jejího dalšího používání.(x)

Podle tohoto návrhu se soubor měření skládá z: měření planární integrální homogenity, měření planární prostorové rozlišovací schopnosti pomocí liniového zdroje (kvantitativní test), měření prostorové rozlišovací schopnosti a linearitu měřené pomocí bar fantomu (vizuální test), měření citlivosti detektoru gamakamery s kolimátorem a měření tomografické rozlišovací schopnosti SPECT se dvěma čárovými zdroji  $^{57}\text{Co}$ .

Technická proveditelnost navržených testů a jejich přijatelnost z hlediska dosažených výsledků byla ověřena ve FN Olomouc a vzorový protokol je součástí celého návrhu.

Tato část návrhu mi byla poskytnuta při konzultaci u jednoho z autorů – Ing. Ivana Kuželky.

Během provádění měření na pracovišti NM v Českých Budějovicích nastaly situace, kdy naměřené hodnoty, které úzce souvisí s planární homogenitou zorného pole, se přiblížily k limitům daným od výrobce. Vždy došlo k jejich automatické korekci a výsledné měření nikdy nepřekročilo hodnoty dané od výrobce. Jednalo se o autokalibraci fotonásobičů v případě, že energetické rozlišení (FWHM) u detektoru č. 1 se přiblížilo k hodnotě limitu 11,5 %. Měření se automaticky zastavilo a na monitoru bylo nabídnuto řešení – autokalibrace. Potvrzením volby byl spuštěn tento program, který trval téměř tři minuty. Pak proběhlo měření homogenity zorného pole, které svými hodnotami odpovídalo daným limitům. Došlo tedy k minimálnímu prodloužení měření.

V období tří měsíců, kdy jsem sbírala data o homogenitě na tomto pracovišti, u detektoru č. 1 docházelo k autokalibraci poměrně často (z mého hlediska) – jednou i dvakrát v týdnu. U detektoru č. 2 nebyla autokalibrace žádná. Bylo mi umožněno dohledat v archivu protokolů za asistence Ing. Pěničky (klinický radiologický fyzik oddělení) „chování“ obou detektorů v průběhu denních měření a byla nalezena odchylka. Již od zahájení provozu kamery Infinia u detektoru č. 1 dochází ke kolísání v naměřených hodnotách FWHM v % (energetického rozlišení) a u detektoru č. 2 jsou tyto hodnoty stabilní. Limit nikdy nebyl překročen, ale vyplývá z toho, že přístroj je velice citlivý k odchylkám, které by mohly ohrozit výslednou homogenitu obrazu.

Při měření homogenity 3. 3. 2009 (měření při konzultaci) zkouška homogenity proběhla bez odchylek a v limitech daných výrobcem po autokalibraci. Při vizuální kontrole zobrazení homogenního pole byl objeven defekt, zcela na okraji zorného pole. Svědčil pro výpadek periferního fotonásobiče. Tato závada by nebyla odhalena při použití metody s plošným zdrojem, protože by byla retušována kolimátorem. Přístroj nemusel být vyřazen z provozu, protože hodnota planární integrální homogenity byla 2,59 % a limit daný výrobcem je 4 %. Vše je automaticky zaprotokolováno (viz. přílohy). Byl objednan servisní technik na výměnu fotonásobiče.

V archivu byl dohledán protokol (za asistence Ing. Pěničky) měření, u kterého byly hodnoty překročeny (v jednom případě). Jednalo se o výrazně překročené hodnoty naměřeného u pozadí během několika sekund (viz. přílohy). Ve vyšetřovací místnosti se nevyskytovala žádná zjevná kontaminace, ani v přilehlých prostorech (chodba, ovladovna). Příčinou naměření vysokých hodnot byl koš na odkládání použitého prádlo

pacientů (prostředla, empíry), ve kterém bylo kontaminované prostředla po posledním pacientovi. Dávka nijak radiologicky významná, ale pro citlivý přístroj výrazně detekovatelná. Bylo přijato jednoduché opatření k eliminaci této situace – umístění koše do místnosti k tomu určené.

Zvýšené hodnoty pozadí byly jednou naměřeny v případě, že nebyly dočtené dveře od vyšetřovny a na chodbě se pohybovala pacientka s naaplikovanou dávkou  $^{131}\text{I}$  (jódu) v množství stovek MBq. Opatřením bylo zavření dveří a posazení pacientky do čekárny pro ní určené. Měření bylo zahájeno později než obvykle a prolínalo se s příchodem pacientů na oddělení.

Hodnoty pozadí naměřené na oddělení NM v Českých Budějovicích jsou ve srovnání s oddělením NM v IKEM vyšší (tabulka č. 1 a 2). Důvodem (podle názoru fyziků odd.) je dokonalejší clonění vyšetřovny a příznivější uspořádání pracoviště (přípravna radiofarmak a čekárna pacientů je ve větší vzdálenosti) na nově vybudovaném pracovišti IKEM.

Scintilační kamera Infinia je hybridní systém SPECT/CT a kontroly zahrnují i kontroly parametrů CT přístroje. Při měření na oddělení NM IKEM Praha proběhla zkouška homogenity zorného pole kamery bez odchylek, ale došlo k závadě (objevení nevyhovujícího parametru) na CT přístroji. I při opakování testu byla závada počítačem avízovaná. Byl tedy objednan servis na opravu a provoz musel být omezen. Ale pouze na vyšetření s využitím SPECT/CT, protože testy na homogenitu u části SPECT byly v pořádku. Byl to důkaz, který potvrzoval nutnost provádět provozní zkoušky.

Období tří, dvou a jednoho roku provozu scintilačních kamer Infinia stačí pouze na krátkodobé zkušenosti, ze kterých je udělán závěr. Věřím, že dalšími léty provozu se potvrdí mé tvrzení o stabilitě homogenity zorného pole kamery Infinia.

Obstarávání literatury a materiálu o scintilační kameře Infinia bylo velice obtížné a i tak je jeho obsah velice skromný. Vycházela jsem tedy z obecných informací o gamakamerách a stavěla jsem práci hlavně na zkušenostech s měřením homogenity z jednotlivých pracovišť a z mých poznatků.



## 6. ZÁVĚR

Ze získaných dat měření planární integrální homogenity zorného pole scintilační kamery Infinia lze jednoznačně říct, že limity dané výrobcem nebyly nikdy překročeny.

Denní kontroly (zkoušky) planární integrální homogenity scintilační kamery Infinia jsou nutné, přestože limit tohoto parametru nebyl nikdy překročen.

Homogenita je jeden z důležitých parametrů, který se měří současně s ostatními, na kterých je celkový výsledek závislý. Zde odchylky byly nalezeny. Po jejich korekci, která je automaticky provedena počítačovým programem, byla výsledná homogenita vždy pod limitem daným od výrobce. Bylo tím tedy vyloučeno, že vyšetření bude zatíženo technickou závadou, která může při SPECT vyšetření zcela znehodnotit výsledný obraz. Vždy bylo zaručeno poskytování diagnostické informace neovlivněné špatnou funkcí detekční techniky.

Homogenita nebyla podle informací příslušných pracovníků nikdy překročena na žádné scintilační kameře Infinia v České republice.

Tato práce přinesla poznatek o spolehlivosti scintilační kamery Infinia. Pracoviště NM, která jsou vybavena touto kamerou patří mezi špičkově vybavená pracoviště.

## **7. KLÍČOVÁ SLOVA**

Bodový zdroj

Denní kontrola

Doporučení SÚJB

Gamakamera

Homogenita

Infinia

Pozadí

## **8. SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ:**

### **Internetové odkazy:**

1. Hospital & Healthcare Solutions – Nuklear medizín 2009

Platný <http://new-www.gehealthcare.com> 4. dubna 2009

2. Ullmann, Vojtěch. Radioisotopová scintigrafie

Platný <http://astronuklfyzika.cz/Scintigrafie.htm> 1. října 2008

3. Univerzita Palackého: Scintilační kamera – základní konstrukce

Platný <http://www.upol.cz/index.php?id=4436> 11. října 2008

4. Univerzita Palackého: Parametry scintilačních kamer

Platný [http://www.upol.cz/fakulty/lf/struktura/pracoviste/klinika-nuklearni-mediciny/pedagog ...](http://www.upol.cz/fakulty/lf/struktura/pracoviste/klinika-nuklearni-mediciny/pedagog...) 14. září 2008

5. Univerzita Palackého: Faktory ovlivňující kvalitu obrazu

Platný <http://www.upol.cz/index.php?id=4586> 11. října 2008

6. Univerzita Palackého: Scintilační kamera – planární a SPECT

Platný <http://www.upol.cz/index.php?id=4433> 11. října 2008

### **Použitá literatura:**

7. Elliot, A. T.: Quality Assurance. In.: Practical Nuclear Medicine (Ed. by P. F. Scharp et al.) Oxford, Oxford University Press 1998. ISBN 0-19-262842-9

8. Fiala, P. – Ptáček, J. – Koranda, I. et al.: Kontrola kvality scintilační kamery SPECT. Praktická radiologie 1, 2008, s.11 – 17. ISSN 1211-5053
9. Hanna, J. et al.: Quality Control of Gamma Cameras and Associated Computer Systems, Report No. 66. Zork, The Institute of Physical Sciences in Medicine 1992. ISSN 0-90418-165
10. Huda, W. – Slone, R.M.: Review of Radiologic Physics. 2nd ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2003. ISBN-13: 978-0-7817-3675-6
11. Hušák, V. – Erban, J. – Kleinbauer, K. et al.: Doporučení – Systém zabetpečení jakosti na pracovištích nukleární medicíny – přístrojová technika. Praha: Nakladatelství Nuklid v Ústavu jaderných informací Zbraclav a.s., 1999. ISBN 80-7073-077-3
12. Hušák, V. – Kleinbauer, K. – Erban, J. et al.: Přejímací a rutinní testování dvouhlavé scintilační kamery SPECT. Česká Radiologie 50, 1996, č. 4, s. 277 - 282
13. Hušák, V. – Kleinbauer, K. – Erban, J.: Soubor zařízení a postupů pro kontrolu detekčních parametrů scintilačních kamer. Čs. radiologie 38, 1984, s. 348 – 357. ISSN 0069-2344
14. Kupka, K. – Kubunyi, J. – Šámal, M. et al.: Nukleární medicína. 1. vyd. Příbram: nakladatelství P3K, 2007. ISBN 978-80-903584-9-2
15. Prospekt Infinia<sup>TM</sup> Hawkeye<sup>TM</sup> 4. 1.vyd. – cenzurní povolení 1.0M4, Copyright 2006 GE Healthcare 12. 6 2006. ISSN 5195413-100

## 9. Přílohy

- Kompletní tabulky s naměřenými hodnotami planární integrální homogenity z pracovišť nukleární medicíny v Českých Budějovicích a IKEM Praha
- Výsledné protokoly denních zkoušek z pracoviště nukleární medicíny IKEM Praha a Nového Města na Moravě
- Grafy a protokoly se zaznamenanými odchylkami při měření
- Fotodokumentace z pracovišť nukleární medicíny nemocnice v Českých Budějovicích a IKEM Praha
- Ukázka výsledného obrazu při vyšetření na SPECT/CT systému Infinia Hawkeye

**Tabulka 3.1:** Hodnoty planární integrální homogenity a FWHM (%) naměřené na scintilační kameře Infinia nainstalované na oddělení NM v Českých Budějovicích od prosince 2007

den	detektor 1		detektor 2	
	Homogenita (%) < 4	FWHM (%) < 11,5	Homogenita (%) < 4	FWHM (%) < 11,5
1.12.2008	2,74	10,5	2,42	10,2
2.12.2008	2,62	10,8	2,75	10,2
3.12.2008	2,55	11,4	2,42	10,1
4.12.2008	2,71	10,6	2,89	10,2
5.12.2008	2,65	10,5	2,75	10,2
8.12.2008	2,81	10,5	2,92	10,2
9.12.2008	2,92	10,4	2,05	10,1
10.12.2008	2,67	11,2	2,62	10,1
11.12.2008	2,72	11,0	2,89	10,2
12.12.2008	2,85	10,6	2,45	10,2
15.12.2008	2,09	10,4	2,63	10,2
16.12.2008	2,88	10,5	2,98	10,2
17.12.2008	2,68	10,5	2,07	10,1
18.12.2008	2,92	10,4	2,66	10,3
19.12.2008	3,01	10,6	2,85	10,3
22.12.2008	2,92	11,1	2,64	10,3
23.12.2008	2,85	11,3	2,76	10,2
29.12.2008	2,68	10,6	2,88	10,2
30.12.2008	2,75	10,4	2,86	10,2
31.12.2008	2,89	10,5	2,98	10,1
2.1.2009	2,88	10,4	2,65	10,2
5.1.2009	2,69	10,5	2,99	10,2
6.1.2009	2,78	10,5	2,55	10,3
7.1.2009	2,90	10,6	2,78	10,3
8.1.2009	2,89	10,8	2,98	10,2
9.1.2009	2,74	11,3	2,85	10,3
12.1.2009	2,85	10,6	2,61	10,2
13.1.2009	2,98	10,4	2,06	10,2
14.1.2009	3,01	10,5	2,36	10,2
15.1.2009	2,94	10,5	2,62	10,1
16.1.2009	2,85	10,6	2,85	10,3
19.1.2009	2,72	10,4	2,08	10,3
20.1.2009	2,70	10,7	2,59	10,2
21.1.2009	2,88	11,2	2,86	10,2
22.1.2009	2,87	11,3	2,73	10,2
23.1.2009	2,90	10,5	2,78	10,3

26.1.2009	2,58	10,6	2,76	10,3
27.1.2009	2,66	10,6	2,54	10,2
28.1.2009	2,71	10,8	2,85	10,2
29.1.2009	2,80	10,3	2,63	10,1
30.1.2009	2,88	10,5	2,78	10,2
2.2.2009	2,74	10,5	2,09	10,3
3.2.2009	2,64	10,9	2,15	10,2
4.2.2009	2,69	11,4	2,20	10,2
5.2.2009	2,72	11,3	2,05	10,2
6.2.2009	2,59	10,6	2,21	10,2
9.2.2009	2,67	10,5	2,34	10,3
10.2.2009	2,58	10,6	2,42	10,3
11.2.2009	2,89	10,3	2,08	10,2
12.2.2009	2,35	10,2	2,38	10,1
13.2.2009	2,48	10,8	2,68	10,2
16.2.2009	2,65	10,5	2,65	10,2
17.2.2009	2,67	11,2	2,71	10,3
18.2.2009	2,77	11,3	2,54	10,2
19.2.2009	2,98	10,9	2,52	10,2
20.2.2009	2,56	10,3	2,35	10,2
23.2.2009	2,13	10,5	2,20	10,1
24.2.2009	2,25	10,5	2,15	10,2
25.2.2009	2,15	10,4	2,25	10,3
26.2.2009	2,38	10,5	2,65	10,3
27.2.2009	2,45	10,7	2,82	10,2

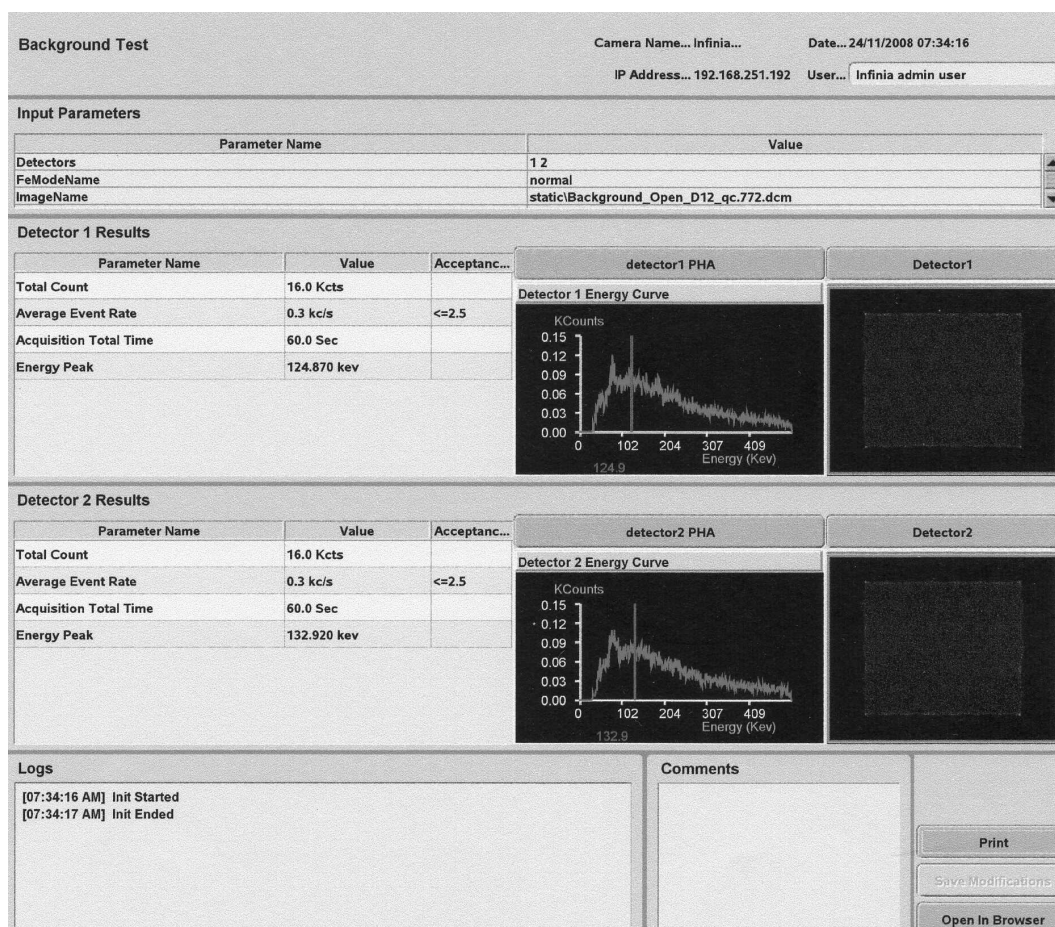
**Tabulka 3.2:** Hodnoty planární integrální homogenity a FWHM naměřené na scintilační kameře Infinia nainstalované na oddělení NM IKEM Praha od dubna 2008

den	detektor 1		detektor 2	
	Homogenita (%) < 4	FWHM (%) < 11,5	Homogenita (%) < 4	FWHM (%) < 11,5
1.8.2008	2,97	11,3	3,05	11,0
2.8.2008	2,85	11,2	3,04	11,1
4.8.2008	2,79	11,2	3,17	11,0
5.8.2008	2,57	11,1	2,98	11,2
6.8.2008	2,67	11,2	2,85	11,0
7.8.2008	2,13	11,2	2,95	11,1
8.8.2008	3,44	11,1	2,87	11,2
11.8.2008	2,78	11,0	3,01	11,0
12.8.2008	2,85	11,2	2,99	11,2
13.8.2008	3,02	11,1	2,98	11,0
14.8.2008	2,78	11,2	2,98	11,1
15.8.2008	3,02	11,2	2,99	11,2
18.8.2008	2,79	11,2	2,87	11,0
19.8.2008	3,44	11,1	3,20	11,1
20.8.2008	2,58	11,0	2,78	11,2
21.8.2008	2,79	11,4	3,04	11,2
22.8.2008	2,88	11,3	3,01	11,2
25.8.2008	2,64	11,1	2,78	11,3
26.8.2008	2,87	11,2	2,85	11,2
27.8.2008	3,01	11,2	2,97	11,2
28.8.2008	2,87	11,1	2,98	11,2
29.8.2008	3,45	11,2	3,34	11,0
1.9.2008	2,57	11,2	3,05	11,1
2.9.2008	2,64	11,1	2,97	11,1
3.9.2008	3,47	10,5	3,20	11,1
4.9.2008	2,85	11,1	2,87	11,2
5.9.2008	2,78	11,2	2,94	10,6
8.9.2008	3,01	11,2	3,05	11,0
9.9.2008	3,58	11,2	2,93	11,0
10.9.2008	2,51	10,5	3,15	10,1
11.9.2008	2,85	11,1	2,98	11,1
12.9.2008	2,75	11,0	2,78	11,0
15.9.2008	2,13	11,3	3,02	11,1
16.9.2008	2,27	11,0	2,84	11,1
17.9.2008	2,82	11,0	2,96	11,1
18.9.2008	3,31	11,2	3,77	10,9
19.9.2008	2,79	11,2	2,87	11,0
22.9.2008	2,83	11,1	2,93	11,0
23.9.2008	3,06	11,2	3,59	11,0



24.9.2008	2,81	11,1	2,96	11,1
25.9.2008	2,74	11,2	2,72	10,9
26.9.2008	3,85	11,2	3,55	11,0
29.9.2008	3,01	11,2	3,38	11,0
30.9.2008	3,30	11,2	3,35	10,9
1.10.2008	3,50	11,2	3,25	10,8
2.10.2008	3,11	11,2	2,27	10,8
3.10.2008	3,25	11,2	3,01	11,0
6.10.2008	3,30	11,2	3,34	11,0
7.10.2008	3,39	11,2	3,23	10,9
8.10.2008	2,76	11,0	3,02	10,7
9.10.2008	2,71	11,0	3,73	10,6
10.10.2008	2,74	11,0	3,02	10,7
13.10.2008	2,71	11,0	3,75	10,3
14.10.2008	3,33	11,0	3,45	10,6
15.10.2008	3,25	11,0	3,67	10,7
16.10.2008	3,35	11,0	3,04	10,3
17.10.2008	3,34	11,1	3,28	10,3
20.10.2008	2,88	11,0	2,87	10,7
21.10.2008	3,01	11,0	2,97	10,7
22.10.2008	3,06	11,0	3,18	10,7
23.10.2008	2,74	10,9	3,51	10,7
24.10.2008	2,88	10,2	3,24	10,5
27.10.2008	2,86	11,0	3,39	10,6
29.10.2009	3,00	10,9	3,65	10,7
30.10.2009	3,56	10,9	3,28	10,5
31.10.2009	2,98	11,1	3,01	10,4

## Přílohy – výsledné protokoly



Výsledný protokol měření pozadí ze dne 24.11.2008 – detektor č. 1 a 2, Infinia IKEM  
Praha

Image Quality Te... Camera Name... Infinia... Date... 24/11/2008 07:52:19  
 IP Address... 192.168.251.192 User... Infinia admin user

**Input Parameters**

Parameter Name	Value
BackgroundStopTime	60
Detectors	1 2
HomePosition	H QC D1D2

**Detector 1 Results**

Parameter Name	Value	Acceptance Criteria
Isotope	Co57	
Peak	120.9 keV	122.0±3.0
FWHM	11.1 %	<=11.5
Uniformity	2.90159429 %	<=4.0
Acquisition Total Time	233.0 Sec	
Total Count	3,999.0 Kcts	
Count Rate	17.1 Kcts/sec	>=8.0 and <=40.0

detector1 PHA

Detector 1 Energy Curve

Detector1

**Detector 2 Results**

Parameter Name	Value	Acceptance Criteria
Isotope	Co57	
Peak	121.7 keV	122.0±3.0
FWHM	10.5 %	<=11.5
Uniformity	3.162780509 %	<=4.0
Acquisition Total Time	237.0 Sec	
Total Count	3,999.0 Kcts	
Count Rate	16.9 Kcts/sec	>=8.0 and <=40.0

detector2 PHA

Detector 2 Energy Curve

Detector2

**Logs**

```
[07:52:48 AM] Static and PHA Acquisition Started
[07:57:00 AM] Static and PHA Acquisition Ended
[07:57:00 AM] --- Ended
[07:57:00 AM] Uniformity Test Started
[07:57:04 AM] Uniformity Test Ended
[07:57:04 AM] --- Ended
[07:57:04 AM] No more QC self healing option performed
[07:57:04 AM] Qc Procedure Ended
```

**Comments**

Print  
 Save Modifications  
 Open In Browser

Výsledný protokol měření planární integrální homogenity ze dne 24.11.2008 – detektor  
 č. 1 a 2, Infinia IKEM Praha



Static acquisition and P... Camera Name... Infinia... Date... 24/11/2008 08:02:25  
 IP Address... 192.168.251.192 User... Infinia admin user

**Input Parameters**

Parameter Name	Value
Detectors	1 2
FeModeName	normal
ImageName	staticStatic_Tc99m_D12_gc.774.dcm

**Detector 1 Results**

Parameter Name	Value	Acc...
Total Count	595.0 Kcts	
Average Event Rate	2.2 kc/s	
Acquisition Total Time	273.0 Sec	
Energy Peak	139.160 keV	
FWHM	8.917 %	

detector1 PHA

Detector 1 Energy Curve

Detector1

**Detector 2 Results**

Parameter Name	Value	Acc...
Total Count	599.0 Kcts	
Average Event Rate	2.2 kc/s	
Acquisition Total Time	273.0 Sec	
Energy Peak	140.719 keV	
FWHM	8.442 %	

detector2 PHA

Detector 2 Energy Curve

Detector2

**Logs**

[08:02:25 AM] Init Started  
 [08:02:25 AM] Init Ended

**Comments**

Print  
 Save Modifications  
 Open In Browser

Protokol o nastavení energetického okna na  $^{99m}\text{Tc}$  (měření homogenity se provádí s  $^{57}\text{Co}$  a pro vyšetření se používá  $^{99m}\text{Tc}$ ) – 24.11.2008, Infinia IKEM Praha

# Image Quality Test

**Camera Name: Infinia**

**IP Address: 192.168.251.192**

**Date: 13/03/2009 07:38:29**

**Name: Infinia default user**

## Input parameters

Name	Value
HomePosition	L QC D1
ImageName	Daily_Co57_D12_qc.703.dcm
Detectors	1 2
TotalKCounts_Per_Detector	4000
Isotope	Co57
BackgroundStopTime	60

## Detectors Results

### Detector 1

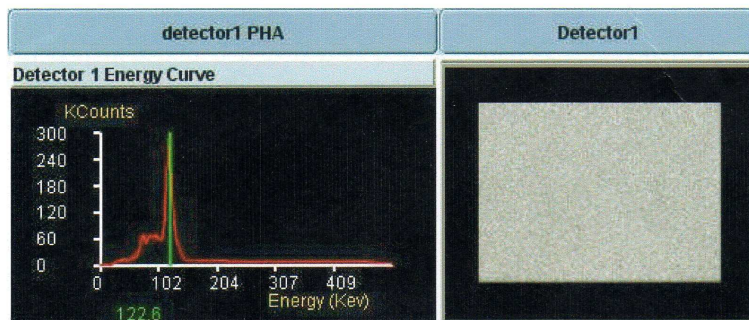
Name	Value	Status	Rule
FWHM	10.4 %	Passed	<=11.5
Isotope	Co57	N/A	
Peak	122.6 keV	Passed	122.0+-3.0
Uniformity	2.519809931 %	Passed	<=4.0
Total Count	4,000.0 Kcts	N/A	
Acquisition Total Time	470.0 Sec	N/A	
Count Rate	8.5 Kcts/sec	Passed	>=8.0 and <=40.0

### Detector 2

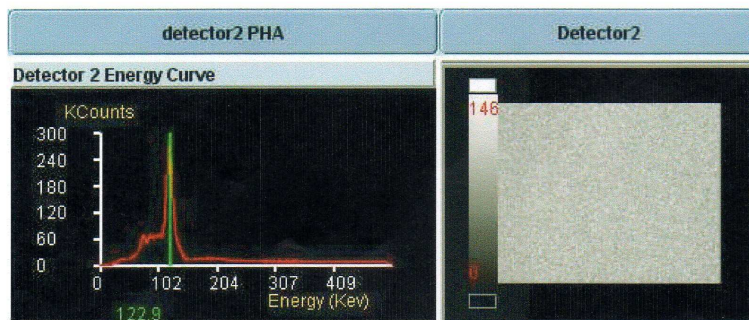
Name	Value	Status	Rule
FWHM	10.6 %	Passed	<=11.5
Isotope	Co57	N/A	

Peak	122.9 KEV	Passed	122.0+-3.0
Uniformity	2.666878744 %	Passed	<=4.0
Total Count	4,000.0 Kcts	N/A	
Acquisition Total Time	457.0 Sec	N/A	
Count Rate	8.7 Kcts/sec	Passed	>=8.0 and <=40.0

### Detector 1 Images



### Detector 2 Images



### Logs

[07:38:47 AM] Static and PHA Acquisition Started

[07:46:42 AM] Static and PHA Acquisition Ended

[07:46:42 AM] --- Ended

[07:46:42 AM] Uniformity Test Started

[07:46:45 AM] Uniformity Test Ended

Image Quality Test

Page 3 of 3

[07:46:45 AM] --- Ended

[07:46:45 AM] No more QC self healing option performed

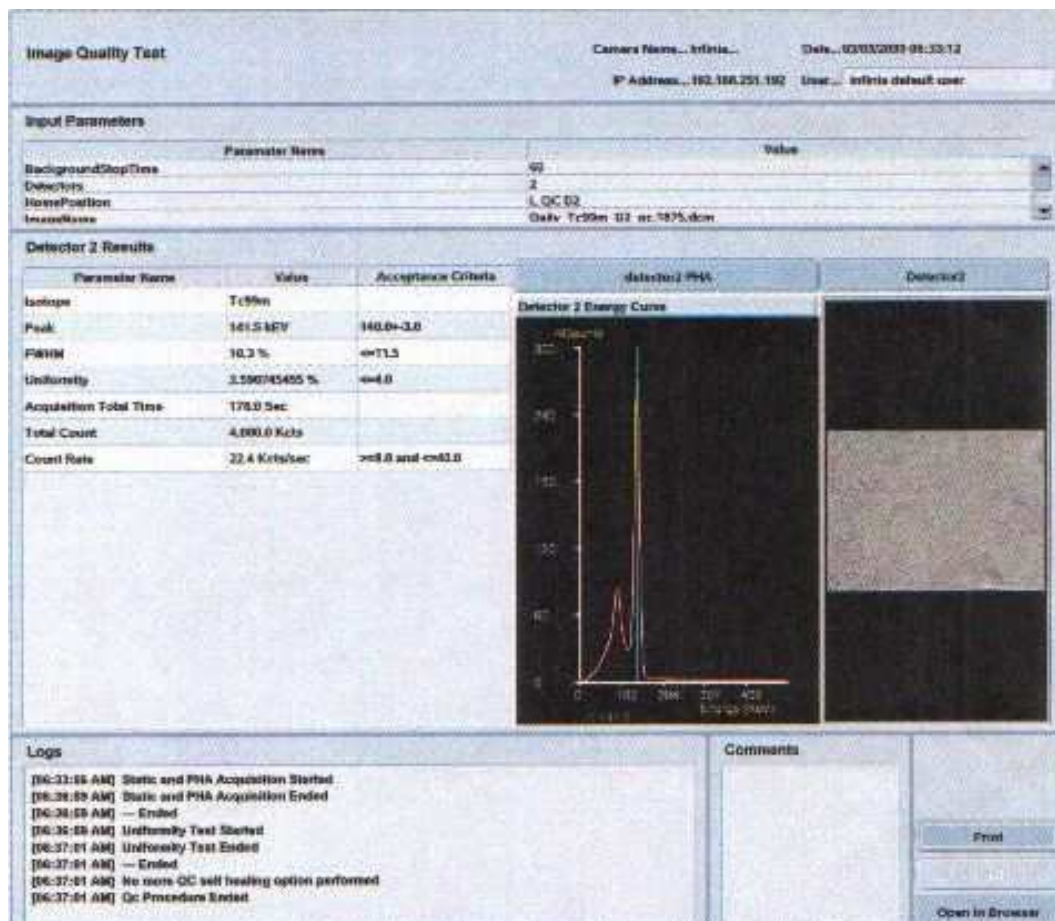
[07:46:45 AM] Qc Procedure Ended

## **Details**

Výsledný protokol z denního měření planární integrální homogenity ze dne 13.3.02009  
– pracoviště NM Nové Město na Moravě



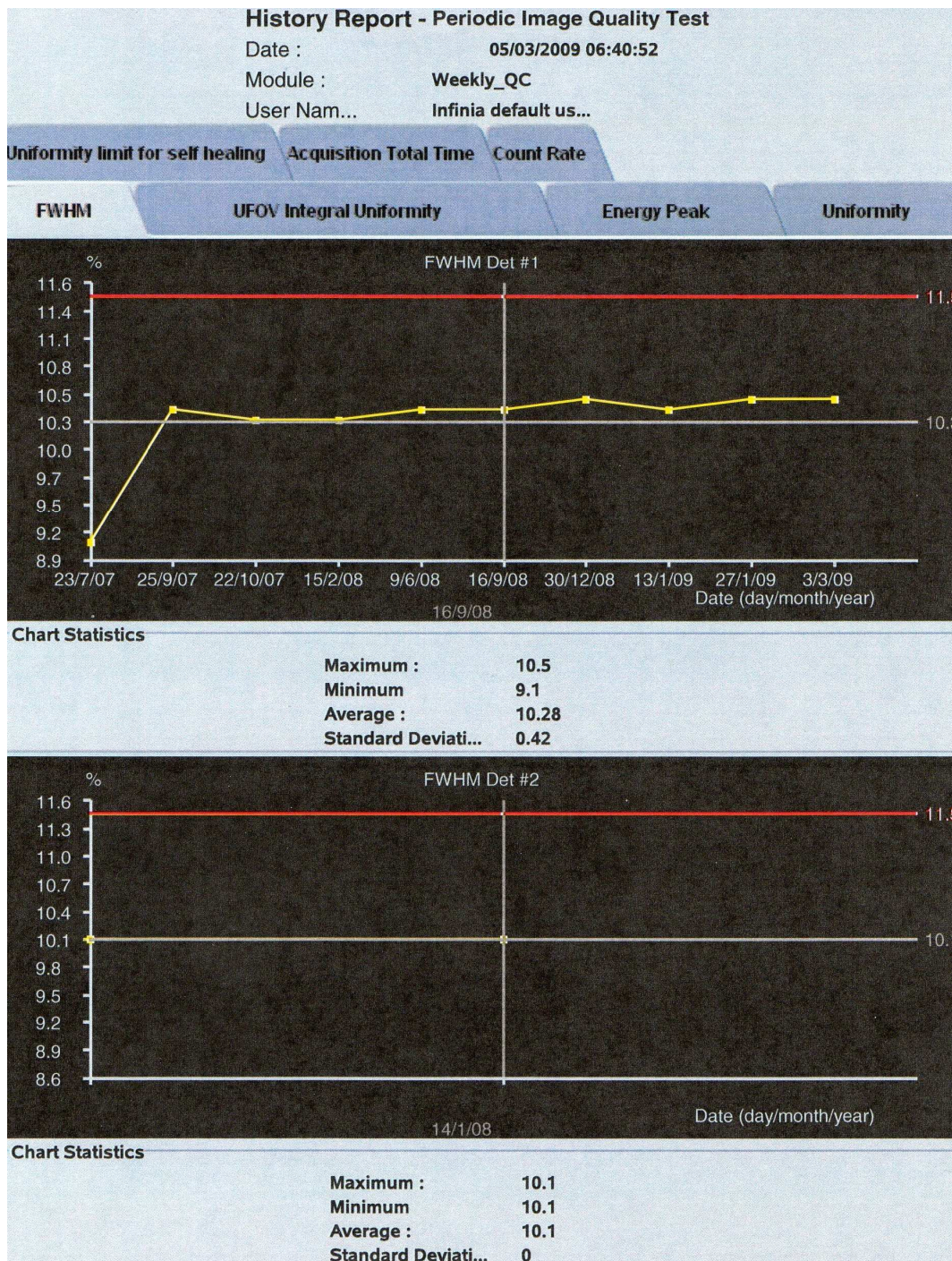
## Příloha – Grafy a protokoly se zaznamenanými odchylkami při měření



Výsledný protokol měření planární integrální homogenity z 3.3.2009 – detektor č.2, Infinitia v Č. Budějovicích

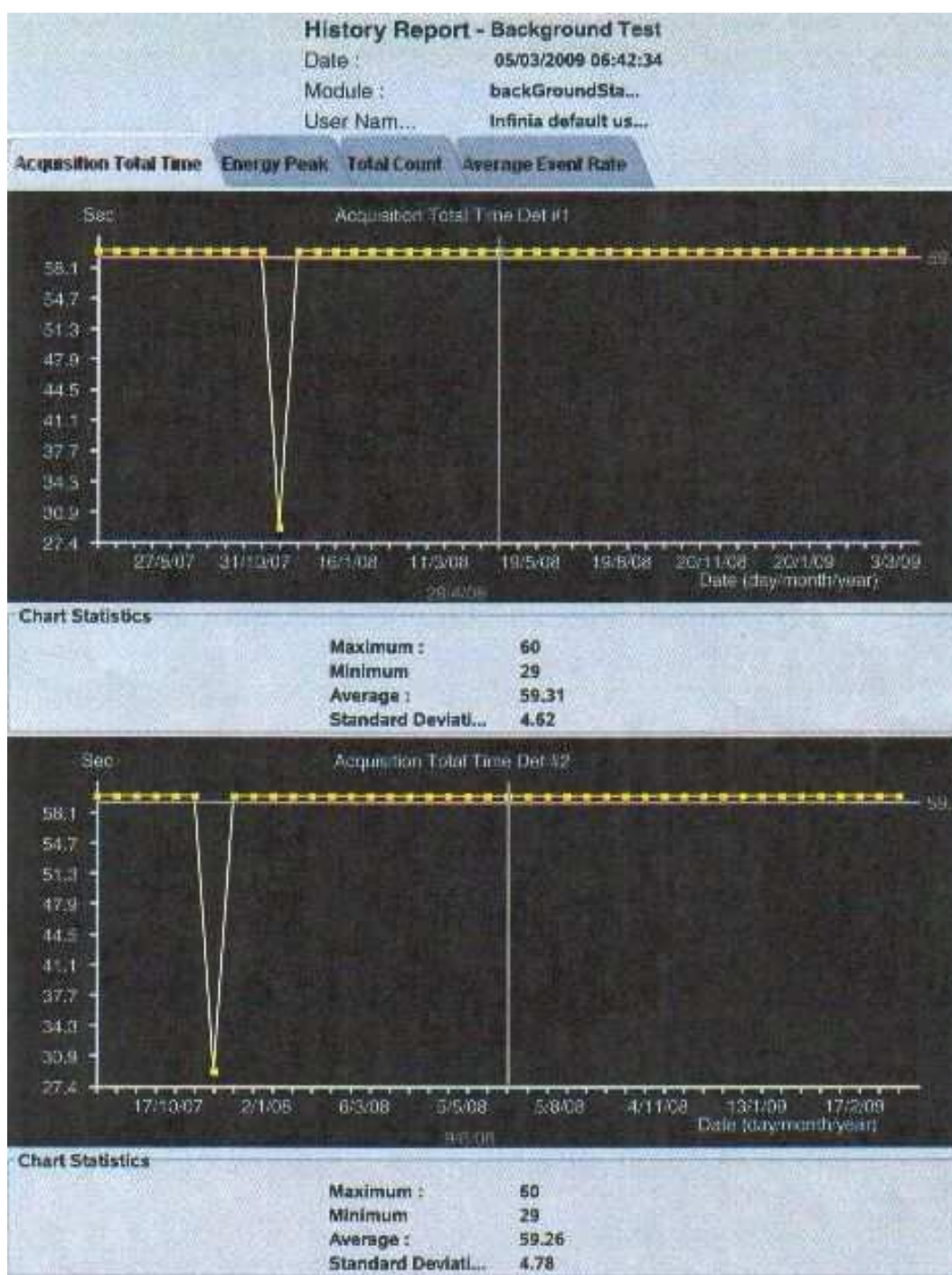
Na spodní straně zobrazeného homogenního pole se objevuje defekt, který svědčí pro výpadek periferního fotonásobiče.





Hrubý graf zobrazující hodnoty FWHM (%) od nainstalování kamery Infinia v červenci 2007 do března 2009 - Infinia Č. Budějovice





Graf znázorňující naměření vysokých hodnot pozadí během několika sekund svědčící pro kontaminaci vyšetřovny – Infinia Č. Budějovice

# Image Quality Test

Camera Name: Infinia

IP Address: 192.168.251.192

Date: 04/06/2008 07:40:42

Name: Infinia admin user

## Input parameters

Name	Value
HomePosition	H QC D1D2
ImageName	Daily_Co57_D12_qc.353.dcm
Detectors	1 2
TotalKCounts_Per_Detector	4000
Isotope	Co57
BackgroundStopTime	60

## Detectors Results

### Detector 1

Name	Value	Status	Rule
FWHM	11.5 %	Passed	$\leq 11.5$
Isotope	Co57	N/A	
Peak	119.8 keV	Passed	$122.0 \pm 3.0$
Uniformity	3.55409765 %	Passed	$\leq 4.0$
Total Count	4,000.0 Kcts	N/A	
Acquisition Total Time	163.0 Sec	N/A	
Count Rate	24.5 Kcts/sec	Passed	$\geq 8.0$ and $\leq 40.0$

### Detector 2

Name	Value	Status	Rule
FWHM	11.6 %	Failed	$\leq 11.5$
Isotope	Co57	N/A	
Peak	120.0 keV	Passed	$122.0 \pm 3.0$
Uniformity	3.387796801 %	Passed	$\leq 4.0$
Total Count	4,000.0 Kcts	N/A	
Acquisition Total Time	165.0 Sec	N/A	
Count Rate	24.2 Kcts/sec	Passed	$\geq 8.0$ and $\leq 40.0$

Část protokolu se zaznamenanou odchylkou FWHM (%) – IKEM Praha

## Příloha - fotodokumentace z pracovišť

Pracoviště nukleární medicíny České Budějovice – scintilační kamera INFINIA

HAWKEYE



Výchozí poloha detektorů pro výměnu kolimátorů



Speciální vozík pro výměnu kolimátorů



Výměna kolimátorů pomocí speciálního vozíku



Kolimátor typu DECOY – po nainstalování plní funkci krytu krystalu detektoru





Poloha detektorů při měření pozadí



Poloha detektorů při měření pozadí; nainstalované kolimátory DECOY



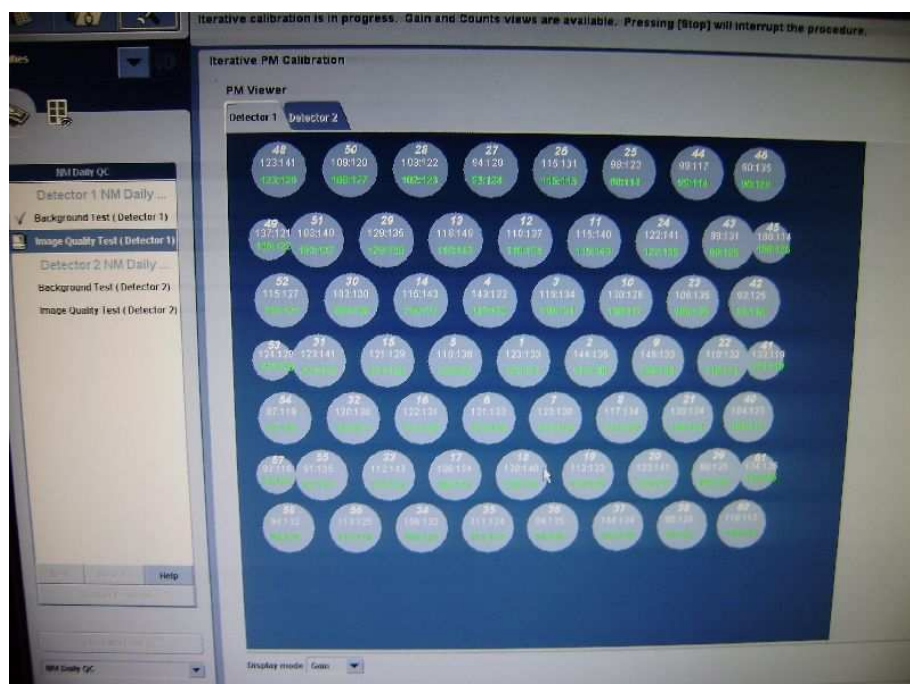
Poloha detektorů při měření homogenity zorného pole u detektoru č. 2



Poloha detektorů při měření homogenity zorného pole u detektoru č. 2

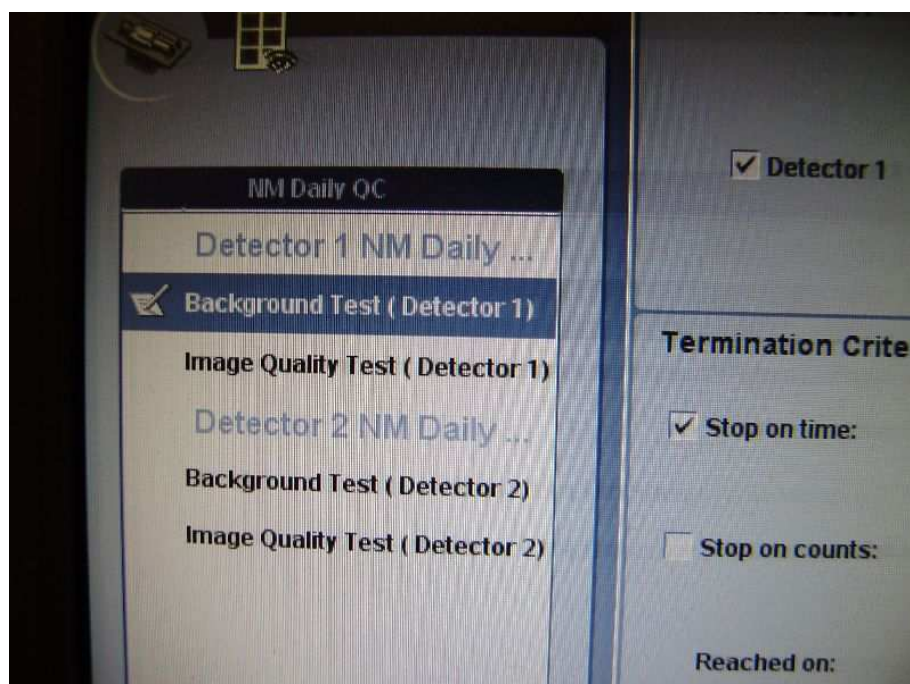


Náhled na korekci fotonásobičů



Detail náhledu





Náhled na volby možností v programu pro měření homogenity zorného pole

Pracoviště nukleární medicíny IKEM Praha – scintilační kamera INFINIA HAWKEYE



Detektory v horizontální poloze a nainstalovaný plošný zdroj



Detektory v horizontální poloze a nainstalovaný plošný zdroj – detail z boku

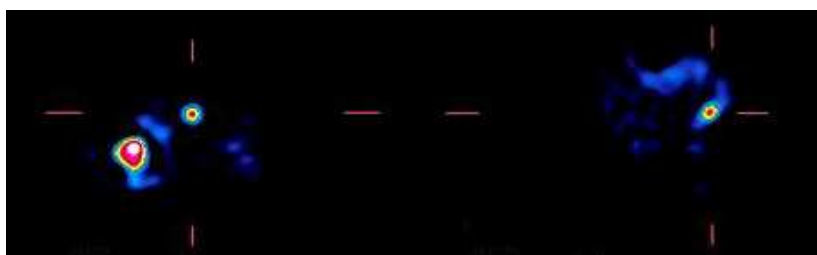


Detektory v horizontální poloze a nainstalovaný plošný zdroj

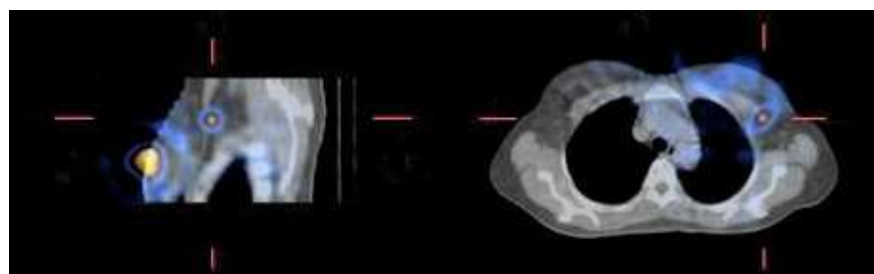


Olověný kontejner pro uložení plošného zdroje

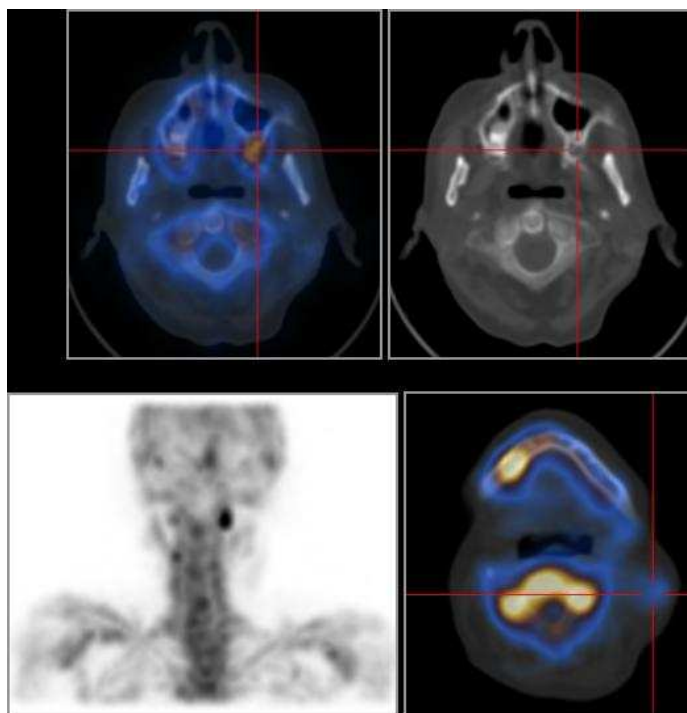
Ukázka výsledného obrazu při vyšetření na SPECT/CT systému Infinia Hawkeye



Obraz SPECT



Obraz fúze SPECT/CT



Obraz fúze SPECT/CT

Zdroj: <http://new-www.gehealthcare.com> (16.4.2009)