

Jihočeská univerzita v Českých Budějovicích  
Zdravotně sociální fakulta

**Denní test kvality scintigrafické kamery AXIS na  
oddělení nukleární medicíny Příbram jako ukazatel  
stálosti přístroje za posledních 5let**

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

Autor práce: Pavel Hefka  
Studijní program: Specializace ve zdravotnictví  
Studijní obor: Radiologický asistent

Vedoucí práce: Ing. Miloslav Plechatý

Datum odevzdání práce: 2. 5. 2012

## **ABSTRAKT**

### **Denní test kvality scintigrafické kamery AXIS na oddělení nukleární medicíny Příbram jako ukazatel stálosti přístroje za posledních 5let**

Tato má práce je zaměřena na výběr nejvhodnější rutinní kontroly scintilační kamery AXIS na oddělení nukleární medicíny Příbram. Ve své práci jsem se zaměřil na rozbor doporučených testovacích procedur a na volbu metody, která v rutinním provozu nukleární medicíny dostatečně vypovídá o kvalitě přípravy přístroje pro vyšetření a nemá vysokou časovou náročnost. Výsledkem takovéto optimalizační analýzy je procedura kontroly vnitřní obrazové homogenity, která jednak plně respektuje doporučení SÚJB i doporučené postupy výrobce scintilační kamery AXIS.

Provádění zvolené metody je detailně popsáno a je uvedena metoda záznamu, shromažďování a vyhodnocení získaných dat. Uvedený způsob kontroly přístroje AXIS je na oddělení nukleární medicíny Příbram prováděn dlouhodobě. Umožnil mi provést analýzu dlouhodobé stability přístroje za posledních 5 let. Získané výsledky byly porovnány s údaji, které uvádí výrobce a s výsledky obdobného přístroje v České republice. Prezentace zaznamenaných dat a získaných výsledků je pro přehlednost uvedena v tabulkách i grafech.

Shromážděná data potvrdila, že hodnoty měření homogenity pomocí bodového zdroje dobře korespondují s daty, která pro tento přístroj uvádí výrobce. Tím se také potvrdila má hypotéza o správném výběru metody testování homogenity pomocí bodového zdroje. Lze tedy konstatovat, že gama kamera AXIS s doplňkem pro detekci pozitronových zářičů je stabilní a při zabezpečení dobré servisní péče ji lze dobře využívat v rutinním klinickém provozu i po 10 letech od instalace.

## **ABSTRACT**

### **Daily test of the AXIS scintigraphic camera quality in the Nuclear Medicine Department in Pribram as an indicator of the apparatus stability for the last 5 years**

This Thesis is devoted to the choice of the most suitable routine check of the AXIS scintigraphic camera in the Nuclear Medicine Department in Pribram. In my Thesis I focused on the analysis of the recommended procedures and choice of the method, which during the routine operation of nuclear medicine will sufficiently prove the quality of the preparation of the apparatus for the examination and is not very time-consuming. The result of such an optimization analysis is the check procedure of the internal image homogeneity, which fully respects SÚJB recommendations and procedures recommended by the producer of the AXIS scintigraphic camera.

Performance of the chosen method is described in detail and the method of the recording, acquisition and evaluation of the acquired data is presented. Checking of the AXIS apparatus in the described way has been performed in the Nuclear Medicine Department in Pribram for a long time. It enabled me to make an analysis of the long-term stability of the apparatus for the last 5 years. Acquired results have been compared with information given by the producer and results of the similar device in the Czech Republic. For clarity purposes the presentation of the recorded data and acquired results is arranged in tables and graphs.

Collected data confirmed that the homogeneity values measured by means of the point source correspond well to the data stated for this apparatus by the producer. This has also confirmed my hypothesis on the correct choice of the method for testing the homogeneity by means of the point source. Therefore it is possible to state that the AXIS gamma camera with the supplement for the detection of positron emitters is stable and it is possible to apply it in the routine clinical operation even after 10 years of use provided that the good service care is ensured.

## **Prohlášení**

Prohlašuji, že svoji bakalářskou práci jsem vypracoval (a) 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 – v úpravě vzniklé vypuštěním vyznačených částí archivovaných fakultou – elektronickou cestou ve veřejně přístupné části databáze STAG provozované Jihočeskou univerzitou v Českých Budějovicích na jejich internetových stránkách, a to se zachováním mého autorského práva k odevzdanému textu této kvalifikační práce. Souhlasím dále s tím, aby toutéž elektronickou cestou byly v souladu s uvedeným ustanovením zákona č. 111/1998 Sb. zveřejněny posudky školitele a oponentů práce i záznam o průběhu a výsledku obhajoby kvalifikační práce. Rovněž souhlasím s porovnáním textu mé kvalifikační práce s databází kvalifikačních prací Theses.cz provozovanou Národním registrem vysokoškolských kvalifikačních prací a systémem na odhalování plagiátů.

V Českých Budějovicích dne 2. 5. 2012

.....

Pavel Hefka

### **Poděkování**

Rád bych touto cestou poděkoval vedoucímu práce Ing. Miloslavu Plechatému za účinnou metodickou pomoc, čas a další cenné rady. Dále bych chtěl poděkovat všem zaměstnancům oddělení Nukleární medicíny Oblastní nemocnice Příbram a.s. pod vedením primáře MUDr. Jana Šantory, CSc. za vytvoření podmínek k provedení mých měření na gama kameře AXIS.

<b>OBSAH</b>	6
<b>Úvod</b>	8
<b>1. Současný stav</b>	9
1.1 Charakteristika oboru	9
1.1.1 Historické poznatky z oboru nukleární medicíny	9
<b>1.2 Systém zabezpečení jakosti na pracovištích nukleární medicíny</b>	11
1.2.1 Předpoklady pro zabezpečení optimální funkce přístrojů	12
1.2.2 Přístroje na pracovišti nukleární medicíny obvykle zařazené do systému zabezpečení jakosti	13
1.2.3 Předávací zkoušky	14
1.2.4 Provozní zkoušky rutinní	15
1.2.4.1 Jednoduché zkoušky	15
1.2.4.2 Náročné zkoušky	15
1.2.5 Kontrola jakosti zobrazovacích systémů scintilačních kamer	16
1.2.5.1 Planární scintilační kamery (SPECT kamery v planárním režimu)	16
<b>1.3 Scintilační kamery, jejich parametry</b>	18
1.3.1 Prostorová rozlišovací schopnost	18
1.3.2 Citlivost scintilační kamery s kolimátorem	19
1.3.3 Energetické rozlišení	19
1.3.4 Časové rozlišení (mrtvá doba)	20
1.3.5 Homogenita zorného pole	20
1.3.5.1 Homogenita zorného pole kamery (integrální)	21
1.3.5.2 Celé a centrální zorné pole	22
1.3.5.3 Testování a kalibrace homogenity zobrazení scintilační kamery	22
1.3.5.4 Některé typické obrazy homogenity s plošným zdrojem či bodovým zářičem	24
<b>1.4 Popis systému scintilační kamery Picker/Marconi Axis</b>	25
<b>2. Cíle práce a hypotézy</b>	27
2.1 Cíle	27
2.2 Hypotézy	27

<b>3. Metodika</b>	28
3.1. Přehled postupů pro kontrolu systému AXIS doporučených výrobcem	28
3.2 Optimalizace výběru kontrolní metody	30
3.2.1 Postup provedení metody měření homogenity zorného pole gama kamery AXIS	31
3.2.2 Zhodnotit správnost výběru kontrolní metody z dlouhodobého hlediska provádění kontrol po dobu 5 let	36
<b>4. Výsledky</b>	38
4.1. Opatření v případě neshody výsledku s doporučenými hodnotami výrobce	39
<b>5. Diskuze</b>	50
<b>6. Závěr</b>	52
<b>7. Seznam použité literatury</b>	54
<b>8. Klíčová slova</b>	56
<b>9. Přílohy</b>	57

## ÚVOD

Bakalářskou práci na téma Denní test kvality scintigrafické kamery AXIS na oddělení nukleární medicíny Příbram jako ukazatel stálosti přístroje za posledních 5let jsem zvolil, protože toto téma mne oslovilo možností vyhodnotit data získaná rutinním proměřováním v časovém intervalu pěti let provozu tohoto přístroje a ověřit tak shodu či rozdíly s hodnotami, které uvádí výrobce. Shromážděná data rovněž poskytují cenné informace o dlouhodobé stabilitě přístroje, který byl v České republice instalován na sedmi pracovištích. Systém s možností detekce pozitronových zářičů však byl instalován pouze na oddělení nukleární medicíny Oblastní nemocnice Příbram a.s. V mé práci jsou popsány metody testování gama kamery AXIS. Následně pak byl proveden výběr nejvhodnější metody pro rutinní testování tohoto systému se zaměřením na efektivní provádění denní kontroly systému. Získané výsledky měření byly porovnány s hodnotami doporučenými výrobcem a hodnotami podobných zařízení AXIS instalovaných v České republice, které používají k testování bodový zdroj.



# 1. SOUČASNÝ STAV

## 1.1 Charakteristika oboru

### *1.1.1 Historické poznatky z oboru nukleární medicíny*

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, v menší míře laboratorní diagnostika a léčba. Zobrazovací metoda, kterou využívá, se nazývá scintigrafie (podle scintilačního detektoru tvořícího základ klasické scintilační kamery) nebo gamagrafie (podle záření gama emitovaného radionuklidu používanými v diagnostice) Při scintigrafii jsou scintilační kamerou snímány obrazy (mapy) prostorového rozložení aplikovaného radiofarmaka ve vyšetřované anatomické oblasti.(7)

Technika, která by byla schopná zobrazit rozložení radioaktivních látek v těle, začala být konstruována časně po objevení radioaktivity v roce 1896 (H. Becquerel). První zdařilé experimenty o zobrazování rozložení radioaktivních látek – zářičů gama - v těle využívaly 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 formovala při meandrovitém pohybu scintilačního detektoru opatřeného jednodílným kolimátorem a sloučeného se záznamovým mechanismem, zpočátku to byl čárkový zápis na papír později záznam na fotografický film.(18)

Průlomem do éry výrazně dokonalejší zobrazovací techniky v nukleární medicíně byl objev scintilační kamery nazvané po svém tvůrci H. Angerovi, jejíž základní verzi představil v r. 1958 a dále se významně podílel na jejím zdokonalování. Ke scintilaci dochází v rozměrném scintilátoru tvořeném krystalem jodidu sodného aktivovaného thaliem - NaI(Tl) ve tvaru kruhové desky. Její průměr byl postupně zvětšován až na 40 cm. Kruhové zorné pole později výrobci většinou nahradili tvarem

obdélníkovým, které dosahuje v současné době velikosti zhruba 40x55 cm. Tloušťka scintilátoru je odvozena od energie  $\gamma$  záření, které bude detekováno. Pro  $^{99m}\text{Tc}$  bývá 3/8". Na jednu plochu scintilátoru je instalováno větší množství fotonásobičů. V zájmu zlepšování obrazových parametrů přístroje jejich počet výrobci postupně zvyšovali a v dnešní době se pohybuje kolem šedesáti. Signál z fotonásobičů postupuje do odporové matice a velmi rychlých elektronických obvodů. Výsledkem jejich činnosti je informace v elektronické formě, o poloze bodu ve scintilátoru, kam záření dopadlo. V oblasti zvýšené aktivity pak dopadá na určitou oblast krystalu relativně velké množství záření, které je okamžitě zpracováno a získaná informace odeslána k dalšímu hodnocení. U moderních systémů gama kamer postupuje obrazový signál gama kamery do vyhodnocovacího počítače. Výsledkem zpracování je obrazová informace o poloze scintilací v ploše scintilátoru, které jsou obrazem rozložení radionuklidu v těle vyšetřovaného pacienta. Pro získání věrného obrazu distribuce radioaktivní látky však musí být splněna velmi důležitá podmínka. Poloha bodu ve výsledném obrazu musí co nejpřesněji odpovídat poloze odpovídajícího bodu předlohy, tedy zobrazované části těla. Angerovy kamery jsou velmi výkonné diagnostické přístroje, protože ukazují rozložení radionuklidů ve vyšetřovaném objektu zhruba stokrát rychleji než pohybové scintigrafy. Proto mohou být použity vedle záznamu statických obrazů i pro sledování poměrně rychlých procesů, ke kterým patří například průtok krve koronárními cévami. Gama kamery se rovněž mohou pohybovat podélně nad či pod tělem pacienta, čímž můžeme snadno získat obraz rozložení radionuklidů v celém těle. (6)

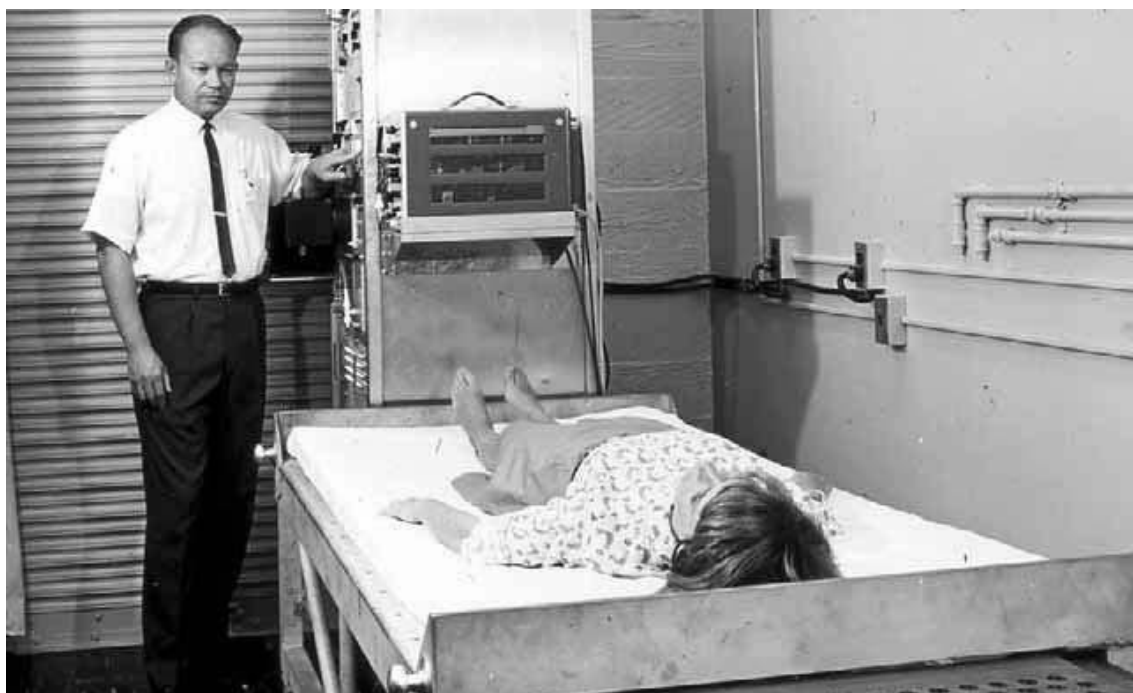
Výrobu scintilační Angerovy kamery zahájila v roce 1964 firma Nuclear Chicago. K velmi rychlému využití a rozšíření těchto kamer napomohlo i následné zavedení molybden techneciového generátoru ( $^{99}\text{Mo} - ^{99m}\text{Tc}$ ). Ten umožňuje snadnou distribuci a přístup k radionuklidu  $^{99m}\text{Tc}$ , který má z hlediska detekce záření pomocí uvedených přístrojů výhodnou energii záření gama ( $\gamma$ ) a to 140 keV. (18)

V 80tých letech minulého století se objevují první tomografické přístroje pro nukleární medicínu využívající jednofotonové (SPECT) a později pozitronové (PET) emisní tomografie. V současné době se s vývojem techniky rozšiřuje používání

hybridních SPECT/CT a PET/CT přístrojů, které umožňují přesnou fúzi „anatomického“ CT obrazu a „funkčního“ nukleárně medicínského vyšetření.(18)

V České republice jsou v roce 2012 používány systémy různých předních světových výrobců, využívající osvědčenou technologii SPECT v kombinaci s různě výkonnou částí CT.

**Obrázek č. 1:**Hal Anger v roce 1965 s celotělovým scintilačním skenerem v laboratoři v Doneru. Malé otvory v popředí jsou částí kolimátoru



*Zdroj: THE JOURNAL OF NUCLEAR MEDICINE • Vol. 44 • No. 11 • July 2003*

## 1.2 Systém zabezpečení jakosti na pracovištích nukleární medicíny

V oboru nukleární medicíny je nezbytně nutné pro plynulý a trvalý provoz pracoviště zajistit, aby přístroje poskytovaly dostatečně kvalitní a reprodukovatelné výsledky s možností kontroly obrazových parametrů. (2)

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. K zajištění požadované kvality vyšetření a léčebných výsledků je však nutné provádět testy popsané v **Doporučení SÚJB Systém zabezpečení jakosti na pracovištích nukleární medicíny - přístrojová technika.** (5)

Cílem zabezpečení jakosti přístrojové techniky používané v nukleární medicíně je předpověď nebo odhalení významných změn technických parametrů, jež by mohly mít za následek nižší, případně nevyhovující kvalitu diagnostických a léčebných výsledků. Z tohoto důvodu je nezbytné, aby kontroly přístrojů byly prováděny přesně, s jasně definovanými postupy a doporučenou frekvencí. Je nutné výsledky zaznamenávat, vyhodnocovat a výsledky provedených testů uchovávat. Součástí hodnocení je kontrola shody naměřených hodnot a specifikací uváděných výrobcem. V případě, že jsou výsledky měření mimo toleranční meze, je nutné, aby součástí bylo i rozhodnutí, jak v takových případech postupovat a jaká přijmout nápravná opatření. (5)

Standardy NEMA (National Electrical Manufacturers Association). První standard NEMA vydaný v r. 1986 prezentoval průkopnický čin, jelikož nastavil výrobcům scintilačních kamer základní pravidla pro unifikaci postupů při měření detekčních parametrů. Provedení testů podle standardů NEMA však vychází z předpokladu dobrého vybavení potřebnými fantomy, pomůckami a programovým vybavením. Druhou slabinou je nepřítomnost přípustných mezí, v nichž se mohou detekční parametry pohybovat. Přesto se však standardy NEMA staly základem pro vypracování řady národních a mezinárodních doporučení, pro kontrolu scintilačních kamer, která zpřístupnila a zjednodušila metody NEMA tak, aby byly lehce použitelné při přijímacím a provozním testování přístrojů. (5)

### ***1.2.1 Předpoklady pro zabezpečení optimální funkce přístrojů:***

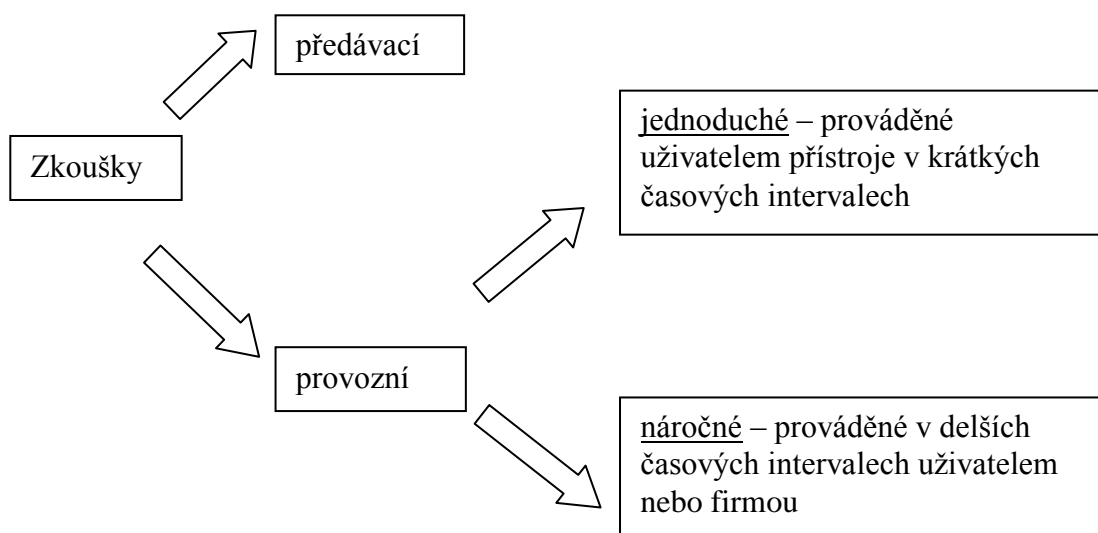
- zkoušky musí být prováděny s přesností a reprodukovatelností. Nezbytné je provádění dle přesně stanoveného postupu;
- součástí zkoušek je i metodika, jak postupovat v případě, že hodnoty měření nejsou ve stanovených mezích;
- zkoušky v rozsahu systému zabezpečení jakosti musí být prováděny s vhodnou časovou frekvencí denně, či v jiných časových intervalech;

- získané hodnoty z měření je nutné pečlivě uchovávat, vyhodnocovat a dokumentovat i s podmínkami, za kterých byly získány. (5)

### 1.2.2 Přístroje na pracovišti nukleární medicíny obvykle zařazené do systému zabezpečení jakosti:

- měřiče aktivity radiofarmak (kalibrátory);
- jednodetektorové přístroje pro měření in vitro a in vivo (pro nescintigrafická vyšetření) a vícedetektorové přístroje pro měření in vitro;
- zobrazovací přístroje (scintilační kamery planární, scintilační kamery pro jednofotonovou emisní tomografii – SPECT, hybridní systémy SPECT/CT);
- přístroje pro ochrannou dozimetrii (měřiče dávkového příkonu, měřiče povrchové kontaminace, operativní dozimetry). (5)

**Obrázek č. 2 :** Druhy zkoušek přístrojů v nukleární medicíně v rámci programu zabezpečení jakosti



Zdroj: SÚJB Zbraslav a.s. 1999

### ***1.2.3 Předávací zkoušky***

Před uvedením přístroje do provozu po jeho instalaci je důležité ověřit, zda jeho detekční parametry odpovídají hodnotám, které výrobce nebo distributor uvádí v doprovodné dokumentaci. Provedení testů v rozsahu předávací zkoušky je nutné rovněž po každé velké opravě, která může ovlivnit kvalitu obrazových parametrů diagnostického systému.

Účelem předávacích zkoušek je:

- ověřit změřené hodnoty parametrů s hodnotami uváděnými výrobcem;
- zkontrolovat všechny parametry a vlastnosti přístroje, jež mohou ovlivnit výsledky vyšetření;
- získat podklady k provádění provozních zkoušek během dlouhodobého používání přístroje na pracovišti.

Do smlouvy s dodavatelem zařízení je vhodné zahrnout způsob provedení předávacích zkoušek a použitá kritéria. Podle dlouhodobých zkušeností existují v podstatě tři základní možnosti provedení předávací zkoušky:

- dodávající firma provede po instalaci a kalibraci diagnostického systému předávací zkoušky přímo na pracovišti, na němž přístroj instalovala. Je vhodné a doporučuje se, aby se příslušných měření zúčastnil odborník (nejlépe fyzik) z pracoviště, které bude systém pro diagnostickou činnost přebírat;
- předávací zkoušky provedou kvalifikované osoby z řad zaměstnanců organizace, která přístroj kupuje;
- prodávající i kupující se mohou dohodnout na tom, že předávací testy svěří nezávislým odborníkům (třetí straně), čímž se minimalizuje případná předpojatost při prováděných měřeních.

Obvykle bývá využívána první možnost, mimo jiné i s ohledem na potřebné vybavení, kterým dodavatelská firma obvykle disponuje. (5)

#### **1.2.4 Provozní zkoušky rutinní**

Výsledky předávacích zkoušek jsou základem pro provádění provozních (rutinních) zkoušek. Zvolené metody pro provozní zkoušky nemusí zcela korespondovat nebo být totožné s metodami provádění předávacích zkoušek. V souladu s platnou legislativou však vycházejí z doporučení výrobce či distributora dodané techniky. (5)

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.(5)

Provozní zkoušky lze rozdělit na jednoduché testy prováděné v krátkých časových intervalech (obdoba zkoušek provozní stálosti vyžadovaných u zdrojů záření – ZPS a náročné testy prováděné v delších časových intervalech (obdoba zkoušek dlouhodobé stability – ZDS vyžadovaných u zdrojů záření. (13)

##### **1.2.4.1 Jednoduché zkoušky**

Charakteristikou těchto zkoušek je jejich časová nenáročnost při ověření podstatných parametrů přístroje. Lze je většinou provést v časovém rozsahu od několika minut do půl hodiny. Nízká časová náročnost je velmi důležitá vzhledem ke značnému vytížení některých testovaných přístrojů (zejména scintilačních kamer) klinickým provozem. Další důležitou charakteristikou jednoduchých zkoušek je malá náročnost na technická zařízení a pomůcky potřebné k jejich provedení. Zajišťování jednoduchých provozních zkoušek vlastními silami pracoviště je samozřejmostí. (5)

##### **1.2.4.2 Náročné zkoušky**

Náročnost těchto zkoušek je dána buď časovým faktorem, nebo tím, že vyžadují speciální fantomy a pomůcky. Případně se uplatňují oba faktory současně. Jejich provedení může vyžadovat i několik hodin. Výhodou je, může-li uživatel zdravotnického zařízení zabezpečit provádění zkoušek vlastními silami. Pokud to v jeho možnostech není, musí hledat pomoc u firem specializovaných na kontrolu lékařských

přístrojů využívajících ionizujícího záření případně odborníků zaměřených na tuto problematiku. Další možností je dohoda pracoviště s firmou, jež dodala přístroj, aby náročné zkoušky začlenila do servisu aparatury. Při takovém postupu se však doporučuje občasné posouzení výsledků zkoušek nezávislým odborníkem, pro vyloučení případné předpojatosti. (5)

Součástí programu zajišťování jakosti musí být samozřejmě pečlivě prováděná preventivní údržba přístrojů. Prohlídkami, čištěním a nahrazováním opotřebených částí; lze často předejít náhlým selháním a následným náročným opravám, jakož i následnému narušení klinického provozu pracoviště. (5)

Výsledky předávacích a provozních zkoušek musejí být pečlivě zaznamenávány pro každý přístroj. Pro tento účel musí být veden zvláštní záznam. (5)

Je třeba zdůraznit, že držitel povolení musí při zabezpečování jakosti přístrojové techniky dodržovat na prvním místě pokyny výrobce nebo distributora uváděné v uživatelské dokumentaci ve shodě s platnými právními předpisy a vyhláškami. (5)

### ***1.2.5 Kontrola jakosti zobrazovacích systémů scintilačních kamer (5)***

#### ***1.2.5.1 Planární scintilační kamery (SPECT kamery v planárním režimu).***

Kontrolují se následující detekční parametry:

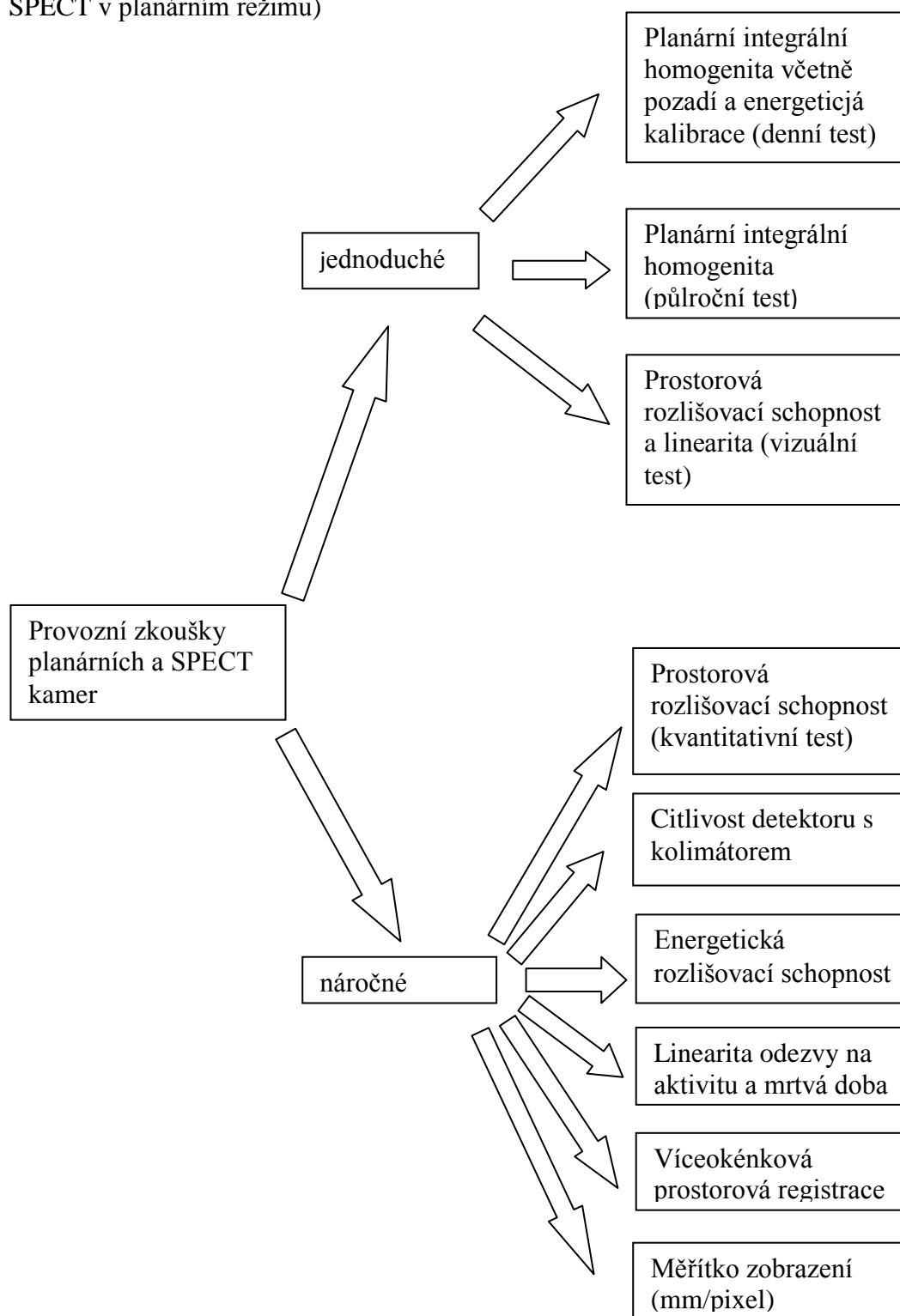
- planární integrální homogenita;
- prostorová rozlišovací schopnost a linearita;
- citlivost detektoru s kolimátorem;
- energetické rozlišení;
- linearita odezvy na aktivitu a mrtvá doba;
- víceokénková prostorová registrace. (5)

Kontrola jakosti scintilačních kamer slouží ke dvěma účelům.

- 1) Ověřuje, zda přístroj produkuje obrazy, jež adekvátně odpovídají distribuci radiofarmak v těle pacienta.
- 2) Přispívá k zajištění požadavku maximální kvality diagnostické informace při co nemější radiační zátěži pacienta a pracovníků.



**Obrázek č. 3 :** Třídění provozních zkoušek planárních scintilačních kamer (kamer SPECT v planárním režimu)



Zdroj: SÚJB Zbraslav a.s. 1999

### 1.3 Scintilační kamery jejich parametry

Nejdůležitější parametry, které mohou ovlivnit kvalitu výsledného obrazu:

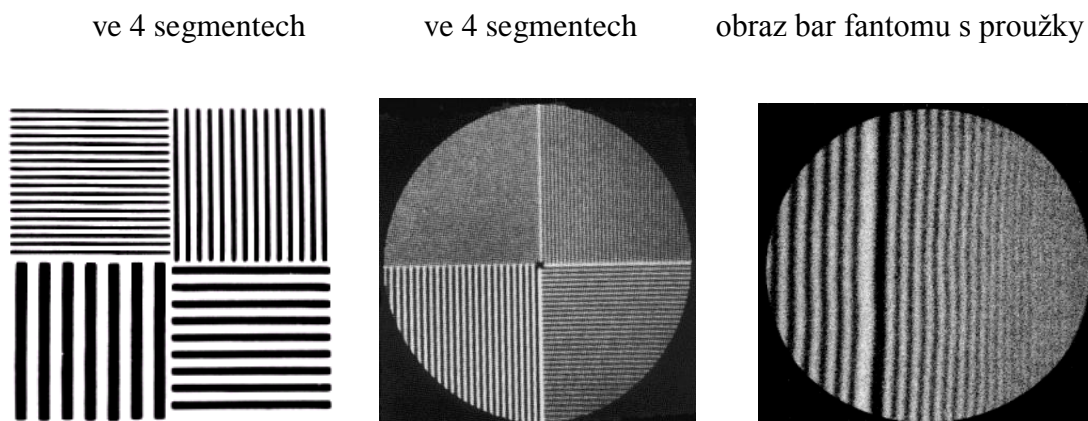
- prostorová rozlišovací schopnost a linearita;
- citlivost scintilační kamery;
- energetické rozlišení;
- časové rozlišení (mrtvá doba);
- homogenita zorného pole.

Tyto parametry mohou být porovnány, zkontrolovány samostatným testem.(16)

#### 1.3.1 Prostorová rozlišovací schopnost

K jednoduchému vizuálnímu testování rozlišovací schopnosti (příp. linearity) kamery se používají transmisní tzv. bar-fantomy. Bar-fantom je tvořen systémem olověných absorpčních pásků o různých šířkách (jejich vzdálenost je stejná jako šířka); pokládá se nad plošný homogenní zdroj. Tyto pásky potom absorbují záření z homogenního zdroje, zatímco mezerami prochází záření gama volně ke kolimátoru kamery. Na scintigrafickém obraze pozorujeme, jaká šířka pásků je ještě rozlišitelná (skutečné polohové rozlišení je pak přibližně dáno 1,75 násobkem nejužšího ještě rozlišeného pásku). (14)

**Obrázek č. 4 :** Bar fantomy



Zdroj: <http://astronuklfyzika.cz/Fantomy.htm>

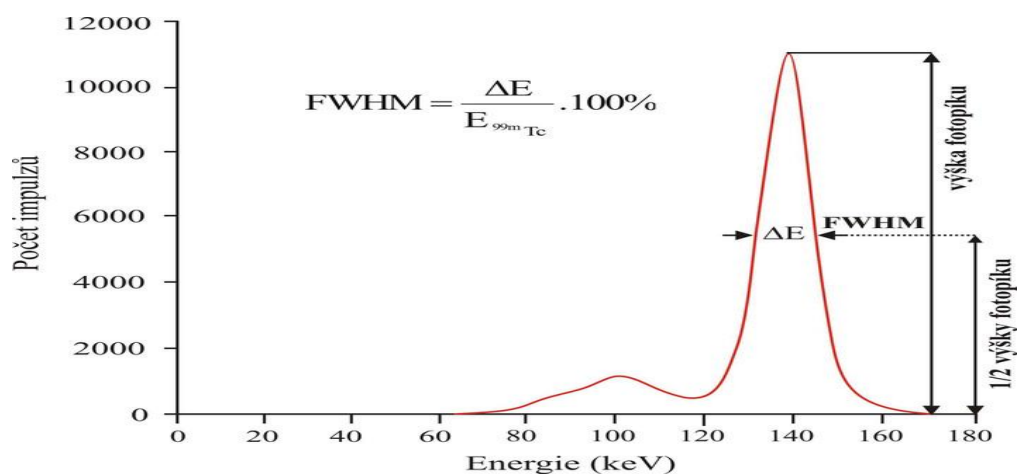
### 1.3.2 Citlivost scintilační kamery s kolimátorem

Citlivostí scintilační kamery se rozumí četnost impulzů za jednotku času měřená s plošným zdrojem záření gama o průměru 10 cm vztažená na 1 MBq [ $s^{-1}MBq^{-1}$ ]. Nejčastěji se citlivost udává pro  $^{99m}Tc$ . Místo názvu citlivost kamery se někdy používá termínu detekční účinnost (krátce účinnost). Detekční účinnost je podstatně závislá na geometrické účinnosti kolimátoru a dále na takzvané fotopíkové účinnosti scintilačního krystalu; tyto faktory se však v praxi stanovují obtížně na rozdíl od snadno měřitelné citlivosti. Citlivost kamery je nepřímo úměrná její prostorové rozlišovací schopnosti; například čím je citlivost větší, tím je horší prostorové rozlišení (tím je větší FWHM). (16)

### 1.3.3 Energetické rozlišení

Energetické rozlišení scintilační kamery se vyjadřuje jako relativní pološířka (šířka v poloviční výšce - FWHM) fotopíku  $^{99m}Tc$  140 keV. U moderních přístrojů bývá lepší nebo rovna 10 %. Zhoršení energetického rozlišení přístroje je jednou z příčin snížení kontrastu obrazu. U scintilačních kamer nelze pro měření energetické rozlišovací schopnosti používat zdroje  $^{137}Cs$ , jak je obvyklé při měření s jinými scintilačními detektory s ohledem na jeho vysokou energii záření gama ( $\gamma$ ). (16)

**Obrázek č. 5 :** Graf a vzorec výpočtu energetického rozlišení



Zdroj: <http://www.lf.upol.cz/menu/struktura-117kliniky/klinika-nuklearni-mediciny>

Výpočet podle vzorce uvedeného na obrázku

kde:

FWHM udává číselnou hodnotu energetického rozlišení pro  $^{99m}\text{Tc}$  [%]

$\Delta E$  je pološířka fotopíku  $^{99m}\text{Tc}$  [keV]

$E^{99m}\text{Tc}$  je energie záření gama  $^{99m}\text{Tc}$ [keV]

### **1.3.4 Časové rozlišení (mrtvá doba)**

Časové rozlišení se charakterizuje tzv. mrtvou dobou přístroje. Je to interval, v němž kamera po záznamu jednoho impulsu není schopna registrovat impuls další. Mrtvá doba se obecně projevuje při zpracovávání signálů. Většinou platí, že čím je systém složitější, tím delší mrtvou dobu vykazuje. V praxi rozeznáváme dva typy mrtvé doby – paralyzabilní a neparalyzabilní. (16)

Paralyzabilní mrtvá doba je charakterizována tím, že během ní detektor zaznamenává i další interakce a každá taková detekce znovu prodlouží mrtvou dobu o další její délku. Dochází ke kumulování mrtvé doby a detektor může být i paralyzován. Naopak během neparalyzabilní mrtvé doby detektor není schopen registrovat další interakce a po jejím skončení je okamžitě připraven k detekci. Většina detektorů se chová jako systémy s paralyzabilní mrtvou dobou. Počítačová rozhraní, multikanálové analyzátoři apod. se chovají jako systémy s neparalyzabilní mrtvou dobou. Scintilační kamery patří do skupiny přístrojů s paralyzabilní mrtvou dobou. (16)

Současné moderní kamery mají mrtvou dobu natolik krátkou, že při běžných vyšetřeních je možné i měření vyšších četností, aniž by docházelo ke ztrátám impulsů v důsledku tohoto parametru přístroje. (16)

### **1.3.5 Homogenita zorného pole**

Velmi důležitým parametrem pro hodnocení kvality scintigrafického zobrazení je homogenita nebo nehomogenita (zvaná též uniformita) zorného pole scintilační kamery. Udává, zdali jsou jednotlivá místa v zorném poli zobrazována se stejnou

účinností (citlivostí). Ozáření zorného pole kamery homogenním tokem fotonů záření gama ( $\gamma$ ) získáme obraz homogenního zdroje, který by měl být též zcela homogenní (až na statistické fluktuace). Případné větší nehomogenity na tomto obraze mohou být viditelné vizuálně nebo hodnoceny kvantitativně.

Homogenita zorného pole kamery je maximální odchylka skutečného obrazu vzniklého jako odezva na homogenní ozáření detektoru kamery, od ideálně homogenního obrazu.(14)

### **1.3.5.1 Homogenita zorného pole kamery (integrální)**

$$\mathbf{H}_{\text{int}} = (\mathbf{N}_{\text{max}} - \mathbf{N}_{\text{min}}) \cdot \mathbf{100} / \mathbf{N}_{\text{str}} \quad [\%]$$

kde:

$\mathbf{H}_{\text{int}}$  je Integrální homogenita v procentech

$\mathbf{N}_{\text{max}}$  je maximální počet impulsů nastřádaný v pixelech obrazu homogenního zdroje

$\mathbf{N}_{\text{min}}$  je minimální počet impulsů nastřádaný v pixelech obrazu homogenního zdroje

$\mathbf{N}_{\text{str}}$  je střední (průměrný) počet impulsů nastřádaný v pixelech obrazu homogenního zdroje.

Takto definovaná homogenita se označuje jako integrální homogenita. Jelikož lidské oko je při vizuálním posuzování obrazů citlivé spíše na rozdíly jasů sousedních oblastí, může být pro hodnocení homogenity zobrazení užitečná i tzv. diferenciální homogenita. Pro její kvantifikaci bylo přijato následující kritérium: Diferenciální homogenita je podíl největšího rozdílu počtu impulsů v sousedních buňkách (v řádku i sloupci) v obrazu homogenního zdroje, dělený průměrným počtem impulsů v obraze. (14)

$$\mathbf{H}_{\text{dif}} = \mathbf{max}(\mathbf{N}_i - \mathbf{N}_{i-1}) \cdot \mathbf{100} / \mathbf{N}_{\text{str}}. \quad [\%]$$

kde:

$\mathbf{H}_{\text{dif}}$  je Diferenciální homogenita v procentech

$\mathbf{max}(\mathbf{N}_i - \mathbf{N}_{i-1})$  je maximální rozdíl počtu impulsů ve dvou sousedních obrazových buňkách

$\mathbf{N}_{\text{str}}$  je střední (průměrný) počet impulsů nastřádaný v pixelech obrazu homogenního zdroje.

Pro snížení vlivu statistických fluktuací se stanovovaný počet impulsů průměruje v rozsahu 5 buněk. (14)

Diferenciální homogenita se obvykle počítá ve směru osy x a ve směru osy y. Výsledkem tak jsou dvě hodnoty  $H_{\text{dif } x}$  a  $H_{\text{dif } y}$  pro hodnocené zorné pole. Výpočet je časově náročný a vyžaduje počítačové hodnocení.

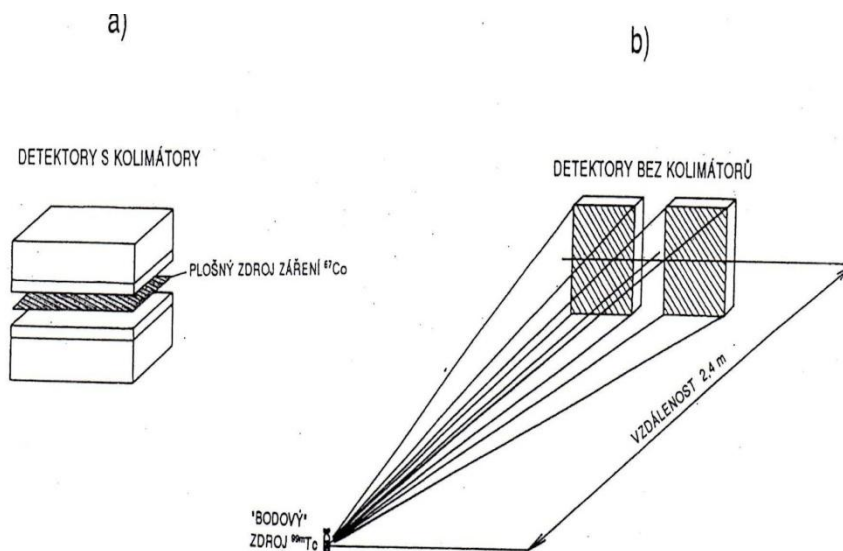
#### **1.3.5.2 Celé a centrální zorné pole**

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 (a někdy i další parametry kamery) stanovují zvlášť pro **celé (užitečné) zorné pole** (tzv. UFOV - useful field of view) a zvlášť pro **centrální část** zorného pole (tzv. CFOV - central field of view). Jako centrální část se většinou bere 75% z plochy celého zorného pole. U kvalitních a správně seřízených (kalibrovaných, vyladěných) kamer by integrální homogenita v centrálním poli neměla být horší než asi 3,5%, v celém zorném poli pak do 5%; diferenciální nehomogenita v centrálním poli by se měla pohybovat v rozmezí 1,5 -3%. (14)

#### **1.3.5.3 Testování a kalibrace homogenity zobrazení scintilační kamery**

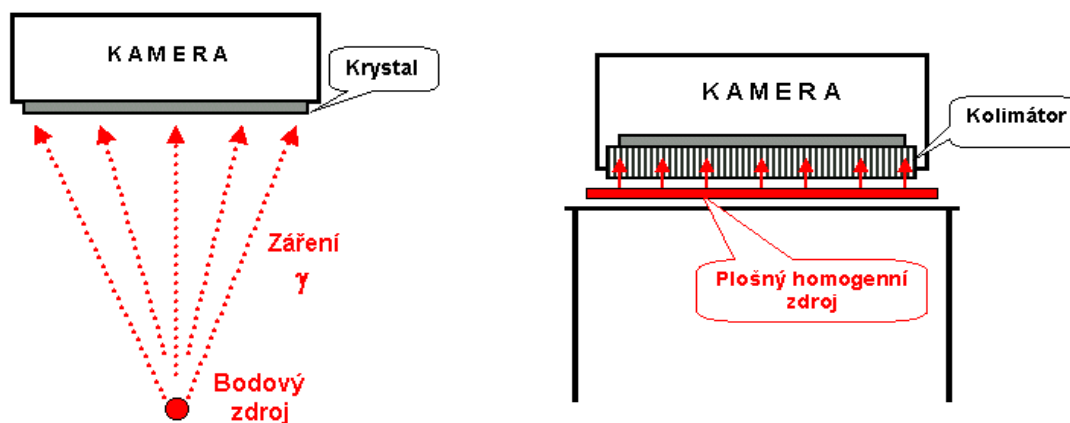
Nejjednodušším "fantomem" tohoto druhu je obyčejný bodový zdroj (zářič) vhodného radionuklidu (nejčastěji  $^{99m}\text{Tc}$ ), který se umístí do patřičné vzdálenosti a patřičného místa zorného pole kamery. Pro testování vnitřní (*intrinsic*) homogenity zorného pole kamery a její kalibraci sundáme z kamery kolimátor a bodový zdroj umístíme do co největší vzdálenosti doprostřed pod zorné pole kamery. Krystal kamery je tak z tohoto zdroje záření gama ozařován prakticky homogenně, takže i vzniklý scintigrafický obraz by měl být též 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 homogenity (ladění fotonásobičů a vytvoření korekční matice) zobrazení scintilační kamery, pro kterou mají moderní digitální kamery příslušnou softwarovou proceduru. (15)

**Obrázek č. 6 :** Testování a kalibrace vnitřní homogenity zorného pole scintilační kamery bez kolimátoru pomocí bodového zdroje umístěného v dostatečně velké vzdálenosti jednohlavá kamera



Zdroj.: Přejímací a rutinní testování dvouhlavé scintilační kamery SPECT. Česká Radiologie 50, 1996, č. 4, s. 280

**Obrázek č. 7 :** Měření homogenity s plošným zdrojem jednohlavá kamera.(12)

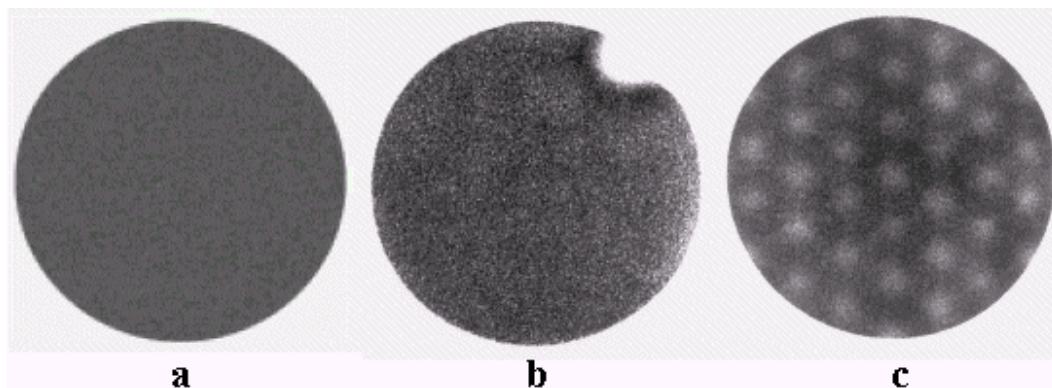


Zdroj: <http://astronuklfyzika.cz/Scintigrafie.htm>

#### 1.3.5.4 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.(15)

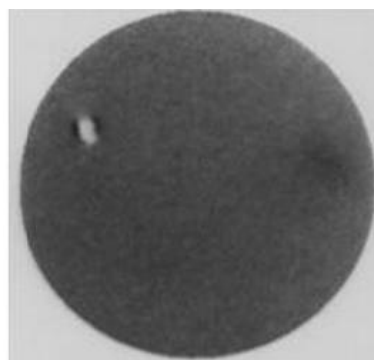
**Obrázek č. 8 :** Typické obrazy s plošným nebo bodovým zdrojem



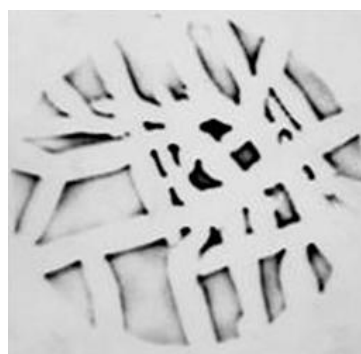
Zdroj: <http://astronuklfyzika.cz/Scintigrafie.htm>

**Obrázek č. 9,10 :**Typické obrazy s plošným nebo bodovým zdrojem, poškození krystalu detektoru obrázek č. 9 mechanické poškození obrázek č. 10 poškození teplem

Obr. č. 9



Obr. č. 10



Zdroj: *THE JOURNAL OF NUCLEAR MEDICINE* • Vol. 49 • No. 7 • July 2008



#### *1.4 Popis testovaného systému scintilační kamery Picker /Marconi AXIS (8)*

**Obrázek č. 11 :** Gama kamera AXIS Oblastní nemocnice Příbram a.s.



*Zdroj: autor (pracoviště Příbram NM.)*

Dvouhlavá celotělová gama kamera Axis je určena pro SPECT a planární vyšetřování s proměnou geometrií nastavení úhlu detektoru s volitelným příslušenstvím pro detekci pozitronových zářičů.

Typické procedury: kardiologie perfuze SPECT rating, zobrazování kostí, jater, gastro, ledviny, galium a indium, obrazy infekce.

#### **System zahrnuje:**

- Dva pravoúhlé Hig Resolution PRECISION detektory 533x394mm.
  - FOV 3/4" (19 mm) krystal NaI (TI).
  - Energie, linearita a korekce uniformity jsou řízené a kontrolované mikroprocesorem.
  - Odstínění pro energii 511 KeV.
- Gantry s proměnou geometrií nastavení hlav detektorů 180°, 120° a 90°.
- Pohyb hlav ve směru rotace, v radiálním a tangenciálním směru.

- Semiautomatický contouring.
- Systém kontrol prostřednictvím na gantry umístěného plochého barevného monitoru. Informační centrum zobrazuje požadované údaje o pozici pacienta a nastavení zařízení včetně akvizičního zobrazení. Ovládaní pomocí menu.
- Pacientský stůl ergometricky tvarovaný z uhlíkových vláken, počítačem kontrolované zatížení stolu s limitem 200 kg. Minimální výška stolu pro ambulantní přemístění pacienta je 48 cm. Stůl je vybaven podložkami pro paže a speciálními přípravky.
- Počítač Odyssey Fx 820 zobrazovací počítač, DEC ALPHA 433Mhz 64 bit AXP Superscalar RISC CPU, 64 MB RAM, operační systém Digital Unix, X-Windows Systém Enviroment, 9 Gigabite Fast SCIS Hard disk, 12/24 GB DDS vysokorychlostní magnetická páska, CD mechanika, grafický akcelerátor 256 barev/ stupně šedi, barevný monitor 1280 x 1024, 8 bit Video rezoluce, NFS a TCP/IP síťová komunikace a software licence. Kompatibilita a Ethernet 10/100 Base T – kabelová síť.
- Software kompletní uživatelský software Odyssey pro 64 - bit aplikace. QGS kvantitativní gate SPECT analýza včetně automatické detekce ok, kompletní procesing včetně – polar photo perfuze, cine, 3D zobrazení semikvantitativní analýza SPECT mozku, Image Fusion.
- Kolimátory 2 x MEGP, 2 x LEHR, 2 x LEUHR WFan.
- Gama PETAZ – SW a HW pro pozitronové vyšetření včetně 2 kolimátorů pro 511 KeV.
- Beacon S – soubor SW a HW vybavení pro non – uniformitu atenuace dat včetně 2 přídavných zářičů 10 mCi <sup>133</sup>Ba. (10)

## **2. CÍLE PRÁCE A HYPOTÉZY**

### ***2.1 Cíle práce:***

1. Zpracovat přehled postupů pro kontrolu diagnostických aparatur NM doporučených SÚJB.
2. Zpracovat přehled postupů pro kontrolu systému AXIS doporučených výrobcem
3. Provést optimalizaci výběru Rutinní kontrolní metody na základě výše uvedených bodů a personálních možností v rutinním provozu ONM.
4. Zhodnotit správnost výběru kontrolní metody z dlouhodobého hlediska provádění kontrol po dobu 5 let.

### ***2.2 Hypotézy:***

1. Denní rutinní kontroly zvolených obrazových parametrů scintilační kamery AXIS jsou podkladem k potvrzení připravenosti přístroje pro klinickou diagnostiku ONM.
2. Denní rutinní testy jsou dobrým ukazatelem stálosti obrazových parametrů scintilační kamery AXIS a jejich korelace s hodnotami deklarovanými výrobcem.

### 3. METODIKA

Po prostudování a vyhodnocení literárních podkladů po korelaci s doporučením daným výrobcem jsem pro gama kameru AXIS zpracoval soubor testů k zajištění kvality výkonu. Zvolil jsem nejvhodnější parametr k rutinní denní kontrole gama kamery AXIS. Matematicky a graficky jsem zpracoval soubor získaných a změřených dat za posledních 5 let provozu gama kamery AXIS. Porovnal jsem získaná data s daty uváděnými výrobcem a s obdobnými daty publikovanými v literatuře. Výzkum a měření bylo prováděno na oddělení nukleární medicíny Oblastní nemocnice Příbram a. s. na gama kameře AXIS s volitelným příslušenstvím pro detekci pozitronových zářičů. Data měření byla zpracována a vyhodnocena za období posledních 5 let provozu rok 2007-2011. Vlastní měření jsem prováděl ve stanovených obdobích 2007 - 2011 jako zaměstnanec tohoto oddělení, od roku 2009 také jako student kombinovaného studia Jihočeské univerzity v Českých Budějovicích oboru: Radiologický asistent.

#### ***3.1 Přehled postupů pro kontrolu systému AXIS doporučených výrobcem***

Periodické testování je nezbytné k zajištění kvality a pro zajištění výkonnosti systému AXIS. Postupy testování a četnost zkoušek je popsána v této kapitole.

- |   |   |
|---|---|
| 1. test homogenity s plošným zdrojem    | denní test                                  |
| 2. analýza korekce záznamu obrazu (IRC) | týdenní test                                |
| 3. kalibrace SMART MAP                  | jednou za dva týdny<br>(nebo podle potřeby) |
| 4. provozní zkouška SPECT (volitelné)   | měsíční test                                |
| 5. nastavení výšky píku (PHA)           | podle potřeby                               |
| 6. mapy izotopu                         | podle potřeby                               |
| 7. mapy kolimátoru                      | podle potřeby                               |

### **Denní testy homogenity s kolimátorem**

Testy homogenity s kolimátorem (extrinsic) se používají k ověření homogenního pole kamery a předcházení vzniku artefaktů při klinickém zobrazování. Tyto testy se provádějí s nainstalovanými nejčastěji používanými kolimátory nízkých energií, aby byla co nejvíce simulována situace běžného klinického zobrazení. K provedení testů se používají izotopy  $^{99m}\text{Tc}$  (QC-Tc) a  $^{57}\text{Co}$  (QC-Co). (9)

### **Analýza korekce registrace obrazu (IRC)**

Analýza Image Registration Correction (IRC) se používá k testování registrace každého detektoru vzhledem k druhému. Je to podobné korekci na střed otáčení (Center of Rotation – COR), která je nutná pro všechny systémy SPECT. (9)

### **Kalibrace SMART MAP**

Vnitřní kalibrace ozářením SMART MAP se provádí pro výpočet nehomogenity detektoru nezávisle na kolimátoru. Při vlastním sběru dat a při vnitřním ozáření se tato data kombinují s mapami jednotlivých kolimátorů a mapami radionuklidů, které jsou součástí systému, a vytvářejí tak nové tabulky kalibrace homogenity. Tato metoda představuje zlepšení oproti ostatním metodám, které od operátora vyžadují získání tabulky homogenity pro každou ze sad kolimátorů. Kalibraci SMART MAP s vnitřním ozářením se jediným vnitřním ozářením SMART MAP automaticky vytvoří všechny tabulky homogenity. Kalibrace ozářením je mechanismem ke korekci nehomogenit nízké úrovně v rovnoměrném poli ozáření detektoru. Kalibrace ozářením by se měla provádět jednou za měsíc, pokud se testování kvality homogenity provádí každý den. Pokud tomu tak není, provádí se kalibrace ozářením každých čtrnáct dnů. Provádí se také, pokud výskyt nehomogenit dosáhne úrovně, která novou kalibraci vyžaduje. Protože nehomogenity vyplývají z konstrukce kolimátorů a z odezvy detektoru na energii radionuklidů, zůstávají v průběhu času stejné korekční tabulky. Pro tyto dva faktory stačí vytvořit jen jednu. (9)

### **Test výkonnosti SPECT**

Tento test zjišťuje kvalitu systému SPECT. Testovanými parametry výkonnosti je prostorové rozlišení, homogenity a detekovatelnost léze. Test výkonnosti SPECT je volitelnou procedurou správy kvality QA. K provedení této procedury je nezbytné mít volitelný doplněk Deluxe Spectrum Phantom. (9)

### **Nastavení polohy píku analyzátoru**

Ladění PHA (Pulse Height Analyzer) izotopu je jemné nastavení umístění píku PHA na určitém detektoru pro určitý izotop. Jestliže není izotop vyladěn správně, část užitečného dopadajícího záření, která je mimo okno, není systémem akceptována a důležitá informace se ztrácí. Pokud je okno „vyladěno“ na střed píku, je veškerá užitečná energie dopadajícího záření systémem akceptována. (9)

### **Mapy izotopu a mapy kolimátorů**

Vnitřní mapy izotopů pomáhají kompenzovat odezvu detektoru na různé energie izotopů. Mapy kolimátorů pomáhají kompenzovat nerovnoměrnosti zapříčiněné kolimátory. Pro získání map kolimátorů lze použít izotopy s nízkými energiemi jako například je  $^{99m}\text{Tc}$  nebo  $^{57}\text{Co}$ . (9)

## **3.2 Optimalizace výběru kontrolní metody**

Na základě a zhodnocení časové náročnosti s přihlédnutím k personální obsazenosti byla vybrána jako rutinní kontrolní metoda, měření vnitřní homogenity zorného pole gama kamery AXIS. Jedná se o jednoduchou kontrolní metodu gama kamery AXIS, která však poskytuje velmi významnou informaci o stavu a nastavení zobrazovacích parametrů systému. Na oddělení bylo zprvu po instalaci přístroje prováděno měření pomocí plnitelného plošného zdroje. Vzhledem k vysoké radiační zátěži při přípravě zdroje, rizikům při manipulaci s velkým objemem radioaktivní kapaliny a potížím při zabezpečení reprodukovatelné homogenity testovacího fantomu byla tato metoda později nahrazena metodou měření pomocí bodového zdroje. První uvedená metoda s plošným zdrojem byla prováděna s nasazenými kolimátory a oba detektory se testovaly najednou. Druhá metoda vyžaduje detekční hlavy bez kolimátorů a každý z detektorů se testuje samostatně. S ohledem na jednoduchost přípravy

potřebných pomůcek a dostatečně vysokou hodnotu získané informace byla jako vhodnější zvolena druhá metoda s pomocí bodového zdroje izotopu  $^{99m}\text{Tc}$ . Test se pro svoji jednoduchost a na základě doporučení výrobce provádí rutinně denně. Test provádí odborně způsobilý pracovník radiologický asistent, případně fyzik oddělení nukleární medicíny.

### ***3.2.1 Postup provedení metody měření homogenity zorného pole gama kamery AXIS***

Testu planární homogenity pomocí bodového zdroje se provádí následujícím způsobem a při splnění následujících podmínek:

- nejprve je nezbytné zkontrolovat, zdali je přístroj před provedením testu zapnut dostatečně dlouhou dobu (obvykle je požadována doba 48hod nebo stejně dlouhá doba zapnutí jako byl přístroj před testem vypnut) a připraven na provedení testu;
- po vizuální kontrole systému provedeme sejmutí kolimátorů. Kolimátory jsou sundány a umístěny na kolimátorové vozíky pomocí poloautomatické procedury systému. Procedura obsahuje předem naprogramované kroky pro správnou metodu sejmutí kolimátoru. K sejmutí je potřeba proškoleného personálu a nezbytné pečlivosti, aby nedošlo k poškození krystalu nevhodným zacházením s kolimátorovým vozíkem;

**Obrázek č. 12:** Poloautomatická procedura sejmutí kolimátorů z detektorů



*Zdroj: autor (pracoviště Příbram NM)*

- po sejmutí kolimátorů z obou detektorů jsou kolimátory umístěny na kolimátorový vozík, který je pak nutno převézt na místo pro něj určené;
- stiskem tlačítka MENU na ovladači gantry a pomocí šipek se z nabídky na osciloskopu vybere QC SETUP a potvrdí tlačítkem (M) na ručním ovladači;
- zvolíme povel HEAD 1 FACING DOWN. Stiskneme 2 x tlačítko (M) na ručním ovladači, čímž dojde k otočení detektoru 1 (H1) do vodorovné polohy. Detektor 2. (H2) se otočí do šikmé polohy.



**Obrázek č. 13:** Nastavení detektoru do šikmé a vodorovné polohy pro provedení testu.



*Zdroj: autor (pracoviště Příbram NM)*

- předem připravený zářič ve speciálním kontejneru (připraven na úseku přípravy radiofarmak) umístíme pod detektor 1 na místo pro tento účel přesně vyměřené. Aktivita testovacího zářiče  $^{99m}\text{Tc}$  v kontejneru je 7 MBq.

**Obrázek č. 14,15,16,17:** Speciální plastový kontejner, olověný kontejner, vytyčené místo pro kontejner a správné umístění na podlaze pod detektorem.

Obr. č. 14



Obr. č. 15



Obr. č. 16



Obr. č. 17

*Zdroj: autor (pracoviště Příbram NM)*

- Na tapetě monitoru vybereme:
  - 1) Acquisition (potvrdit kliknutím myši)
  - 2) Acquire (potvrdit kliknutím myši)
  - 3) New Patient (potvrdit kliknutím myši)
  - 4) Do tabulky Jméno vpsat DENNÍ TEST
    - I. RČ vpsat: 123456
    - II. SEX vpsat: O
  - 5) DONE
  - 6) zobrazí se tapeta vyšetření, vybereme ALL, z ALL vybereme QC, potvrdíme (DONE)

- 7) zobrazí se protokol denního testu, zkontrolujeme správnost údajů, případně opravíme v kolonce detektoru číslo detektoru, na kterém provádíme test
- 8) na horní liště monitoru počítače Image Workbench1
- 9) Acquisition (potvrdit kliknutím myši)
- 10) Acquire (potvrdit kliknutím myši)
- 11) Enable Disable Corrections
- 12) zobrazí se tabulka Correction kontrol 1, v tabulce upravíme 4. řádek, vybereme kolonku (dishintr).
  - spustíme studii pro denní test na monitoru kliknutím myši na tlačítko START. Celá procedura testování trvá v rozmezí od 3 do 5 minut.
  - po ukončení testovací procedury provedeme vyhodnocení. Na horní liště monitoru počítače vybereme záložku QC, z ní vybereme Uniformity a následně se zobrazí vyhodnocení testu hodnota CFOV max. 3,5 %. Po kontrole potvrdíme, kliknutím myši na tlačítko DONE. Dojde k uložení do databáze Uniformity.

**Obrázek č. 18 . 19:** Zadávací konzole počítače ,ukázka vyhodnocení testu.

Obr. č. 18



Obr. č. 19



*Zdroj: autor práce (pracoviště Příbram NM)*

- uvedenou proceduru je nezbytné zopakovat rovněž pro detektor 2.
- po ukončení testování odstraníme kontejner a předáme na úsek přípravy radiofarmak

- namontujeme kolimátory pomocí procedury na nasazení kolimátoru a transformujeme gantry kamery do standardní polohy 180°
- provedeme test tlakových senzorů kolimátorů dotykem a odblokováním
- po provedené kontrole je přístroj připraven k běžnému provozu na oddělení
- získaná data zaznamenáme do protokolu pro sledování dlouhodobé stability gama kamery AXIS.

### ***3.2.2 Zhodnotit správnost výběru kontrolní metody z dlouhodobého hlediska provádění kontrol po dobu 5 let***

Tento postup a vybraná metodika provádění denního testování gama kamery AXIS se po zhodnocení a dlouhodobém provádění na oddělení nukleární medicíny jeví jako správně zvolená. Vzhledem k možnosti porovnat získaná data je možno konstatovat, že systém provádění denního rutinního testování je velmi vhodným parametrem ke sledování dlouhodobé stability homogenity zorného pole gama kamery AXIS. Systém provádění kontrol se stal standardním návodem, jak zpracovat postupy provádění denního testování ostatních gama kamer na oddělení nukleární medicíny Příbram s přihlédnutím k doporučením výrobců ostatních instalovaných kamer.

Tento výše popsáný postup byl vyhodnocen jako nepřijatelnější i s přihlédnutím k radiační zátěži personálu, který tento test provádí. Po instalaci přístroje byl zprvu prováděn test s plnitelným plošným zdrojem. Při provádění tohoto testu byl personál, který tento test prováděl, vystaven mnohem vyšší dávce záření při přípravě plošného plnitelného zdroje, než současně používaná metodika. Při současné metodice se používá aktivita zdroje okolo 7 MBq <sup>99m</sup>Tc ve speciálním kontejneru. Při použití plnitelného zdroje byla používána aktivita okolo 370 MBq <sup>99m</sup>Tc. Je ale třeba se zmínit, že při použití plnitelného plošného zdroje byla eliminována možnost poškození krystalu detektoru. Tato metoda je prováděna s nasazenými kolimátory na rozdíl od současně používané metodiky. V současnosti výše popsáná používaná metoda testování je ale z hlediska přípravy a časového provedení výhodnější, ale musí být kladen důraz na bezpečnou manipulaci s kolimátorovým vozíkem při sundávání a posléze nasazováním kolimátorů, aby nedošlo k mechanickému poškození krystalu detektoru. Touto metodou

jsou získávaná data za posledních zhruba devět let. Mým porovnáním dat za posledních pět let můžu konstatovat správnost metodiky měření s bodovým zdrojem.

## 4. VÝSLEDKY

Výsledky denní kontroly homogenity jsou po ukončení záznamu na kameře AXIS vyhodnoceny na pracovní stanici systému a následně je výsledný protokol, který obsahuje obraz zorného pole a vypočítané parametry charakterizující homogenitu přístroje vytištěn na tiskárně. Poté jsou získaná data manuálně přenesena do speciálně vytvořených tabulek pro následnou kontrolu a zpracování. Tabulky byly vytvořeny ve standardním produktu Excel a obsahují v sobě jak kontrolu přenášených údajů, tak převod do grafické formy pro sledování krátkodobé stability homogenity v průběhu měsíce. Takto získané výsledky jsou za jeden kalendářní měsíc zprůměrovány a následně přeneseny do části pro sledování dlouhodobé stability homogenity přístroje. Zde jsou hodnoty homogenity odpovídající jednotlivým měsícům opět uvedeny v tabulkové formě a současně vyjádřeny v grafické formě pro sledování trendu změny sledovaných parametrů. Kontrolu a vyhodnocení těchto výsledků provádí fyzik oddělení.

Jak jsem již uvedl v úvodu mé práce, provádíme sledování vnitřní homogenity gama kamery AXIS s doplňkem pro detekci pozitronových zářičů dlouhodobě, a mohl jsem proto v následujícím přehledu uvést výsledky měření a sledování za období 2007 až 2011.

Stanovení homogenity zorného pole gama kamery AXIS jsem prováděl na oddělení nukleární medicíny Oblastní nemocnice Příbram a.s. jako zaměstnanec tohoto oddělení a od roku 2009 také jako student Jihočeské univerzity v Českých Budějovicích oboru radiologický asistent.

Výsledky měření homogenity ve sledovaném období 2007-2011 nevykazovaly podle statisticky zjištěných údajů výrazné odchylky od hodnot specifikovaných výrobcem ani od hodnot podobných zařízení.

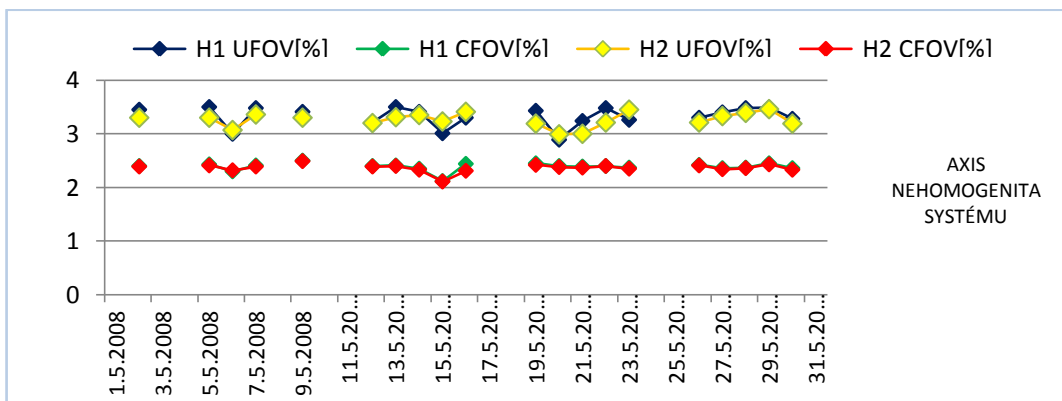
Stanovená metodika měření homogenity gama kamery AXIS se z dlouhodobého hlediska jeví jako optimální pro použití na oddělení nukleární medicíny Příbram.

**Tabulka č 1: Výsledky denních testů vnitřní homogenity s grafickou interpretací**

Postup měření po jednotlivých dnech ukázka protokolu měsíc 5/2008					
Datum	H1		H2		poznámka
	UFOV[%]	CFOV[%]	UFOV[%]	CFOV[%]	
1. 5. 2008					St. svátek
2. 5. 2008	3,45	2,40	3,30	2,39	
3. 5. 2008					so
4. 5. 2008					ne
5. 5. 2008	3,50	2,43	3,30	2,41	
6. 5. 2008	3,00	2,30	3,07	2,32	
7. 5. 2008	3,48	2,41	3,36	2,39	
8. 5. 2008					St. svátek
9. 5. 2008	3,41	2,50	3,30	2,49	
10. 5. 2008					so
11. 5. 2008					ne
12. 5. 2008	3,21	2,40	3,20	2,39	
13. 5. 2008	3,50	2,41	3,31	2,40	
14. 5. 2008	3,41	2,35	3,35	2,33	
15. 5. 2008	3,01	2,12	3,23	2,11	
16. 5. 2008	3,30	2,44	3,41	2,31	
17. 5. 2008					so
18. 5. 2008					ne
19. 5. 2008	3,43	2,45	3,19	2,42	
20. 5. 2008	2,89	2,40	2,99	2,38	
21. 5. 2008	3,24	2,39	3,00	2,37	
22. 5. 2008	3,48	2,40	3,21	2,40	
23. 5. 2008	3,26	2,37	3,45	2,35	
24. 5. 2008					so
25. 5. 2008					ne
26. 5. 2008	3,30	2,42	3,21	2,41	
27. 5. 2008	3,40	2,36	3,33	2,34	
28. 5. 2008	3,48	2,37	3,39	2,36	
29. 5. 2008	3,49	2,45	3,46	2,43	
30. 5. 2008	3,28	2,36	3,19	2,33	
31. 5. 2008					so
<b>Prům.hodn.</b>	<b>3,34</b>	<b>2,40</b>	<b>3,29</b>	<b>2,38</b>	

Zdroj: autor práce

**Graf č. 1 k tabulce č. 1**



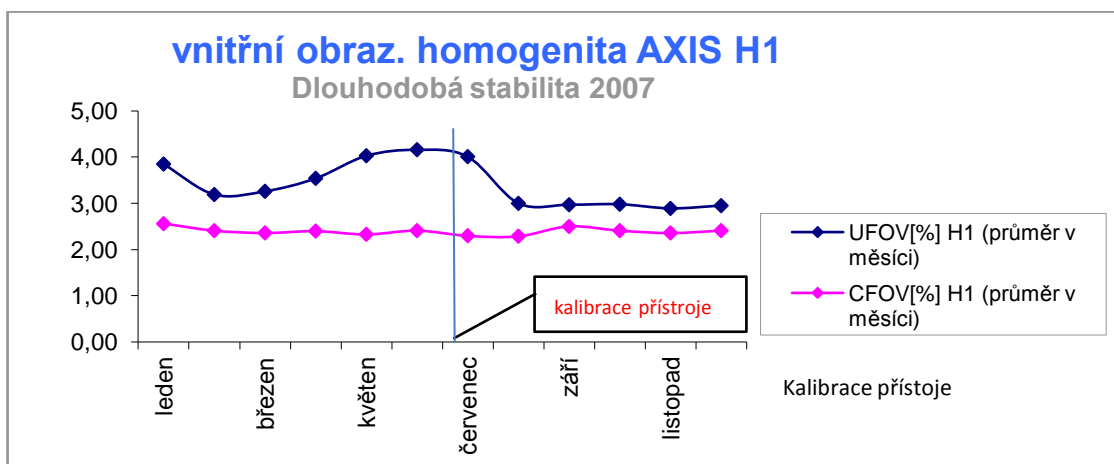
Zdroj: autor práce

**Tabulka č. 2:** Průměrné měsíční hodnoty vnitřní integrální homogenity za rok 2007 pro UFOV a CFOV společně s grafickou interpretací pro sledování trendu změny parametru

Měsíční výsledky měření za rok 2007													
2007	leden	únor	březen	duben	květen	červen	červenec	srpen	září	říjen	listopad	prosinec	průměr za rok
UFOV[%] H1 (průměr v měsíci)	3,85	3,19	3,26	3,54	4,03	4,16	4,01	3,00	2,97	2,98	2,89	2,95	3,40
CFOV[%] H1 (průměr v měsíci)	2,56	2,41	2,36	2,40	2,33	2,41	2,30	2,29	2,50	2,41	2,36	2,41	2,40
UFOV[%] H2 (průměr v měsíci)	3,99	3,24	3,23	3,75	3,98	4,00	3,99	2,93	2,92	2,88	3,00	3,14	3,42
CFOV[%] H2 (průměr v měsíci)	2,41	2,33	2,41	2,22	2,51	2,40	2,36	2,49	2,38	2,41	2,40	2,38	2,39

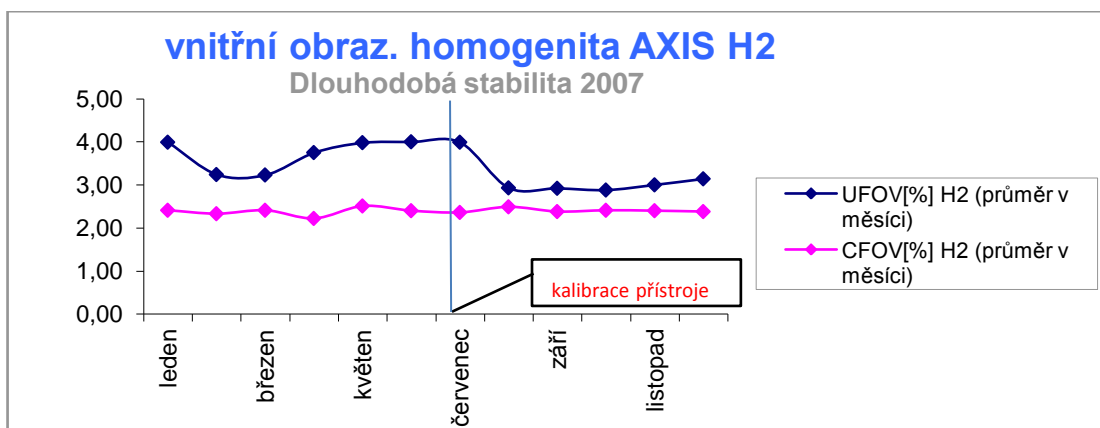
Zdroj: autor práce

**Graf č. 2** k tabulce č. 2



Zdroj: autor práce

**Graf č. 3** k tabulce č. 2



Zdroj: autor práce

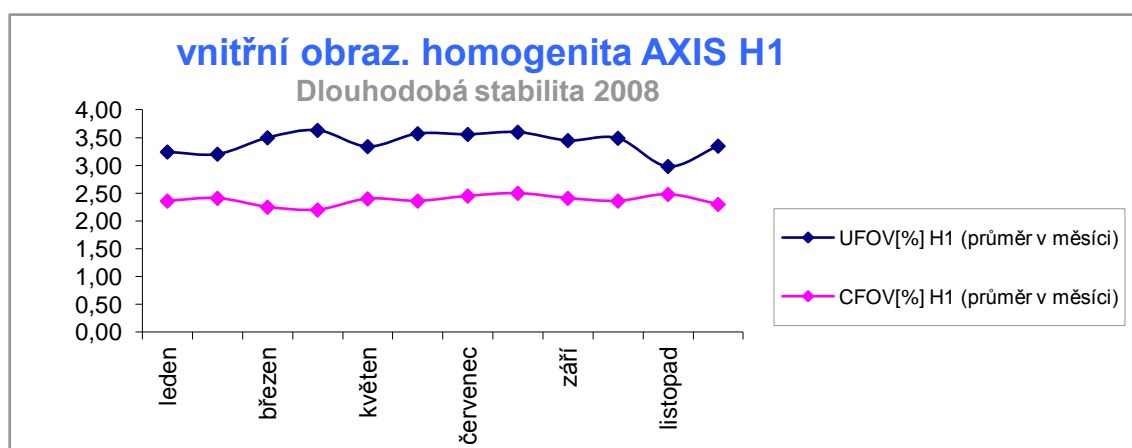


**Tabulka č. 3:** Průměrné měsíční hodnoty vnitřní integrální homogenity za rok 2008 pro UFOV a CFOV společně s grafickou interpretací pro sledování trendu změny parametru

Měsíční výsledky měření za rok 2008													
2008	leden	únor	březen	duben	květen	červen	červenec	srpen	září	říjen	listopad	prosinec	průměr za rok
UFOV[%] H1 (průměr v měsíci)	3,24	3,20	3,50	3,63	3,34	3,57	3,56	3,60	3,45	3,49	2,98	3,35	3,41
CFOV[%] H1 (průměr v měsíci)	2,36	2,41	2,25	2,20	2,40	2,36	2,45	2,50	2,41	2,36	2,48	2,30	2,37
UFOV[%] H2 (průměr v měsíci)	3,27	3,33	3,45	3,59	3,29	3,27	3,51	3,50	3,41	3,07	3,03	3,21	3,33
CFOV[%] H2 (průměr v měsíci)	2,40	2,36	2,30	2,21	2,38	2,40	2,39	2,45	2,39	2,38	2,41	2,35	2,37

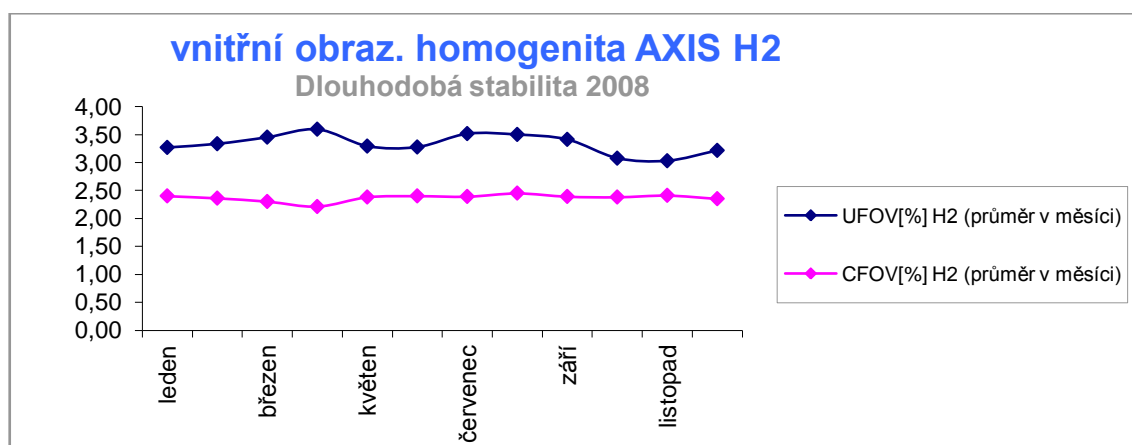
Zdroj: autor práce

**Graf č. 4** k tabulce č. 3



Zdroj: autor práce

**Graf č. 5** k tabulce č. 3



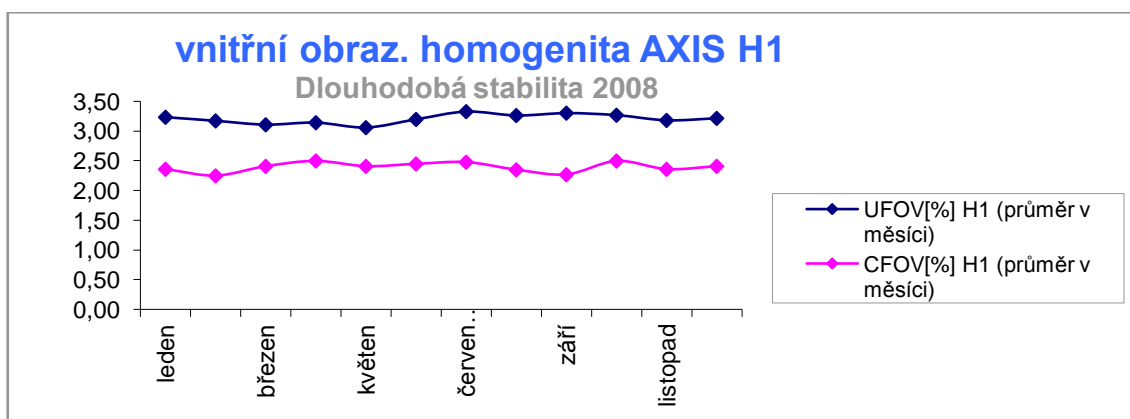
Zdroj: autor práce

**Tabulka č. 4:** Průměrné měsíční hodnoty vnitřní integrální homogenity za rok 2009 pro UFOV a CFOV společně s grafickou interpretací pro sledování trendu změny parametru

Měsíční výsledky měření za rok 2009													
2009	leden	únor	březen	duben	květen	červen	červenec	srpen	září	říjen	listopad	prosinec	průměr za rok
<b>UFOV[%] H1</b> (průměr v měsíci)	3,24	3,17	3,11	3,14	3,06	3,20	3,33	3,26	3,31	3,27	3,18	3,22	3,21
<b>CFOV[%] H1</b> (průměr v měsíci)	2,36	2,25	2,41	2,50	2,41	2,45	2,48	2,35	2,27	2,50	2,36	2,41	2,40
<b>UFOV[%] H2</b> (průměr v měsíci)	2,96	3,12	3,14	3,21	3,16	3,21	3,16	3,08	3,11	2,94	3,22	3,13	3,12
<b>CFOV[%] H2</b> (průměr v měsíci)	2,21	2,16	2,36	2,48	2,38	2,40	2,46	2,28	2,30	2,46	2,31	2,37	2,35

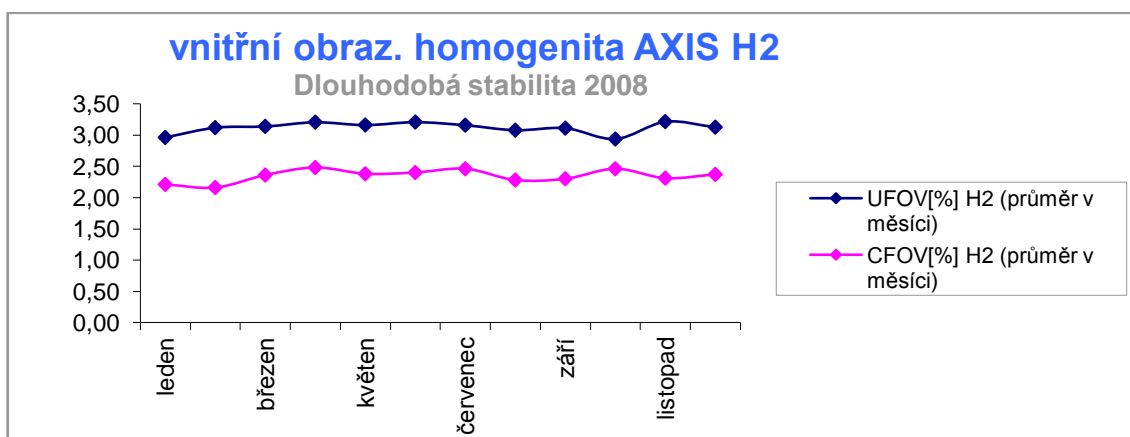
Zdroj: autor práce

**Graf č. 6** k tabulce č. 4



Zdroj: autor práce

**Graf č. 7** k tabulce č. 4



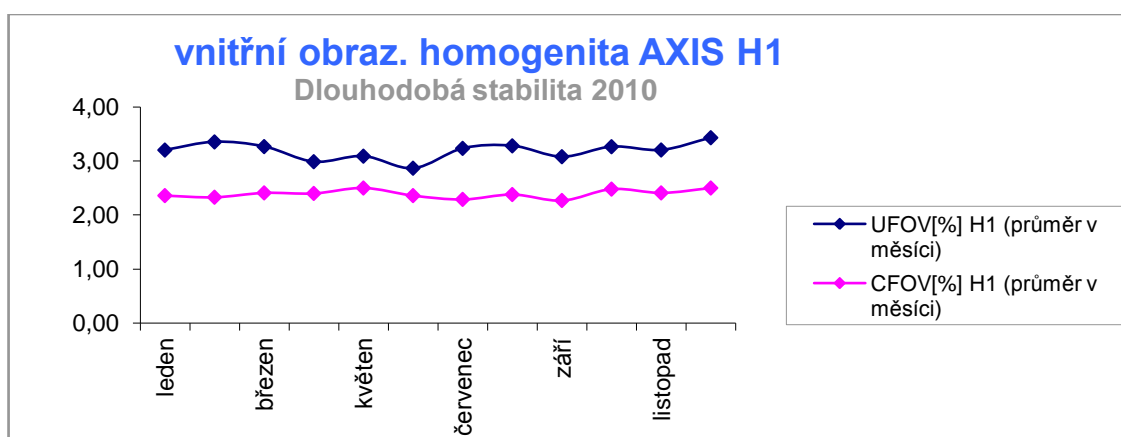
Zdroj: autor práce

**Tabulka č. 5:** Průměrné měsíční hodnoty vnitřní integrální homogenity za rok 2010 pro UFOV a CFOV společně s grafickou interpretací pro sledování trendu změny parametru

Měsíční výsledky měření za rok 2010													
2010	leden	únor	březen	duben	květen	červen	červenec	srpen	září	říjen	listopad	prosinec	průměr za rok
<b>UFOV[%] H1</b> (průměr v měsíci)	3,20	3,35	3,27	2,99	3,09	2,87	3,23	3,28	3,08	3,26	3,20	3,43	3,19
<b>CFOV[%] H1</b> (průměr v měsíci)	2,36	2,33	2,41	2,40	2,50	2,36	2,29	2,38	2,27	2,48	2,41	2,50	2,39
<b>UFOV[%] H2</b> (průměr v měsíci)	3,13	3,10	3,17	2,83	2,85	3,02	3,15	2,95	2,95	2,76	2,87	2,85	2,97
<b>CFOV[%] H2</b> (průměr v měsíci)	2,30	2,29	2,39	2,37	2,48	2,32	2,21	2,34	2,26	2,35	2,39	2,48	2,35

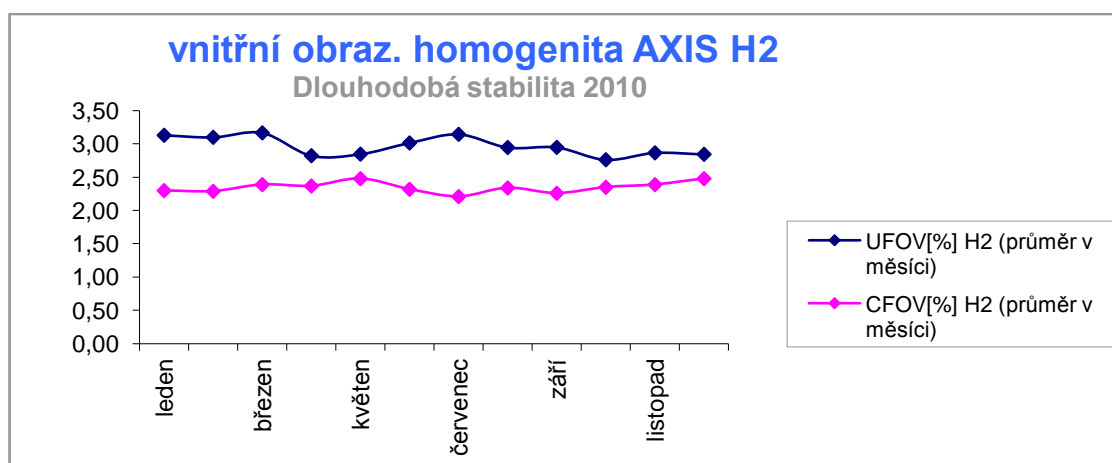
Zdroj: autor práce

**Graf č. 8** k tabulce č. 5



Zdroj: autor práce

**Graf č. 9** k tabulce č. 5



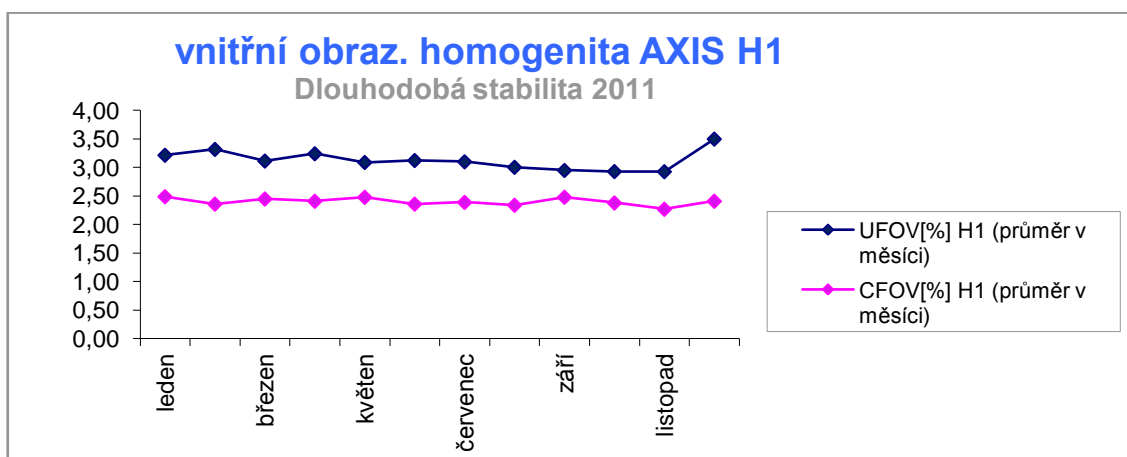
Zdroj: autor práce

**Tabulka č. 6:** Průměrné měsíční hodnoty vnitřní integrální homogenity za rok 2011 pro UFOV a CFOV společně s grafickou interpretací pro sledování trendu změny parametru

Měsíční výsledky měření za rok 2011													
2011	leden	únor	březen	duben	květen	červen	červenec	srpen	září	říjen	listopad	prosinec	průměr za rok
<b>UFOV[%] H1</b> (průměr v měsíci)	3,22	3,32	3,12	3,24	3,09	3,12	3,10	3,01	2,95	3,00	2,93	3,50	3,13
<b>CFOV[%] H1</b> (průměr v měsíci)	2,49	2,36	2,45	2,41	2,48	2,36	2,39	2,34	2,48	2,38	2,27	2,41	2,40
<b>UFOV[%] H2</b> (průměr v měsíci)	3,04	2,87	3,00	3,24	3,03	3,11	3,15	2,94	3,06	3,04	3,01	3,48	3,08
<b>CFOV[%] H2</b> (průměr v měsíci)	2,41	2,31	2,40	2,39	2,42	2,29	2,31	2,25	2,27	2,34	2,17	2,39	2,33

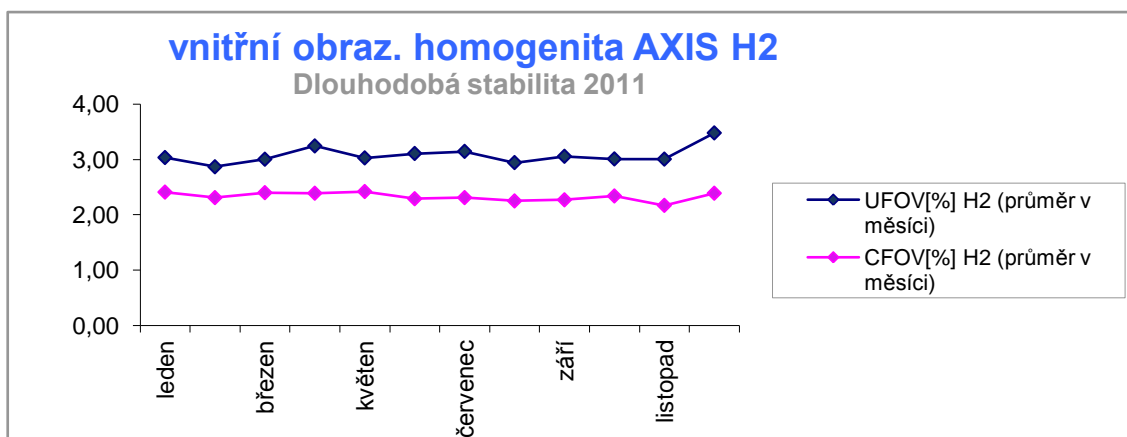
Zdroj: autor práce

**Graf č. 10** k tabulce č. 6



Zdroj: autor práce

**Graf č. 11** k tabulce č. 6



Zdroj: autor práce

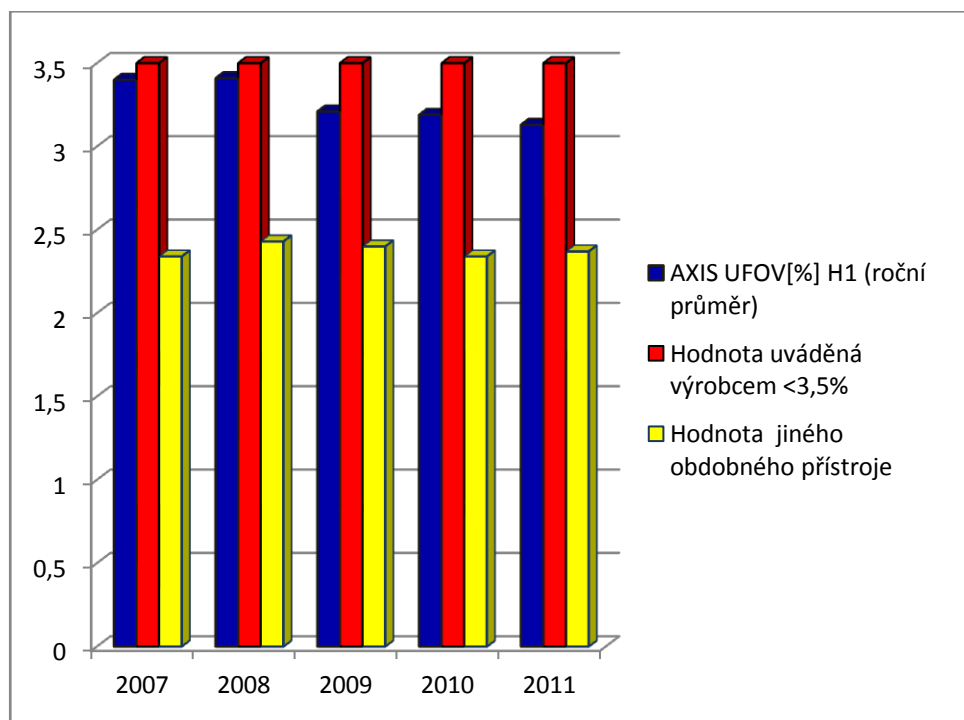
Porovnání jednotných změřených hodnot ve sledovaném období 2007-2011 a porovnání s hodnotami uváděnými výrobcem a hodnotami jiného obdobného přístroje

**Tabulka č. 7:** Hodnota integrální homogenity gama kamery AXIS UFOV detektoru H1 a porovnání s hodnotami uváděnými výrobcem a hodnotou obdobného přístroje

Porovnání změřených hodnot s hodnotami výrobce a hodnotami jiných obdobných přístrojů					
Rok	2007	2008	2009	2010	2011
AXIS UFOV[%] H1 (roční průměr)	3,40	3,41	3,21	3,19	3,13
Hodnota uváděná výrobcem $\leq 3,5\%$	3,50	3,50	3,50	3,50	3,50
Hodnota jiného obdobného přístroje	2,34	2,43	2,40	2,34	2,37

*Zdroj: autor práce*

**Graf č. 12** k tabulce č. 7



*Zdroj: autor práce*

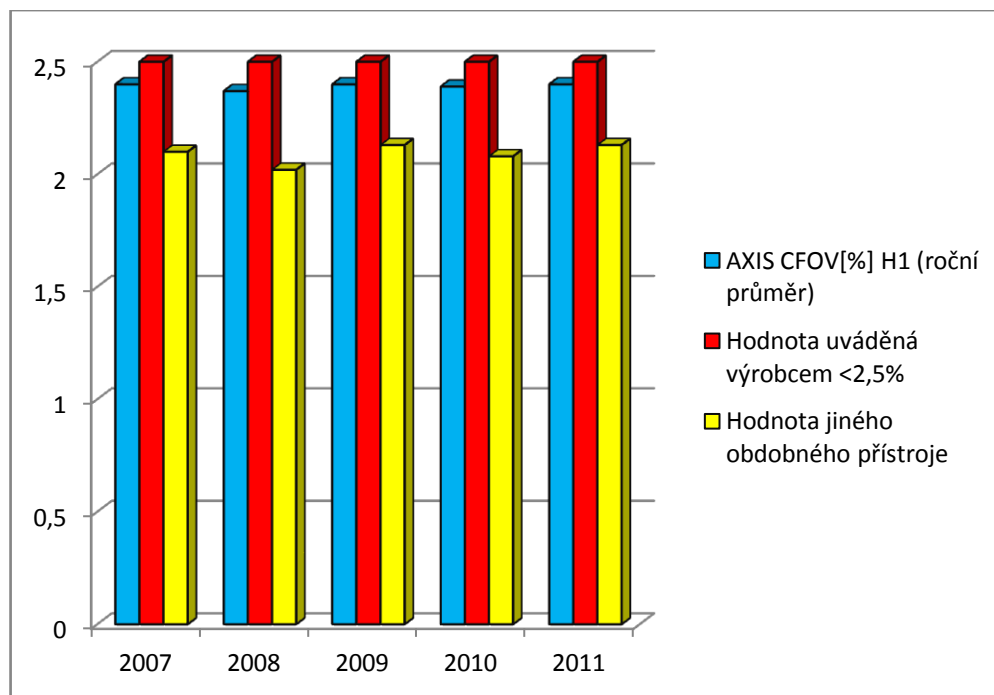
Porovnání jednotných změřených hodnot ve sledovaném období 2007-2011 a porovnání s hodnotami uváděnými výrobcem a hodnotami jiného obdobného přístroje

**Tabulka č. 8:** Hodnota integrální homogenity gama kamery AXIS CFOV detektoru H1 a porovnání s hodnotami uváděnými výrobcem a hodnotou obdobného přístroje

Porovnání změřených hodnot s hodnotami výrobce a hodnotami jiného obdobného přístroje					
ROK	2007	2008	2009	2010	2011
AXIS CFOV[%] H1 (roční průměr)	2,40	2,37	2,40	2,39	2,40
Hodnota uváděná výrobcem $\leq 2,5\%$	2,50	2,50	2,50	2,50	2,50
Hodnota jiného obdobného přístroje	2,10	2,02	2,13	2,08	2,13

Zdroj: autor práce

**Graf č. 13** k tabulce č. 8



Zdroj: autor práce

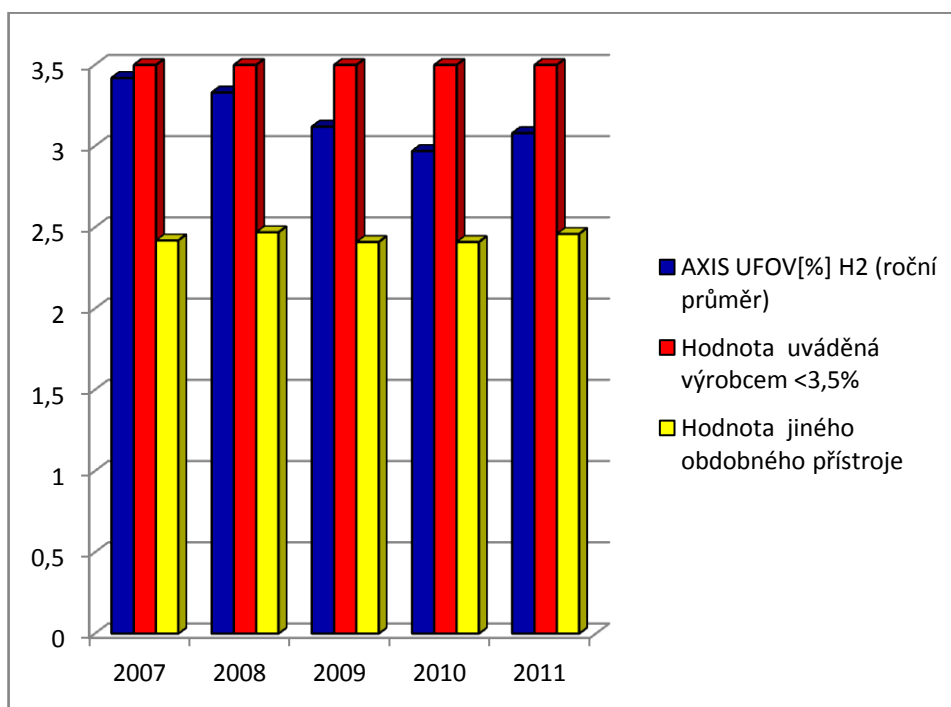
Porovnání jednotných změřených hodnot ve sledovaném období 2007-2011 a porovnání s hodnotami uváděnými výrobcem a hodnotami jiného obdobného přístroje

**Tabulka č. 9:** Hodnota integrální homogenity gama kamery AXIS UFOV detektoru H2 a porovnání s hodnotami uváděnými výrobcem a hodnotou obdobného přístroje

Porovnání změřených hodnot s hodnotami výrobce a hodnotami jiných obdobných přístrojů					
ROK	2007	2008	2009	2010	2011
AXIS UFOV[%] H2 (roční průměr)	3,42	3,33	3,12	2,97	3,08
Hodnota uváděná výrobcem $\leq 3,5\%$	3,50	3,50	3,50	3,50	3,50
Hodnota jiného obdobného přístroje	2,42	2,47	2,41	2,41	2,46

Zdroj: autor práce

**Graf č. 14** k tabulce č. 9



Zdroj: autor práce

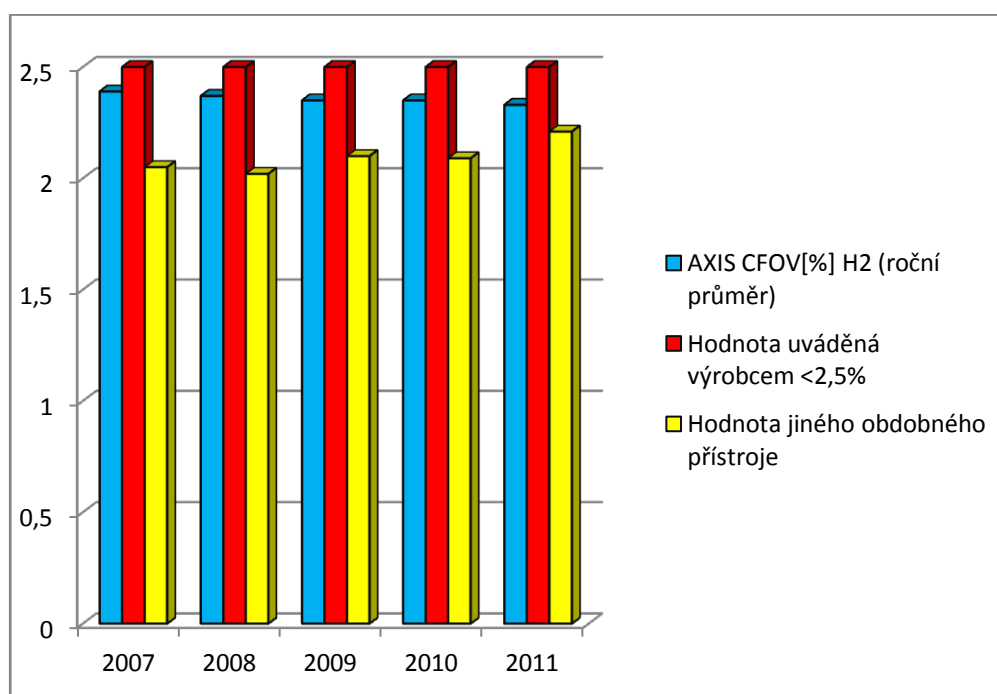
Porovnání jednotných změřených hodnot ve sledovaném období 2007-2011 a porovnání s hodnotami uváděnými výrobcem a hodnotami z jiného obdobného přístroje

**Tabulka č. 10:** Hodnota integrální homogenity gama kamery AXIS CFOV detektoru H2 a porovnání s hodnotami uváděnými výrobcem a hodnotou obdobného přístroje

Porovnání změřených hodnot s hodnotami výrobce a hodnotami jiných obdobných přístrojů					
ROK	2007	2008	2009	2010	2011
AXIS CFOV[%] H2 (roční průměr)	2,39	2,37	2,35	2,35	2,33
Hodnota uváděná výrobcem $\leq 2,5\%$	2,50	2,50	2,50	2,50	2,50
Hodnota jiného obdobného přístroje	2,05	2,02	2,10	2,09	2,21

*Zdroj: autor práce*

**Graf č. 15** k tabulce č. 10



*Zdroj: autor práce*



#### **4.1. Opatření v případě neshody výsledku s doporučenými hodnotami výrobce**

V případě neshody hodnot s hodnotami uváděnými výrobcem provedeme tato opatření a test je nutno zopakovat:

- před opakováním testu je nutno provést kontrolu bodového zdroje na úseku přípravy radiofarmak. Zde necháme přeměřit velikost aktivity pro případnou chybu velikosti množství připravené aktivity  $^{99m}\text{Tc}$  ve speciálním kontejneru. (kontrolu bodového zdroje je potřeba provést zvláště, jestliže měření den před tím bylo v pořádku, hodnota homogenity aktuálního testu nepřesahuje 4% a výsledná hodnota homogenity je zhoršená pro oba detektory);
- provedeme kontrolu správného umístění zdroje v kontejneru a ve vytyčeném místě na podlaze pod detektorem;
- test zopakujeme pro detektor, u něhož je neshoda v hodnotě změřené homogenity;
- vizuální kontrolou na displeji zkontrolujeme případný defekt, svědčící pro možný výpadek fotonásobiče nebo defekt na krystalu detektoru;
- v případě, že jsou výsledky zopakovaného testu ve shodě s hodnotami uváděnými výrobcem, výsledky zpracujeme, vytiskneme a společně s předchozími, které nebyly ve shodě, předáme k dalšímu hodnocení;
- v případě, že je hodnota homogenity v rozmezí 4% až 5%, informujeme lékaře a fyzika a řídíme se jejich pokyny pro další použití přístroje. Současně zajišťujeme ve shodě s provozním řádem kroky pro zajištění kalibrace přístroje, případně odstranění poruchy;
- v případě, že hodnota homogenity i při opakovaném testu překročí hodnotu 6%, je nutno přístroj odstavit, informovat vedoucího oddělení, fyzika a zajistit servisní zásah ve shodě s provozním řádem oddělení.

## 5. DISKUZE

V případě, že se rozhodneme pro rutinní sledování obrazových parametrů scintilační kamery pomocí homogenity zorného pole detektorů, můžeme postupovat třemi možnými postupy, jak již bylo uvedeno v mojí práci. Každý z nich má své výhody a nevýhody, ale v podstatě všechny poskytují obdobnou informaci. Volba závisí na vybavení pracoviště pomůckami a fantomy pro provádění testů, jakož i důrazu na minimalizaci dávky, kterou obdrží personál, který testy provádí.

Nejjednodušší testování pomocí plošného zdroje s radionuklidem  $^{57}\text{Co}$ , který je komerčně dostupný, jsme neprováděli zejména pro jeho vysokou pořizovací hodnotu a relativně krátkou dobu použití s ohledem na poločas rozpadu použitého radionuklidu.

V počátečním období po dodávce scintilační kamery AXIS jsme prováděli testování dodaným plnitelným plošným zdrojem. Jeho nesporné výhody, kdy je možno přístroj testovat s kolimátorem při použití různých radionuklidů, však nemohly vyvážit jeho nevýhody při rutinním použití. Známa je nutnost pečlivého míchání kapalného radioaktivního obsahu tak, aby zářič neulpěl na stěnách, a nevytvářel tak artefakty s nežádoucí zvýšenou aktivitou, která by se negativně projevila ve výsledku kalibrace či testování. Navíc manipulace s velkým objemem otevřeného zářiče s aktivitou 370MBq pro běžně používané kolimátory zvyšují riziko ozáření personálu při míchání a riziko kontaminace i při velmi pečlivé manipulaci při plnění plošného zdroje. Pro řádné rozmíchání a homogenizaci roztoku jsou na trhu dostupné míchací automaty. Jejich vysoká cena však smazává výhody využití této metody.

Porovnáním našich zkušeností s plnitelným plošným fantomem, informacemi v literatuře a zkušeností z jiných pracovišť nukleární medicíny jsme později přehodnotili naše postupy v rutinním testování obrazových parametrů scintilační kamery AXIS. Pro rutinní testy obrazové homogenity jsme zvolili metodu kontroly vnitřní homogenity s využitím bodového zdroje  $^{99\text{m}}\text{Tc}$ , který je při klinických vyšetřeních nejčastěji používán. Jeho aktivita je zhruba 50x nižší, než při použití plnitelného plošného zdroje. Z hlediska radiační ochrany pracovníků oddělení je tedy při uvedené metodě ve srovnání s plošným zdrojem možno aplikovat všechny základní principy, kterými jsou čas, vzdálenost a stínění. Manipulace s testovacím zářičem je ve srovnání s předchozími

metodami jednoduchá a čas potřebný na přípravu zdroje záření je minimální. Odpadá složitá procedura míchání radioaktivního roztoku v plnitelném fantomu, při které lze dodržet podmínku radiační ochrany pro co největší vzdálenost a stínění zdroje jen velmi obtížně. Z technického hlediska pak k výhodám uvedené metody patří mj. možnost zaznamenat výpadek okrajového fotonásobiče. Při detekci s kolimátorem tento výpadek zaznamenat nemusíme, protože jsou okrajové oblasti detektoru kolimátorem odstíněny. Velkou výhodou bodového zdroje  $^{99m}\text{Tc}$  je jeho minimální cena a každodenní dostupnost na oddělení. Nevýhodou při práci s bodovým zdrojem  $^{99m}\text{Tc}$  je nutnost provádět test s detektory bez kolimátorů. Při této operaci je tedy nutno postupovat přísně podle postupů, které uvádí výrobce, aby nemohlo dojít neopatrnou manipulací k poškození krystalu detektorů. Částečnou nevýhodou této metody je časová náročnost spojená právě s odstraněním a nasazením kolimátorů. Je to však nevýhoda relativně zanedbatelná, protože před prvním vyšetřením daného dne může být z provozních důvodů výměna kolimátorů nutná, a k žádné časové ztrátě tedy nedojde. Při dlouhodobém využívání metody s použitím bodového zdroje nedošlo k žádné nežádoucí události nebo komplikacím při manipulaci s přístrojem v rutinním provozu oddělení. Naopak se jednoznačně prokázala jednoduchost metody, reprodukovatelnost výsledků a minimální náklady na pořízení potřebných pomůcek a fantomů.

Rutinní měření vnitřní homogenity v období 2007-2011 prokázalo dobrou shodu s hodnotami, které uvádí výrobce a navíc demonstruje dobrou dlouhodobou stabilitu parametrů scintilační kamery AXIS. Uvedená metodika je v současnosti rutinním postupem pro denní kontrolu systému a jeho připravenosti pro klinický provoz.

## 6. ZÁVĚR

Má práce svým zaměřením spadá mezi obdobné studie zabývající se kontrolou, nastavením a přípravou zobrazovací diagnostické techniky ve zdravotnictví, a konkrétně pak v rutinním provozu nukleární medicíny. Společným cílem je příprava přístroje pro co nejpřesnější a z technického hlediska reprodukovatelné vyšetření pacientů. Specifikum práce však spatřuji jednak v konkrétním typu testovaného přístroje, kterým je scintilační kamera AXIS s krystalem o síle 3/4" a možností detekce pozitronových zářičů. Za druhé pak ve zpracování souboru měřených dat neměnou metodou v rozsáhlém časovém intervalu 5 let. Její význam mimo jiné vidím v několika následujících oblastech, které jsou uvedeny v následujícím textu.

Důležitost přesného dodržování standardních postupů při přípravě pomůcek a testovacího zdroje s radionuklidem  $^{99m}\text{Tc}$ , přípravy testovaného přístroje a v neposlední řadě pak přesné provedení vlastního měření. Rezervy v přesnosti provedení mohou vysvětlovat větší rozptyl ročních výsledků v počátku hodnoceného období. Tuto zkušenost vidím jako velmi důležitou a mohu ji sdělit a zdůraznit ostatním kolegům, kteří se na procesu testování přístroje podílejí.

Rutinní denní testování hodnoty vnitřní homogenity přístroje prokázalo citlivost tohoto parametru na dobrý technický stav scintilační kamery a její nastavení. V celém období jejího testování tak nebyl systém předán pro klinické vyšetření v nevyhovujícím technickém stavu. Rovněž se prokázalo, že sledování hodnoty vnitřní homogenity a jejího trendu je dobrým indikátorem potřeby kalibrace či servisního zásahu na scintilační kameře AXIS. To je patrné v přehledu měření.

Ověření shody a stability vnitřní homogenity udávané výrobcem s výsledky měření za posledních pět let desetiletého využívání scintigrafické kamery AXIS. Hodnoty vnitřní integrální homogenity CFOV odpovídají specifikacím stanovených výrobcem. Pro porovnání jsou rovněž ve zmíněných tabulkách uvedeny hodnoty jiného systému AXIS, který však má tloušťku krystalu pouze 3/8" oproti testovanému systému s tloušťkou krystalu 3/4". Naměřené hodnoty nejdůležitějšího parametru a to vnitřní integrální homogenity UFOV ve sledovaném pětiletém období a jejich porovnání s hodnotami, které uvádí výrobce, jsou v dobré shodě.

Na základě všech výše uvedených skutečností, měření a hodnocení lze konstatovat, že výběr metody použití bodového zdroje pro rutinní testování vnitřní homogenity detektorů systému scintilační kamery AXIS lze považovat za vhodný a ověřený postup pro kontrolu parametrů přístroje, ověření jeho dlouhodobé stability a každodenní přípravu systému pro následné klinické použití.

## 7. SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ

1. ELLIOT, A. T. Quality Assurance. In.: *Praktical Nuclear Medicine* (Ed. by P. F. Scharp et al.). Oxford: Oxford University Press, 1998. ISBN 0-19-262842-9.
2. FIALA, P. – PTÁČEK, J. - KORANDA, I. – PŘIDAL, I. *Kontrola kvality scintilační kamery SPECT*. *Praktická radiologie* 1, 2008. s. 11 - 17. ISSN 1211-5053.
3. 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.
4. HUŠÁK, V. - KLEINBAUER, K. - ERBAN, J. – MYSLIVEČEK, M. *Přejímací a rutinní testování dvouhlavé scintilační kamery SPECT*. *Česká Radiologie* 50, 1996, č. 4, s. 277 – 282.
5. HUŠÁK, V. - ERBAN, J. - KLEINBAUER, K. *Doporučení - Systém zabezpečení jakosti na pracovištích nukleární medicíny - přístrojová technika*. Praha: Nakladatelství Nuklid v Ústavu jaderných informací Zbraslav a.s., 1999. ISBN 80-7073-077-3.
6. HRAZDIRA, I. - MORNSTEIN, V. *Lékařská biofyzika a přístrojová technika*. Dotisk 2004. Brno: Neptun, 2001. ISBN 80-902896-1-4.
7. KUPKA, K. - KUBINYI, J. - ŠÁMAL, M. a kol. *Nukleární medicína*. 1. vyd. Příbram: nakladatelství P3K, 2007. ISBN 978-80-903584-9-2.
8. MARCONI MEDICAL SYSTEMS- Přehled systému AXIS 960712. B 1999
9. MARCONI MEDICAL SYSTEMS – AXIS/IRIX testy zajištění kvality a výkonu 1999

10. MARCONI MEDICAL SYSTEMS - Hardware AXIS 960721 C 1999
11. THE JOURNAL OF NUCLEAR MEDICINE • Vol. 44 • No. 11 • November 2003 26N
12. THE JOURNAL OF NUCLEAR MEDICINE • Vol. 49 • No. 7 • July 2008 1120
13. Vyhláška SÚJB č. 307/2002 Sb., o radiační ochraně, ve znění vyhlášky č. 499/2005 Sb.

#### **Internetové odkazy**

14. ULLMANN, Vojtěch. *Radioisotopová scintigrafie* [online]. [cit. 2011-12-20].  
Dostupné z: <<http://astronuklfyzika.cz/Scintigrafie.htm>>
15. ULLMANN, Vojtěch. *Fantomy a fantomová měření v nukleární medicíně* [online]. [cit. 2011-11-25]. Dostupné z: <<http://astronuklfyzika.cz/Fantomy.htm>>
16. Univerzita Palackého: *Parametry scintilačních kamer* [online]. [cit. 2012-01-20].  
Dostupné z: <<http://www.lf.upol.cz/menu/struktura-117kliniky/klinika-nuklearni-mediciny/pedagogicka-cinnost/fyzikalni-zaklady-zobrazovani-v-nuklearni-medicine-a-radiacni-ochrana/scintilacni-kamera-planarni-a-spect/parametry-scintilacnich-kamer/#c8250>>
17. Univerzita Palackého: *Scintilační kamera - základní konstrukce* [online]. [cit. 2012-01-20] Dostupné z: <<http://www.lf.upol.cz/menu/struktura-lf/kliniky/klinika-nuklearni-mediciny/pedagogicka-cinnost/fyzikalni-zaklady-zobrazovani-v-nuklearni-medicine-a-radiacni-ochrana/scintilacni-kamera-planarni-a-spect/scintilacni-kamera-zakladni-konstrukce/>>
18. Univerzita Palackého: *Scintilační kamera - planární a SPEC* [online]. [cit. 2012-02-06] Dostupné z: <[www.lf.upol.cz/menu/struktura-lf/kliniky/klinika-nuklearni-mediciny/pedagogicka-cinnost/fyzikalni-zaklady-zobrazovani-v-nuklearni-medicine-a-radiacni-ochrana/scintilacni-kamera-planarni-a-spect/](http://www.lf.upol.cz/menu/struktura-lf/kliniky/klinika-nuklearni-mediciny/pedagogicka-cinnost/fyzikalni-zaklady-zobrazovani-v-nuklearni-medicine-a-radiacni-ochrana/scintilacni-kamera-planarni-a-spect/)>

## **8. KLÍČOVÁ SLOVA**

AXIS

Bodový zdroj

Denní test

Doporučení SÚJB

Homogenita

Kvalita

Nukleární medicína

Scintilační kamera



## **9. PŘÍLOHY**

Příloha A: Potvrzení o úředním překladu abstraktu

Příloha B: Souhlas firmy Philips s použitím interních materiálů ke gama kameře AXIS

Příloha C: Seznam obrázků

Příloha D: Seznam tabulek

Příloha E: Seznam grafů

**Příloha A: Potvrzení o úředním překladu abstraktu**

**INTERPRETER and TRANSLATOR CLAUSE**

As an interpreter and translator of the English language duly appointed by the decision of the Regional Court in Prague on 8th June 1994, file number 4043/94, I hereby certify that this is a verbatim translation of the enclosed document.

In the translation I have made no corrections.

The translation is registered under number *451/4* ..... in my log. The payment is charged in accordance with the Acts No. 36/67 and 37/67 Coll. No additional expenses have been charged.

Given in Příbram, on *9. 3. 2012* .....



A handwritten signature in blue ink, appearing to read "Guzel" with a flourish.

Ing. Pakostová Guzel

**Příloha B: Souhlas firmy Philips s použitím interních materiálů ke gama kameře AXIS**



**OBLASTNÍ NEMOCNICE  
PŘÍBRAM, a. s.**

ODDĚLENÍ NUKLEÁRNÍ MEDICÍNY

---

Fax: 233099401  
Philips ČR s.r.o.  
divize Lékařské systémy  
Šafránkova 1  
15500 Praha 5

Příbram 8.3.2012

Věc: Žádost

Žádám firmu Philips ČR s.r.o. divize Lékařské systémy o souhlas s použitím interních materiálů.  
Jedná se o manuály ke kontrole systému gama kamery AXIS dodaných při instalaci gama kamery v roce 2001.  
Výňatky a části textu bych chtěl použít ve své bakalářské práci zabývající se kontrolou systému gama kamery AXIS.

Děkuji za vyjádření  
Hefka Pavel  
vedoucí RTG laborant.

Philips Česká republika s.r.o.  
Philips Healthcare  
Šafránkova 1238/1  
155 00 Praha 5

## Příloha C: Seznam obrázků

<b>SEZNAM OBRÁZKŮ</b>	<b>Strana:</b>
Obrázek č. 1: Hal Hal Anger v roce 1965 s celotělovým scintilačním skenerem v laboratoři v Doneru. Malé otvory v popředí jsou částí kolimátoru	11
Obrázek č. 2: Druhy zkoušek přístrojů v nukleární medicíně v rámci programu zabezpečení jakosti	13
Obrázek č. 3: Třídění provozních zkoušek planárních scintilačních kamer (kamer SPECT v planárním režimu)	17
Obrázek č. 4: Bar fantomy	18
Obrázek č. 5: Graf a vzorec výpočtu energetického rozlišení	19
Obrázek č. 6: Testování a kalibrace vnitřní homogenity zorného pole scintilační kamery bez kolimátoru pomocí bodového zdroje umístěného v dostatečně velké vzdálenosti jednohlavá kamera	23
Obrázek č. 7: Měření homogenity s plošným zdrojem jednohlavá kamera	23
Obrázek č. 8: Typické obrazy s plošným nebo bodovým zdrojem	24
Obrázek č. 9,10: Typické obrazy s plošným nebo bodovým zdrojem, poškození krystalu detektoru	24
Obrázek č. 11: Gama kamera AXIS Oblastní nemocnice Příbram a.s	25
Obrázek č. 12: Poloautomatická procedura sejmutí kolimátorů z detektorů	32
Obrázek č. 13: Nastavení detektoru do šikmé a vodorovné polohy pro provedení testu	33
Obrázek č. 14,15,16,17: Speciální plastový kontejner, olověný kontejner, vytyčené místo pro kontejner a správné umístění na podlaze pod detektorem	34
Obrázek č. 18,19: Zadávací konzole počítače ,ukázka vyhodnocení testu	35

**Příloha D: Seznam tabulek**

**SEZNAM TABULEK**

**Strana:**

Tabulka č. 1: Výsledky denních testů vnitřní homogenity s grafickou interpretací	39
Tabulka č. 2: Průměrné měsíční hodnoty vnitřní integrální homogenity za rok 2007 pro UFOV a CFOV společně s grafickou interpretací pro sledování trendu změny parametru	40
Tabulka č. 3: Průměrné měsíční hodnoty vnitřní integrální homogenity za rok 2007 pro UFOV a CFOV společně s grafickou interpretací pro sledování trendu změny parametru	41
Tabulka č. 4: Průměrné měsíční hodnoty vnitřní integrální homogenity za rok 2007 pro UFOV a CFOV společně s grafickou interpretací pro sledování trendu změny parametru	42
Tabulka č. 5: Průměrné měsíční hodnoty vnitřní integrální homogenity za rok 2007 pro UFOV a CFOV společně s grafickou interpretací pro sledování trendu změny parametru	43
Tabulka č. 6: Průměrné měsíční hodnoty vnitřní integrální homogenity za rok 2007 pro UFOV a CFOV společně s grafickou interpretací pro sledování trendu změny parametru.	44
Tabulka č. 7: Hodnota integrální homogenity gama kamery AXIS UFOV detektoru H1 a porovnání s hodnotami uváděnými výrobcem a hodnotou obdobného přístroje	45
Tabulka č. 8: Hodnota integrální homogenity gama kamery AXIS UFOV detektoru H1 a porovnání s hodnotami uváděnými výrobcem a hodnotou obdobného přístroje	46
Tabulka č. 9: Hodnota integrální homogenity gama kamery AXIS UFOV detektoru H1 a porovnání s hodnotami uváděnými výrobcem a hodnotou obdobného přístroje	47
Tabulka č. 10: Hodnota integrální homogenity gama kamery AXIS UFOV detektoru H1 a porovnání s hodnotami uváděnými výrobcem a hodnotou obdobného přístroje	48

## **Příloha E: Seznam grafů**

### **SEZNAM GRAFŮ**

### **Strana:**

Graf č. 1 k tabulce č. 1	39
Graf č. 2 k tabulce č. 2	40
Graf č. 3 k tabulce č. 2	40
Graf č. 4 k tabulce č. 3	41
Graf č. 5 k tabulce č. 3	41
Graf č. 6 k tabulce č. 4	42
Graf č. 7 k tabulce č. 4	42
Graf č. 8 k tabulce č. 5	43
Graf č. 9 k tabulce č. 5	43
Graf č. 10 k tabulce č. 6	44
Graf č. 11 k tabulce č. 6	44
Graf č. 12 k tabulce č. 7	45
Graf č. 13 k tabulce č. 8	46
Graf č. 14 k tabulce č. 9	47
Graf č. 15 k tabulce č. 10	48