

Univerzita Karlova v Praze

1. lékařská fakulta

Studijní program: Specializace ve zdravotnictví

Studijní obor: Zdravotnická technika



Petr Sák

Stabilita homogenity kamery Infinia dle Specifikace N.E.M.A.
Stability of the Homogeneity of the Infinia Kamera According to N.E.M.A.
Specifications

Bakalářská práce

Vedoucí závěrečné práce: Ing. Jindřich Pěnička

Praha

Prohlášení:

Prohlašuji, že jsem závěrečnou práci zpracoval samostatně a že jsem uvedl všechny použité informační zdroje. Současně dávám svolení k tomu, aby tato závěrečná práce byla archivována v Ústavu vědeckých informací 1. lékařské fakulty Univerzity Karlovy v Praze a zde užívána ke studijním účelům. Za předpokladu, že každý, kdo tuto práci použije pro svou přednáškovou nebo publikační aktivitu, se zavazuje, že bude tento zdroj informací řádně citovat.

Souhlasím se zpřístupněním elektronické verze mé práce v Digitálním repozitáři Univerzity Karlovy v Praze (<http://repozitar.cuni.cz>). Práce je zpřístupněna pouze v rámci Univerzity Karlovy v Praze

Souhlasím – ~~Nesouhlasím~~¹

V Praze, 18.05.2010

Petr Sák

Podpis

¹ **Nehodící se škrtněte**

Poděkování:

Tímto bych chtěl velmi poděkovat Ing. Jindřichu Pěničkovi za odborné vedení diplomové práce, cenné rady, věnovaný čas a trpělivý přístup.

Identifikační záznam:

SÁK, Petr. *Stabilita homogenity kamery Infinia dle Specifikace N.E.M.A. [Stability of the Homogeneity of the Infinia Kamera According to N.E.M.A. Specifications]*. Praha, 2010. 44 s., 12 příl. Bakalářská práce (Bc.). Univerzita Karlova v Praze, 1. lékařská fakulta, Oddělení nukleární medicíny v Českých Budějovicích. Vedoucí práce Pěnička, Jindřich

Abstrakt:

Nukleární medicína je moderní vědní disciplína, která využívá přístrojové techniky jako základního vyšetřovacího a diagnostického nástroje. Jejich konstrukční komplikovanost a složitost ovládání těchto přístrojů může zapříčinit jejich poškození a vyřazení přístrojů z provozu.

Provozní testy se provádějí u mnoha parametrů scintilační kamery z důvodů snížení jejich poruchovosti. V České republice se testy provádí pomocí Doporučení: Systém zabezpečení jakosti na pracovištích nukleární medicíny. Každý z testů má doporučenou frekvenci provádění testů.

V práci popisují testování planární integrální homogenity dle N.E.M.A. parametrů. Toto měření se má provádět přibližně jednou za dva měsíce, ale podle výsledků je zřejmé, že častější kontrola zajistí dřívější odhalení začínající nehomogenity obrazu. Tento test se provádí dvěma možnými způsoby. První je pomocí použití bodového zdroje a druhý je pomocí plošného zdroje. Každý z těchto způsobů má své výhody a nevýhody.

Testování probíhalo na scintilační kameře InfiniaTM HawkeyeTM. Sledovali jsme, zda se potvrdí podezření na nehomogenitu obrazu kamery. Tato domněnka byla potvrzena pomocí prováděných testů. Na konci měření, které jsme prováděli došlo k opravě kamery a její opětovné bezchybné funkčnosti.

Klíčová slova: Infinia, homogenita, scintilační kamera, N.E.M.A. kontroly, kolimátory, dlouhodobý test

Abstrakt:

Nuclear medicine is a modern scientific discipline that uses the instrumentation technics such as basic investigative and diagnostic tools. Their constructive complexity and control complexity of these devices can cause their damage and disable of equipment from operation.

Operational tests are examining on many parameters scintillation camera for reasons of reducing the failure rate. In the Czech Republic carried out tests using Recommendation: Quality assurance for nuclear medicine departments, by the Czech State Office for Nuclear Safety. Each test has a recommended frequency of testing.

This work describes the testing of planar integral homogeneity by N.E.M.A. parameters. This measurement is carried out approximately every two months, but the results showed that more frequent monitoring will ensure early detection of beginning inhomogeneity of the image. This test is performed in two different ways. The first is by using a point source and the other is using flood source. Each of these methods has its advantages and disadvantages.

Testing proceeded on a scintillation camera Infinia™ Hawkeye™. We followed, to confirm whether the suspected nonhomogeneity camera image. This assumption was confirmed by measurement tests. At the end of measurement that we performed was camera repaired and its functioning was again flawless.

Keywords: Infinia, Homogeneity, Scintillation Kamera, N.E.M.A. Controls, Collimators, Long Time Test

Obsah:

Úvod	3
1. Současný stav	4
1.1 Nukleární medicína	4
1.2 Historický vývoj.....	4
1.3 Princip scintilační kamery	5
1.3.1 Kolimátor.....	5
1.3.2 Scintilační krystal	7
1.3.3 Fotonásobič	8
1.3.4 Amplitudový analyzátor	8
1.4 Zabezpečení jakosti techniky v nukleární medicíně	9
1.4.1 Předávací zkoušky	10
1.4.2 Provozní zkoušky	11
1.5 Parametry scintilačních kamer	12
1.5.1 Prostorová rozlišovací schopnost	12
1.5.2 Citlivost	13
1.5.3 Energetické rozlišení	13
1.5.4 Časové rozlišení	13
1.5.5 Střed rotace C.O.R. (Center of Rotation)	14
1.5.6 Homogenita zorného pole	14
1.6 Scintilační kamera <i>InfiniaTM HawkeyeTM</i> – popis systému	17
2. Cíl práce a hypotézy	23
2.1 Cíl práce	23
2.2 Hypotézy	23
3. Metodika	24
3.1 Měření homogenity zorného pole (dle N.E.M.A.) u scintilační kamery <i>Infinia</i>	24
3.1.1 Měření bodovým zdrojem	24
3.1.1.1 Měření pozadí	25
3.1.1.2 Měření homogenity zorného pole (denní test)	27
3.1.1.3 Měření homogenity zorného pole (dlouhodobý test)	29

3.1.2 Měření plošným zdrojem	33
4. Výsledky	35
4.1 Výsledky testování	35
5. Diskuze	38
6. Závěr	42
7. Seznam použité literatury	43
8. Přílohy	44

Úvod

Pro dané téma bakalářské práce jsem se rozhodl proto, že se na pracovišti v Českých Budějovicích se naskytla jedinečná příležitost, kdy se projevil na výsledném obraze detektoru při testování homogenity zorného pole artefakt. Tento artefakt byl pozorovatelný pouhým okem, ale pomocí jednoduchých zkoušek detektoru nebyly zaznamenány žádné odchylky od předepsaných norem.

Práce popisuje jednotlivé postupy pro měření jednoho ze základních parametrů - homogenity zorného pole. Díky neprojevení odchylek v testování kamery Infinia, které se provádí denně, bylo nutné testovat scintilační kameru pomocí dlouhodobých zkoušek a jejich porovnání s udávanými výsledky od výrobce.

V dnešní době se velmi rychle vyvíjí přístrojová a diagnostická zařízení v medicíně. Kontroly jejich správné funkčnosti a nastavení je vzhledem k jejich stoupající technologické náročnosti v dnešní době nutností.

1. Současný stav

1.1 Nukleární medicína

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 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 (1).

1.2 Historický vývoj

Technika, která by byla schopná zobrazit distribuci radioaktivních látek začala být vyvíjena brzo po objevení radioaktivity v roce 1886 (H. Becquerel). První úspěšnější pokusy o zobrazování distribuce radioaktivních látek – zářičů gama – využívaly málo účinné detektory (Moore 1948). Rozvoj dokonalejších a citlivějších metod byl umožněn až po zavedení scintilačních detektorů (Hofstader 1948). První přístroj vytvořený Cassenem a spol. (1951) byl nazván pohybovým scintigrafem; mapa distribuce radioaktivní látky se vytvářela při meandrovitém pohybu scintilačního detektoru opatřeného jednootvorovým kolimátorem a spojeného se záznamovým zařízením. Zpočátku šlo o čárkový záznam na papír později záznam na fotografický papír (2).

Průlom do éry 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 souborem 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 technéciového ($^{99}\text{Mo} - ^{99\text{m}}\text{Tc}$) se snadnou možností získat $^{99\text{m}}\text{Tc}$, které má výhodnou energii záření gama 140keV z hlediska detekce záření pomocí uvedených přístrojů (2).

V 80-tých letech minulého století se následně objevují první tomografické přístroje využívající jednofotonové (SPECT – Single Position Emission Computetized Tomography) či pozitronové (PET – Pozitron Emission tomography) emisní tomografie. V dnešní době se rozmáhá používání hybridních SPECT/CT a PET/CT přístrojů, které umožňují přesnou fúzi anatomického CT obrazu a funkčního nukleárně medicínského vyšetření (2).

Počítačová tomografie (CT) je diagnostická metoda na měření úzkého svazku rentgenového záření prošlého tělem pacienta různým směrem (12).

1.3 Princip scintilační kamery

Přenos informace o distribuci radiofarmaka v těle pacienta probíhá v řetězci počínajícím registrací fotonů záření gama scintilační kamerou a končící obrazem distribuce radiofarmaka na displeji počítače. Jedná se o zařízení složité jak svým principem tak technickou konstrukcí. Základ kamery tvoří tři části kolimátor, scintilační kamera, fotonásobič a amplitudový analyzátor (4).

1.3.1 Kolimátor

Primárním „optickým členem“ scintilační kamery, kterým jako prvním prochází záření gama, je kolimátor. Jeho úkolem je provést co nejdokonalejší projekci distribuce radioaktivity ve vyšetřovaném objektu pomocí záření gama do roviny velkoplošného scintilačního krystalu. Na vlastnostech kolimátoru proto do značné míry závisí konečná kvalita scintigrafického obrazu. Obecně je kolimátor clona ze stínícího materiálu (většinou olova, někdy wolframu), vymezující směr fotonů dopadajících na scintilační krystal a též zorné pole kamery. Nejčastěji je to deska s větším počtem hustě a rovnoměrně rozmístěných otvorů určitého tvaru, velikosti a směru. Bez zeslabení procházejí kolimátorem (a na krystal dopadají) pouze fotony letící ve směru osy otvorů kolimátorů. Ostatní fotony jiných směrů jsou absorbovány v olovených přepážkách (septech) mezi otvory, na krystal nedopadají a nejsou detekovány (3).

Kolimátory u scintilačních kamer jsou výměnné – existuje několik typů kolimátorů s jednoznačně definovanými vlastnostmi, podle kterých se řídí jejich použití.

Kolimátory se rozlišují podle počtu, velikosti a konfigurace otvorů, podle energie záření gama pro niž jsou optimalizovány, podle rozlišovací schopnosti a citlivosti. (účinnosti detekce). Uvedeme si zde stručný přehled základních kolimátorů (Příloha 1). Nejprve se budeme zabývat kolimátory s paralelními otvory, které jsou zdaleka nejpoužívanějším typem – zde obraz vytvářený v detektoru má stejnou velikost jako zobrazovaný objekt, nezávisle na vzdálenosti objektu od kolimátoru. Tím nejzákladnějším kritériem, podle něhož se kolimátory rozdělují, je energie záření gama použitá pro scintigrafické zobrazení (3).

- Kolimátory pro vysoké energie – musejí mít robustní konstrukci s dostatečně tlustými přepážkami. Používané pro ^{131}I 364 KeV, ^{18}F 511 KeV
- Kolimátory pro střední energie – nejčastěji používané pro ^{67}Ga , 93 KeV, mají rovněž robustní konstrukci
- Kolimátory pro nízké energie – nejčastěji používané pro 140keV $^{99\text{m}}\text{Tc}$, jsou poměrně subtilní konstrukce s velkým počtem otvorů s tenkými přepážkami.

Dalším kritériem rozdělení kolimátorů je jejich požadované rozlišení a citlivost.

- Kolimátory s vysokou účinností – mají krátké a poněkud větší otvory, aby jimi procházelo co nejvíce záření gama. Za zvýšenou účinnost detekce záření se však “platí” poněkud zhoršenou rozlišovací schopností. Tyto kolimátory se nepoužívají často.
- Kolimátory s vysokým rozlišením – mají delší a drobnější otvory s tenkými přepážkami. Vyšší rozlišení vede k poněkud menší účinnosti. Tento typ se v dnešní době považuje za neoptimálnější.
- Kolimátory s ultra vysokým rozlišením – mají dlouhé a velmi drobné otvory, při dostatečně tenkých přepážkách, což zaručuje velmi vysokou rozlišovací schopnost, která se velmi pomaleji zhoršuje se vzdáleností od kolimátoru. Dosahujete toho však za cenu výrazně snížené citlivosti.

Kromě kolimátorů s paralelními otvory se používají i kolimátory s jinak geometricky uspořádanými otvory.

- Pin Hole – Poskytuje převrácený a zvětšený obraz. Velikost obrazu velmi silně závisí na vzdálenosti zobrazovaného objektu od otvoru kolimátoru. Pokud je vzdálenost zobrazovaného předmětu od otvoru menší než vzdálenost otvoru od krystalu kamery, poskytuje Pinhole zvětšení zobrazení (čehož se využívalo u zobrazení štítné žlázy)
- Kolimátory konvergentní a divergentní se sbíhajícími nebo rozbíhajícími se otvory směřujícími do určitého bodu (ohniska) – poskytují zvětšení nebo zmenšení obrazu promítaného na scintilační krystal kamery. Nevýhodou těchto kolimátorů je závislost měřítka zobrazení na vzdálenosti od čela kolimátoru.
- Kolimátory Fan Beam – jsou konvergentní jen v transverzálním směru, zatímco v axiálním směru jsou otvory paralelní. Jejich výhodou je, že mají relativně vysokou citlivost a zároveň i dobré rozlišení i ve větších vzdálenostech (3).

1.3.2 Scintilační krystal

Detektory scintilačních kamer určených pro planární a SPECT zobrazování jsou vyráběny ze scintilačního materiálu NaI(Tl) – jodid sodný aktivovaný thaliem (Příloha 2). Tyto scintilační krystaly se řadí do skupiny anorganických scintilátorů aktivovaných příměsí, které vykazují scintilace za běžných pokojových teplot. Ze skupiny známých anorganických příměsí aktivovaných scintilátorů dosahuje právě jodid sodný aktivovaný thaliem NaI(Tl) nejlepší energetické rozlišovací schopnosti. Jeho velkou předností je i to, že je relativně docela levný a je možné používat krystaly o průměrech řádově desítky centimetrů. To umožňuje konstruovat moderní kamery se scintilačními krystaly s průměrem až 60cm. Nevýhodou tohoto typu scintilačního materiálu je hygroskopičnost. Krystaly musí být hermeticky uzavřeny, neboť vzdušná vlhkost způsobuje rozpouštění materiálu (obdobně jako působí na kuchyňskou sůl) a vznik barevných center – oboje zhoršuje dobré detekční vlastnosti krystalu a vede k jeho

nenávratnému poškození. Scintilační krystaly jsou náchylné také na náhlé změny teplot, které také vedou k nevratnému poškození (4).

1.3.3 Fotonásobič

Nejčastějším detektorem scintilací bývá fotonásobič. Jde o vakuovou součástku, která obsahuje fotokatody, několik dynod a anodu (Příloha č. 3). Fotokatoda je citlivou částí fotonásobiče převádějící dopadající scintilační fotony na elektrony. Je tvořena tenkou kovovou vrstvičkou napařenou na vstupním okénku fotonásobiče (pro tyto účely se používají kovy s nízkou vstupní prací elektronů). Po uvolnění elektronu z fotokatody je tento elektron urychlován napětím mezi fotokatodou a první dynodou. Povrch dynody bývá potažen stejným kovem jako fotokatoda. Po dopadu na dynodu uvolňuje elektron několik elektronů. Mezi jednotlivými dynodami, kterých bývá více než 10, se postupně zvyšuje napětí. Urychlený elektron vyráží po dopadu na dynodu několik dalších elektronů, ty jsou urychleny přiloženým napětím a po dopadu na další dynodu varáží opět další elektrony. Proces je ukončen sebráním všech elektronů na anodě, kde vzniká elektricky měřitelný impuls (4).

Na každé dynodě vzniká z jednoho dopadnutého elektronu přibližně 15 elektronů. Celkové zesílení dynodového systému je až $5 \cdot 10^6$. Násobný faktor pro jednotlivé elektrony z katody na anodu a jeho homogenita závisí na rozložení napětí na jednotlivých dynodách, tvaru dynod a jejich vzájemném uspořádání (5).

1.3.4 Amplitudový analyzátor

Amplitudový analyzátor je důležitou součástí detekčního řetězce každé scintilační kamery. Signál Z nesoucí informaci o energii dopadajícího fotonového záření je veden přes amplitudový analyzátor. Uživatel má možnost nastavit horní a dolní hladinu okénka analyzátoru. K dalšímu zpracování je propuštěn pouze takový impuls, který je vyvolán fotonem o energii větší než dolní a menší než horní diskriminační hladina. Při scintigrafických vyšetřeních in vivo pomocí scintilačních kamer se používají poměrně úzká energetická okna (kolem 15 %), která "odsekávají" fotopík. Z tohoto důvodu je nutné provádět pravidelnou kontrolu a kalibraci amplitudových

analyzátorů, aby nedošlo k zhoršení kvality vyšetření - nukleárně medicínských obrazů v důsledku posunu zvolené části scintilačního spektra mimo okénko analyzátoru nebo v důsledku jiného vlivu (4).

1.4 Zabezpečení jakosti techniky v nukleární medicíně

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 (6).

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

- kontroly musí být prováděné s vhodnou frekvencí; některé kontroly je nutno provádět denně jiné v delších časových intervalech.
- kontroly musí být prováděné s dostatečnou přesností a reprodukovatelností.
- výsledky kontrol, které byly provedeny musí být pečlivě dokumentovány a dále uchovávány.
- součástí kontrol musí být i rozhodování jak postupovat v případě, že výsledky nejsou uspokojivé (7).

Základním legislativním rámcem pro práci s ionizujícím zářením je v současné době tzv. "Atomový zákon" (zákon č.18/1997 o mírovém využívání jaderné energie a ionizujícího záření) a související normy a předpisy. Je to především vyhláška SÚJB č.307/2002 a v jejím pozdějším znění vyhlášky č.499/2005, dále vyhlášky SÚJB č.146/1997 a SÚJB č.214/1997. Atomový zákon stanovuje nejobecnější pravidla pro práci se zdroji ionizujících záření, zejména jsou důležité cíle radiační ochrany – vyloučení deterministických účinků a omezení stochastických účinků na minimum, dále principy práce s ionizujícím zářením – zdůvodnění činností (riziko versus profit),

optimalizace (ozáření lidí versus náklady na jeho zmenšení), limitování (přírodní zdroje, lékařské expozice) (8).

Velký význam v oblasti provozních zkoušek mají standardy N.E.M.A. (National Electrical Manufacturers Association). První standart N.E.M.A. vydaný v roce 1986 představoval průkopnický čin, jelikož poskytl výrobcům scintilačních kamer podklad pro sjednocení postupů při měření detekčních parametrů. Standardy N.E.M.A. však trpí dvěma nedostatky – postupy v nich popisované vyžadují speciální zařízení a složité programové vybavení, rovněž čas na jednotlivé zkoušky je značný; druhým nedostatkem je absence přípustných mezí, v nichž se mohou detekční parametry pohybovat. Na druhé straně je třeba zdůraznit, že standardy N.E.M.A. se staly základem pro vypracování různých národních a mezinárodních doporučení ohledně scintilačních kamer, která zpřístupnila a zjednodušila metody N.E.M.A. tak, aby byly snadno použitelné při přejímacím a provozním testování přístrojů (7).

1.4.1 Předávací zkoušky

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

- porovnat změřené hodnoty parametrů s hodnotami uváděnými výrobcem
- zkontrolovat všechny parametry a vlastnosti přístroje, jež mohou ovlivnit výsledky vyšetření (zvláště důležité u scintilačních kamer)

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

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

- prodávající i kupující se mohou dohodnout na tom, že předávací testy se svěří nezávislým odborníkům – tím se vyloučí jakákoliv předpojatost při měřeních.

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

Nejsou-li výsledky předávacích zkoušek v souladu s hodnotami parametrů proklamovanými v doprovodné dokumentaci, nelze potvrdit převzetí přístroje; je třeba trvat na opravě případně žádat nový přístroj (7).

1.4.2 Provozní zkoušky

Výsledky předávacích testování, pokud je s nimi zákazník spokojen, jsou základem 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 naměřené hodnoty parametrů jsou v doporučené toleranci s parametry stanovenými na pracovišti při předávacích zkouškách
- odhalovat jednak krátkodobé změny v parametrech, jednak dlouhodobé trendy při jejich pomalých změnách

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

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

Náročné zkoušky. Náročnost těchto zkoušek je dána buď časovým faktorem – jejich provádění může vyžadovat několik hodin i více nebo tím, že vyžadují speciálnější zařízení případně se uplatňují oba faktory. Je velmi výhodné, může-li pracoviště provádět samo nejen jednoduché, ale i náročné provozní zkoušky, avšak pokud to v možnostech pracoviště není, musí hledat pomoc u firem specializovaných na kontrolu lékařských přístrojů využívajících ionizující záření. 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 je doporučeno využít posouzení nezávislým odborníkem (7).

1.5 Parametry scintilačních kamer

Z detekčních parametrů ovlivňující obraz jsou nejdůležitější:

- Prostorová rozlišovací schopnost
- Homogenita zorného pole
- Citlivost (účinnost detekce)
- Energetické rozlišení
- Časové rozlišení
- C.O.R. (střed rotace)

Každý z těchto parametrů lze ověřit samostatným testem, kde je změřen a zkontrolován. Cílem mé práce bude zhodnocení integrální homogenity scintilační kamery. Z toho důvodu si tento popis nechám až na závěr, poté co uvedu stručný popis ostatních parametrů.

1.5.1 Prostorová rozlišovací schopnost

Prostorovou rozlišovací schopností se rozumí šířka profilu v obraze bodového nebo čárového (liniového) zdroje záření v polovině jeho výšky. Označuje se FWHM (z anglického 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 v Příloze č.4. Platí, že

bodové zdroje záření mohou být od sebe ještě dobře rozlišeny, pokud je mezi nimi vzdálenost minimálně FWHM (9).

1.5.2 Citlivost

Citlivostí scintilační kamery se rozumí počet impulsů (s^{-1}) měřená s plošným zdrojem záření gama o průměru 10cm vztažená na 1 MBq ($s^{-1}MBq^{-1}$). Nejčastěji se citlivost udává pro ^{99m}Tc . Místo termínu citlivosti kamery se někdy používá termínu detekční účinnost (krátce účinnost). Detekční účinnost je podstatně závislá na geometrické účinnosti kolimátoru a dále na tzv. fotopíkové účinnosti scintilačního krystalu; tyto parametry se však v praxi stanovují velmi obtížně na rozdíl od snadno měřitelné citlivosti. Citlivost kamery je nepřímo úměrná její prostorové rozlišovací schopnosti; např. čím je citlivost větší, tím je horší prostorové rozlišení (tím je větší FWHM) a obráceně. Uvedená skutečnost je patrná z následujícího grafu (Příloha č.5) demonstrujícího vztah mezi prostorovou rozlišovací schopností a citlivostí detektoru s kolimátorem (9).

1.5.3 Energetické rozlišení

Energetické rozlišení scintilační kamery se vyjadřuje jako relativní pološířka (šířka v poloviční výšce – FWHM) fotopíku ^{99m}Tc 140keV, která je u moderních přístrojů lepší nebo rovna 10%. Energetické rozlišení se tedy vypočte podle vzorce uvedeného na obrázku č.6, kde ΔE je pološířka fotopíku ^{99m}Tc a $E_{^{99m}Tc}$ je energie záření gama ^{99m}Tc . Zhoršení energetického rozlišení přístroje je jednou z příčin snížení kontrastu (9).

1.5.4 Časové rozlišení

Časové rozlišení se charakterizuje tzv. mrtvou dobou přístroje, tj. intervalem, v němž kamera po záznamu jednoho impulsu není schopna registrovat impuls další. Mrtvá doba se obecně projevuje při zpracování signálů. Většinou platí, že čím je systém složitější tím vykazuje delší mrtvou dobu vykazuje. V praxi rozeznáváme dva typy mrtvé doby – paralyzabilní a neparalyzabilní. 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 systémů se chová jako systémy s paralyzabilní mrtvou dobou. U moderních kamer je mrtvá doba natolik krátká, že při běžných vyšetřeních je možné i měření vyšších četností, aniž by docházelo ke ztrátám impulsů v důsledku tohoto parametru přístroje (9).

1.5.5 Střed rotace C.O.R. (Center Of Rotation)

Metoda SPECT je založena na rotaci detektorů kamery kolem vyšetřovaného objektu. Jelikož hmotnost detektorů kamery činí řádově stovky kilogramů (z důvodu masivního olověného 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 gantru 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 kamery. Tyto mechanické odchylky pak způsobují nežádoucí posuny v obrazech jednotlivých projekcí snímaných z určitých úhlů, což zavádí chyby a zhoršení kvality výsledných rekonstruovaných objektů (3).

1.5.6 Homogenita zorného pole

Homogenita (zvaná též uniformita) je důležitý parametr scintigrafického zobrazení. Udává, zda jednotlivá místa v zorném poli jsou zobrazována účinností (citlivostí). Ozářením zorného pole kamery homogenním tokem fotonů záření gama získáme obraz homogenního zdroj, který by měl být též zcela homogenní (až na statistické fluktuace). Případně nehomogenity na tomto obraze jsou viditelné vizuálně, lze je však vyjádřit i kvantitativně (např. v procentech).

Homogenita zorného pole kamery je maximální odchylka shutečného obrazu vzniklého jako odezva na homogenní ozáření detektoru kamery, od ideálně homogenního obrazu:

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

Kde N_{\max} je maximální, N_{\min} minimální a N_{str} střední (průměrný) počet impulsů nastřádaný v pixelech obrazu homogenního zdroje. Takto definovaná hodnota se označuje jako integrální homogenita.

Drobné odchylky v detekční účinnosti jednotlivých míst scintilačního krystalu a v účinnosti sběru scintilačních fotonů z krystalů jednotlivými fotonásobiči vedou k tzv. nehomogenitě zorného pole detektoru kamery. Ta se projevuje jednak arteficiálním snížením či zvýšením počtu impulsů v určitých místech obrazu, jednak odchylkami od linearity zobrazení (oba tyto jevy se někdy označují jako neuniformita). 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 projevuje 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%. Nehomogenitu lze snížit pečlivým seřízením jednotlivých fotonásobičů (Příloha č.7) na stejnou účinnost (stejnou polohu fotopíku), jednak počítačovou korekcí pomocí vhodné matice korekčních koeficientů (ta se získává z pečlivě nasnímaného obrazu homogenního zdroje) (3).

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 stanovuje zvlášť pro celé 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%. Homogenity scintilačních kamer rozlišujeme na:

- **Vnitřní homogenitu detektoru kamery** – je dána homogenitou scintilačního krystalu a jeho světelné odezvy, sběrem světla, citlivostí a seřazením jednotlivých fotonásobičů. Měří se homogenním ozářením krystalu bez kolimátoru.
- **Celkovou homogenitu kamery** – danou vnitřní homogenitou detektoru kamery a homogenitou použitého kolimátoru. Měří se s nasazeným kolimátorem většinou pomocí homogenního plošného zdroje, nejčastěji ^{57}Co (3).

Způsob měření homogenity zorného pole scintilační kamery – nejčastěji se využívá obyčejný bodový zdroj (zářič) vhodného radionuklidu ($^{99\text{m}}\text{Tc}$, ^{57}Co), který se umístí do patričného 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 doprostřed pod kameru. 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. kvalitativně 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 (scintilační kamera Infinia). Pro kontrolu celkové homogenity zorného pole scintilační kamery s kolimátorem jsou též s výhodou často používány plošné homogenní zdroje s radionuklidem ^{57}Co . Tímto zdrojem můžeme rychle a operativně zkontrolovat homogenitu zorného pole kamery i s kolimátorem (výhodou je, že ho nemusíme sundávat). Teprve když homogenita nevyhovuje, provedeme recalibraci pomocí bodového zdroje. (Příloha č.8 a 9) (10).

1.6 Scintilační kamera Infinia™ Hawkeye™ – popis systému



Příloha č.10: Hybridní zobrazovací systém SPECT/CT Infinia™ Hawkeye™ 4 v Českých Budějovicích

Kamera 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. Technologie Hawkeye™4 CT využívá vícenásobných řezů ve spirále, čímž poskytuje vynikající kvalitu zobrazení pro automatickou 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 směřující vzhůru poskytují maximální klinickou přizpůsobivost
- Kluzné gantry dovoluje použití moderních akvizičních režimů.
- Vícefunkční dvouosý vyšetřovací stůl.
- Automatické konturování těla v reálném čase.

Kompletně integrovaný systém HawkeyeTM4 CT poskytuje vnitřní registrované obrazy pro fúzi se zobrazením SPECT.

Klinická aplikace (klinická všestrannost)

InfiniaTM HawkeyeTM je systém pro všeobecné účely SPECT/CT pro klinická vyšetření případů v nukleární medicíně, které vyžadují použití univerzální gamakamery s duálními detektory a u kterých se požaduje přesněji anatomická lokalizace nebo které vyžadují korekci atenuace. Výkonnost oddělení vybaveného knihovnou klinických aplikací se stanicí Xeleris může zpracovávat statické, dynamické, celotělové, vícenásobně hrdlované aplikace, dále SPECT, hrdlovaný 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 lékaři více informací než samotný SPECT, čímž zvyšuje diagnostickou spolehlivost.

Jednotky HawkeyeTM4 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 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 nejrůznější 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

Činnost stanice sběru dat Infinia HawkeyeTM4 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 prohlížecké 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 (11).

2. Cíl práce a hypotézy

2.1 Cíl práce

Tato práce se zabývá měřením a kontrolou planární homogenity scintilační kamery INFINIA, což je jeden ze základních parametrů, který má vliv na výsledný obraz. Přesný obraz je nutný pro správnou diagnostiku pacienta a případné odchylky mohou zapříčinit lékařův špatný odhad. Hlavním cílem práce je zjištění příčin špatné homogenity obrazu v užitečném zorném poli detektoru, které se sice projevuje na výsledném obraze, ale nikoliv u denních kontrol kvality. Proto je zapotřebí testovat kameru zkouškou, která se provádí jednou za dva měsíce, ale v tomto případě po zjištění nesrovnalostí byl tento test prováděn jednou týdně, zda nedocházelo k rozšíření nestability homogenity obrazu.

Výsledky měření planární integrální homogenity je třeba porovnat s údaji od výrobce. Pokud dojde k překročení stanovených mezí od výrobce, je třeba zjistit zda jde o jednorázovou či o opakující se poruchu a případně stanovit takový postup řešení, aby se závada odstranila.

2.2 Hypotézy

H1: Domnívám se, že naměřené hodnoty se nepohybují v rozmezí udávaném výrobcem.

H2: Myslím si, že dojde ke zlepšení homogenity obrazu po opravě.

3. Metodika

Scintilační kamera Infinia patří do systému SPECT/CT Infinia Hawkeye. Ohledně zkoušek a testování pro ni platí nároky jako na jakékoliv jiné scintilační kamery v tomografickém režimu. Byla využita metoda kvalitativního výzkumu, zda a o jakou poruchu přístroje se jedná.

3.1 Měření homogenity zorného pole (dle N.E.M.A.) u scintilační kamery Infinia

Provedení kompletního měření homogenity zorného pole se skládá z několika kroků. Všechny kroky popsané dále v textu je nutné provést k úspěšnému vyhodnocení celé kontroly. Jedná se o změření pozadí, denní test planární homogenity a dlouhodobý test planární homogenity.

3.1.1 Měření bodovým zdrojem

Měření pomocí bodového zdroje bylo prováděno na pracovišti Nukleární medicíny nemocnice České Budějovice.

Jedná se o složitou zkoušku, která se provádí jednou za dva měsíce. V tomto případě, byla prováděna jednou týdně z důvodu atypického nálezu na výsledném obrazu. Jelikož scintilační kamera Infinia je digitální, jsou veškeré testy na ní prováděné pomocí softwarového vybavení dodaného se scintilační kamerou. Celá zkouška se skládá z několika procedur a byla proto brána jako jednotlivý celek. Samotné testování (zkoušku) provádí člověk tomuto procesu odborně způsobilý, v našem případě klinický radiologický fyzik pro nukleární medicínu.

Provedení:

- Zapne se přístroj a počítač s ovládacím softwarem
- Zadá se „test homogenity“ na ovládacím počítači. Je nutné dodržet přesný postup podle výrobce, aby bylo možné jednotlivé výsledky testů srovnávat.
- Provede se test P.S.D. (pressure sensitive device). Tento test se provádí rukou, kdy se mechanicky zatlačí na plochu čidla a po správné odezvě se pokračujeme. Tento test zaručuje, že po doteku pacienta o plochu detektoru dojde k okamžitému přerušení procesu.

- Dalším krokem, který následuje je výměna kolimátorů. Na ovládacím panelu přístroje se zadá „výměna kolimátorů“, detektory se nastaví do polohy, která nám umožňuje vyměnit kolimátory, kdy jsou kolimátory připraveny k výměně (Příloha č.11). Přijede se speciálním vozíkem, na který přesuneme kolimátory z detektorů a místo nich připevníme k detektorům lehké kryty typu DECOY, které kryjí samotný detektor.
- Opět se provede test P.S.D.
- Detektory se nastaví do polohy, kdy svírají 90° , neboli do polohy „L“ (Příloha č.12). Vše opět pomocí ovládacího panelu. Posledním krokem je kontrola, zda se nevyskytují v okolí detektoru nějaké rušivé zdroje (kontaminovaný materiál, naaplikovaný pacient, atd...), které by ovlivnily kvalitu měření.

3.1.1.1 Měření pozadí

Prvním testem po přípravě zmíněné výše, je měření pozadí. Pozadí detektoru registruje četnost impulsů bez jakéhokoliv zdroje ionizujícího záření. Jde v podstatě o záření všude kolem nás, jako přírodní radioaktivita, kosmické záření, záření stavebního materiálu. Tento efekt lze minimalizovat určitou přiměřenou dávkou stínění detektorů olovem či speciálních materiálů použitých při konstrukci detektorů. Tímto testem zjistíme, kolik záření se vyskytuje v našem okolí a díky tomu nedojde ke zkreslení výsledků o tuto naměřenou hodnotu. Provádí se tak, že detektory nastavíme do polohy „L“, tj. do úhlu 90° , přičemž detektor, kterým se bude měřit pozadí, se nastaví kolmo k místu, kde bude umístěn později radioaktivní zářič. Po opuštění místnosti se spustí proces a po uplynutí časového intervalu, který je předepsán na 60s, se spočítá, jaké množství impulsů bylo za tu dobu na detektoru naměřeno. Přičemž jsou stanoveny limity, do jaké míry jsou zaznamenané impulsy v toleranci. Hodnota limitovaná výrobcem se u scintilační kamery Infinia pohybuje do maximální meze 2,5 kc/s (2500 impulsů/s). Výsledek by se měl pohybovat v rozmezí 10% na obě strany obvykle měřených hodnot. Frekvence tohoto měření je při předávacím testování a následně každý den, kdy se na něm měří.

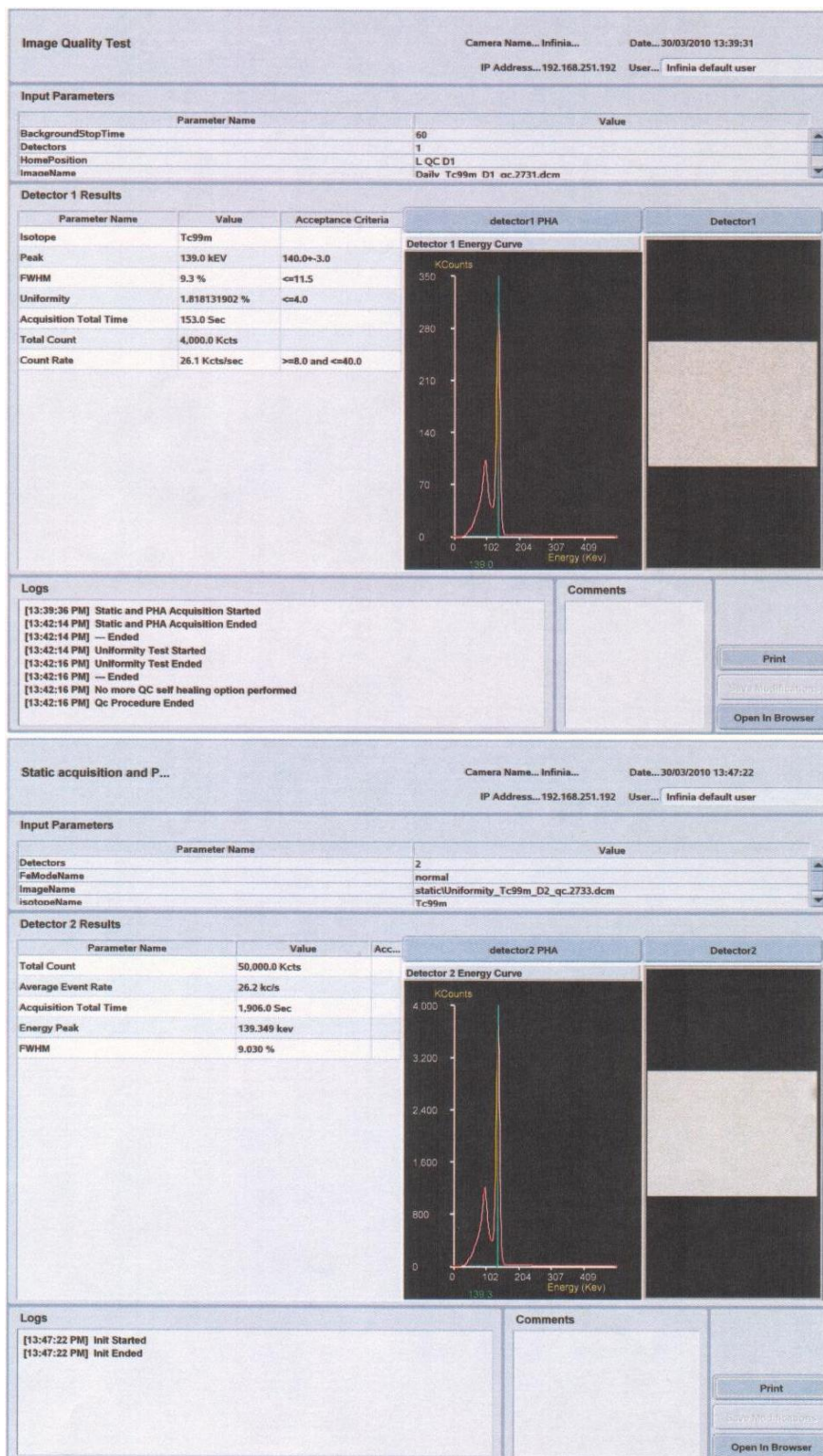
Den	Měřená hodnota pozadí		Limit
	Detektor 1	Detektor 2	
22.1.2010	2,3	2,3	<2,5
29.1.2010	2,3	2,4	<2,5
5.2.2010	2,3	2,3	<2,5
12.2.2010	2,4	2,3	<2,5
19.2.2010	2,3	2,4	<2,5
26.2.2010	2,3	2,4	<2,5
5.3.2010	2,4	2,3	<2,5
12.3.2010	2,4	2,3	<2,5
19.3.2010	2,4	2,3	<2,5
26.3.2010	2,3	2,3	<2,5
2.4.2010	2,4	2,3	<2,5
9.4.2010	2,3	2,3	<2,5
16.4.2010	2,3	2,4	<2,5
23.4.2010	2,3	2,3	<2,5
30.4.2010	2,4	2,3	<2,5
5.5.2010	2,3	2,4	<2,5

Tabulka č.1: Naměřené hodnoty pozadí v Českých Budějovicích

Po skončení procesu měření pozadí se detektory připravují na další krok. Detektory jsou nastaveny stále v poloze „L“ a postaveny tak, že nejprve detektor 1 a následně detektor 2 byl nastaven detekční plochou proti stěně, kde bude umístěn bodový zdroj. Vzdálenost bodového zdroje od detektoru je podle doporučení výrobce 3m. Při měření v Českých Budějovicích se měří každý detektor zvlášť bodovým zdrojem, je to především z důvodů velké finanční zátěže, která je zapříčiněna koupí plošného zářiče a jeho častou obměnou. Proto se využívá bodový zdroj, který se až v určité vzdálenosti chová jako plošný zdroj pro detektor, který musí být pro správné měření ozářen zcela homogenně.

3.1.1.2 Měření homogenity zorného pole (denní test)

Druhým testem, který je nutno provést před dlouhodobou zkouškou, je denní test homogenity. Tato zkouška se provádí každý den před zahájením provozu pracoviště radiologickým fyzikem (u moderních kamer je interval měření homogenity delší než den nebo týden). Použije se stříkačka s roztokem ^{99m}Tc o objemu 1ml a takové aktivitě, aby měřená četnost nebyla větší než 20 – 25 tisíc impulsů. Stříkačka se umístí přesně v průsečíku os obou detektorů (bez kolimátoru) ve vzdálenosti 2,5 – 3m. Poloha zdroje se volí tak, aby detektory byly ozářeny zcela homogenně. Planární integrální homogenita by u starších kamer měla být lepší než $\pm 10\%$. U novějších kamer by měla být $\pm 6\%$.



Výsledný protokol denní kontroly z obou dvou detektorů ze dne 30. 3. 2010 z pracoviště Nukleární medicíny v Českých Budějovicích.

3.1.1.3 Měření homogenity zorného pole (dlouhodobý test)

Posledním krokem je test na měření homogenity zorného pole (dlouhodobý test), který je zajímavý právě z toho důvodu, že denní test neprokazoval žádné odchylky od předepsaných hodnot. Provedení tohoto testu je podobné jako u denního testu. Stříkačka s ^{99m}Tc o aktivitě kolem 17 MBq se umístí do vzdálenosti 3m kolmo na detektor, který testujeme. Jako zdroje záření můžeme ještě využít ^{57}Co a ^{99m}Tc plošný zdroj. Provádí se s nasazeným kolimátorem typu DECOY. Hlavní rozdíl je, že obraz zdroje musí být tvořen nejméně 50 miliony impulzy. Matice obrazu je tvořena rozlišením 512x512. Výsledná hodnota homogenity při testování nesmí být větší než hodnota udávaná výrobcem o více než 0,5 procentní jednotky.

Parametr	3/8"	1"
	Acceptance criteria	Acceptance criteria
_CFOV Integral Uniformity	< 3.0 %	< 3.5 %
_CFOV Differential Uniformity (X & Y)	< 2.1 %	< 2.1%
_UFOV Integral Uniformity	< 3.6 %	< 4.5 %
_UFOV Differetial Uniformity (X & Y)	< 2.3 %	< 2.5 %

Tabulka č. 2: Předepsané parametry dle standartů N.E.M.A.

Uniformity Test (with uniformity correctio... Camera Name... Infinia... Date... 30/03/2010 14:59:56
IP Address... 192.168.251.192 User... Infinia default user


Input Parameters

Parameter Name	Value
additionalFOV	0.0
detectorType	RECTANGLE
frame	512
heightFOV	40

Detector 1 Results

Parameter Name	Value	Acceptanc...
CFOV Integral Uniformity	1.812745773 %	<=3.0
CFOV X-Diff Uniformity	1.306672076 %	<=2.1
CFOV Y-Diff Uniformity	1.185007525 %	<=2.1
UFOV Integral Uniformity	4.161003239 %	<=3.6
UFOV X-Diff Uniformity	4.075715525 %	<=2.3
UFOV Y-Diff Uniformity	3.203773828 %	<=2.3

Uniformity_Tc99m_D1_qc.2734



Logs

[14:59:56 PM] THE DISPLAYED LIMITS ARE FOR IMAGE WITH UNIFORMITY CORRECTION I

Comments

Print
Show MPB Parameters
Open In Browser

Static acquisition and P... Camera Name... Infinia... Date... 30/03/2010 14:23:45
IP Address... 192.168.251.192 User... Infinia default user

Input Parameters

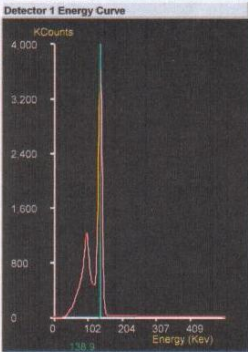
Parameter Name	Value
Detectors	1
FullModeName	normal
imageName	staticUniformity_Tc99m_D1_qc.2734.dcm
isotopeName	Tc-99m

Detector 1 Results

Parameter Name	Value	Acc...
Total Count	50,000.0 Kcts	
Average Event Rate	24.2 kcfs	
Acquisition Total Time	2,066.0 Sec	
Energy Peak	138.904 keV	
FWHM	9.263 %	

detector1 PHA

Detector 1 Energy Curve



Logs

[14:23:45 PM] Init Started
[14:23:45 PM] Init Ended

Comments

Print
Show MPB Parameters
Open In Browser

Protokol dlouhodobé kontroly dle N.E.M.A. ze dne 30. 3. 2010 – Detektor č.1 scintilační kamery Infinia z pracoviště Nukleární medicíny v Českých Budějovicích.

Uniformity Test (with uniformity correctio... Camera Name... Infinia... Date... 30/03/2010 14:22:07
IP Address... 192.168.251.192 User... Infinia default user

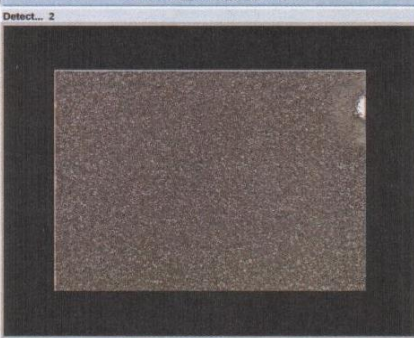
Input Parameters

Parameter Name	Value
additionalFOV	0.0
detectorType	RECTANGLE
frame	512
heightFOV	40

Detector 2 Results

Parameter Name	Value	Acceptanc...
CFOV Integral Uniformity	1.730513238 %	<=3.0
CFOV X-Diff Uniformity	1.498858485 %	<=2.1
CFOV Y-Diff Uniformity	1.129745127 %	<=2.1
UFOV Integral Uniformity	6.498513627 %	<=3.6
UFOV X-Diff Uniformity	4.013630879 %	<=2.3
UFOV Y-Diff Uniformity	5.991150568 %	<=2.3

Uniformity_Tc99m_D2_qc.2733



Logs

[14:22:07 PM] THE DISPLAYED LIMITS ARE FOR IMAGE WITH UNIFORMITY CORRECTION !

Comments

Print
Save Measurements
Open In Browser

Image Quality Test Camera Name... Infinia... Date... 30/03/2010 13:43:02
IP Address... 192.168.251.192 User... Infinia default user

Input Parameters

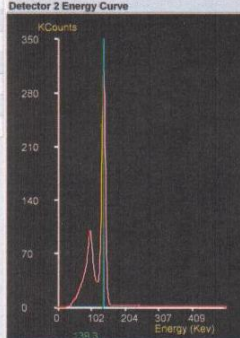
Parameter Name	Value
BackgroundStopTime	60
Detectors	2
HomePosition	L QC D2
ImageName	Daily Tc99m D2 qc.2732.dcm

Detector 2 Results

Parameter Name	Value	Acceptance Criteria
Isotope	Tc99m	
Peak	139.3 KEV	140.0+-3.0
FWHM	9.1 %	<=11.5
Uniformity	1.553754102 %	<=4.0
Acquisition Total Time	151.0 Sec	
Total Count	3,999.0 Kcts	
Count Rate	26.4 Kcts/sec	>=8.0 and <=40.0

detector2 PHA

Detector2 Energy Curve



Logs

[13:43:38 PM] Static and PHA Acquisition Started
[13:46:14 PM] Static and PHA Acquisition Ended
[13:46:14 PM] --- Ended
[13:46:14 PM] Uniformity Test Started
[13:46:16 PM] Uniformity Test Ended
[13:46:16 PM] --- Ended
[13:46:16 PM] No more QC self healing option performed
[13:46:16 PM] Qc Procedure Ended

Comments

Print
Save Measurements
Open In Browser

Protokol dlouhodobé kontroly dle N.E.M.A. ze dne 30. 3. 2010 – Detektor č.2 scintilační kamery Infinia z pracoviště Nukleární medicíny v Českých Budějovicích.

Detektor 1				
Datum	_CFOV Integral Uniformity < 3.0 %	_CFOV Differential Uniformity (X & Y) < 2.1 %	_UFOV Integral Uniformity < 3.6 %	_UFOV Differetial Uniformity (X & Y) < 2.3 %
22.1.2010	1,93	1,34	4,20	3,72
29.1.2010	1,80	1,65	4,05	4,31
5.2.2010	1,71	1,11	3,98	3,88
12.2.2010	2,12	1,38	4,13	4,05
19.2.2010	1,85	1,31	4,27	4,11
26.2.2010	1,79	1,22	4,18	3,90
5.3.2010	1,63	1,42	3,92	4,24
12.3.2010	2,21	1,12	4,21	3,87
19.3.2010	1,72	1,18	4,35	3,80
26.3.2010	1,68	1,31	4,27	4,29
2.4.2010	2,05	1,48	4,15	4,18
9.4.2010	1,95	1,55	4,18	3,64
16.4.2010	1,76	1,30	4,42	3,82
23.4.2010	1,84	1,34	3,90	4,02
30.4.2010	1,81	1,24	4,16	3,65
5.5.2010	0,74	0,49	1,22	1,03

Tabulka č. 3: Nasbíraná data z dlouhodobých kontrol z detektoru 1. Oddělení Nukleární medicíny České Budějovice

Detektor 2				
Datum	_CFOV Integral Uniformity < 3.0 %	_CFOV Differential Uniformity (X & Y) < 2.1 %	_UFOV Integral Uniformity < 3.6 %	_UFOV Differential Uniformity (X & Y) < 2.3 %
22.1.2010	1,41	1,43	5,86	4,24
29.1.2010	1,68	1,55	6,31	4,61
5.2.2010	1,55	1,23	6,40	4,21
12.2.2010	1,39	1,26	5,93	4,05
19.2.2010	1,60	1,48	4,91	4,69
26.2.2010	1,82	1,34	5,53	4,30
5.3.2010	1,79	1,41	5,71	4,94
12.3.2010	1,43	1,65	5,29	4,12
19.3.2010	1,91	1,32	6,38	5,23
26.3.2010	1,73	1,30	6,78	5,03
2.4.2010	1,29	1,61	5,92	4,64
9.4.2010	1,58	1,38	6,20	4,78
16.4.2010	1,22	1,40	6,54	5,09
23.4.2010	1,89	1,52	5,35	5,31
30.4.2010	1,61	1,29	6,49	5,01
5.5.2010	1,29	1,11	3,12	1,95

Tabulka č. 4: Nasbíraná data z dlouhodobých kontrol z detektoru 2. Měřeno na oddělení Nukleární medicíny v Českých Budějovicích.

3.1.2 Měření plošným zdrojem

Všechna měření popsaná výše (denní i dlouhodobá kontrola homogenity), která se provádějí bodovým zdrojem, lze provést také pomocí plošného zdroje. Zkoušku provádí opět klinický fyzik pro nukleární medicínu. Jde opět o softwarovou proceduru scintilační kamery Infinia a měření se skládá z několika kroků, které jsou jako jeden

celek a nelze je od sebe oddělit (měření pozadí, denní test a dlouhodobý test dle N.E.M.A.).

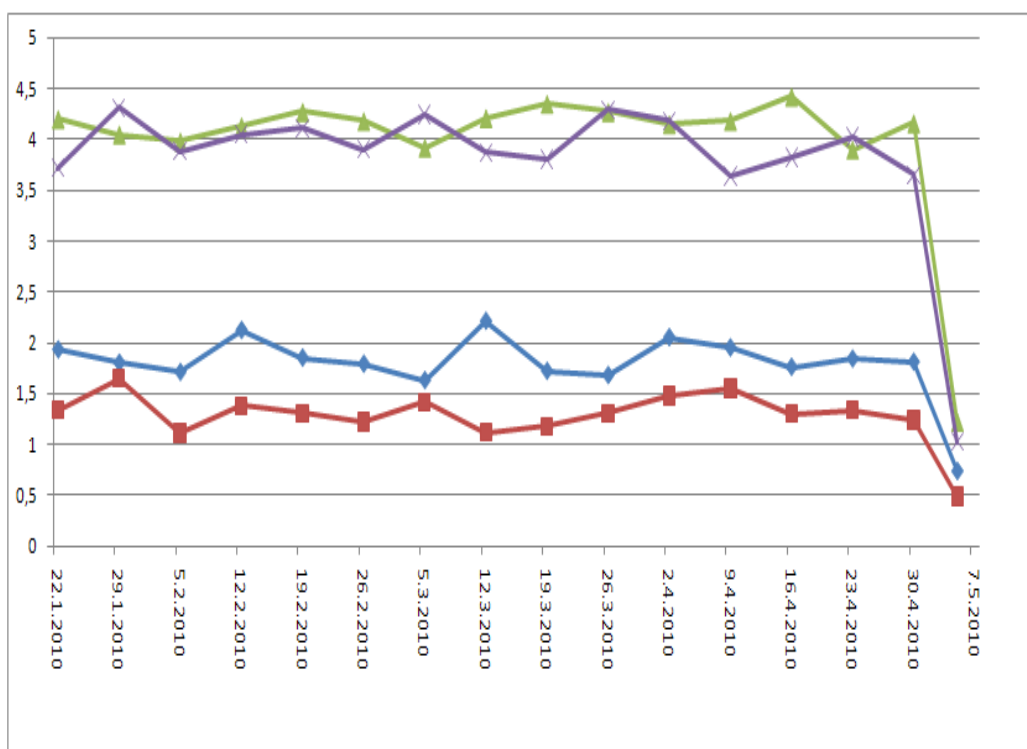
Příprava před měřením je stejná jako u bodového zdroje, čili jde o nastavení celého systému a P.S.D. zkoušku. Rozdíl je v tom, že detektory jsou v poloze horizontální 180° a navíc s nasazenými kolimátory. Doba měření je stejná jako u bodového zdroje. Po uplynutí oněch 60s se spočítá za pomoci příslušného softwaru počet detekovaných impulsů. Limit je do 2,5 kc/s (2500 impulsů za sekundu). Poté následuje měření homogenity zorného pole (denní test). Detektory jsou v poloze horizontální 180° s kolimátory s paralelními otvory a typu HR (High Resolution). Nejprve se musí optickou kontrolou zjistit, zda se na nich nenachází nějaký očividný defekt. Plošný zdroj ^{57}Co obdélníkového nebo kruhového tvaru je umístěn ve vzdálenosti 10cm od čela detektoru. Jeho maximální aktivita je 400 MBq. Stejně jako u bodového zdroje i zde měřená četnost nesmí překročit 25 tisíc impulsů. Plošný zdroj musí být minimálně o 2cm větší, než jsou rozměry zorného pole. Tímto opatřením je zajištěno pokrytí celého zorného pole detektoru. Spustí se test a počká se na automatické vyhodnocení planární homogenity. Výsledná hodnota v % se zaznamená. Limit odchylky je dle výrobce 4 %. Pokud by se objevily výsledky, které přesahují tuto povolenou hodnotu, počítač ji zaznamená a „oznámí“ ji. Po tomto testu následuje poslední test - Planární integrální homogenita (dlouhodobý test). Jeho průběh je stejný jako denní test s jedinou výjimkou a to že obraz zdroje musí být vytvořen minimálně 50 miliony impulsy. Naměřená hodnota nesmí být větší než hodnota udávaná výrobcem o více než 0,5 procentní jednotky. Po ukončení veškerého testování se plošný zdroj vrátí zpátky do svého olověného pouzdra, kde je uchováván pro zachování bezpečnostních podmínek na pracovišti.

4. Výsledky

4.1 *Výsledky testování*

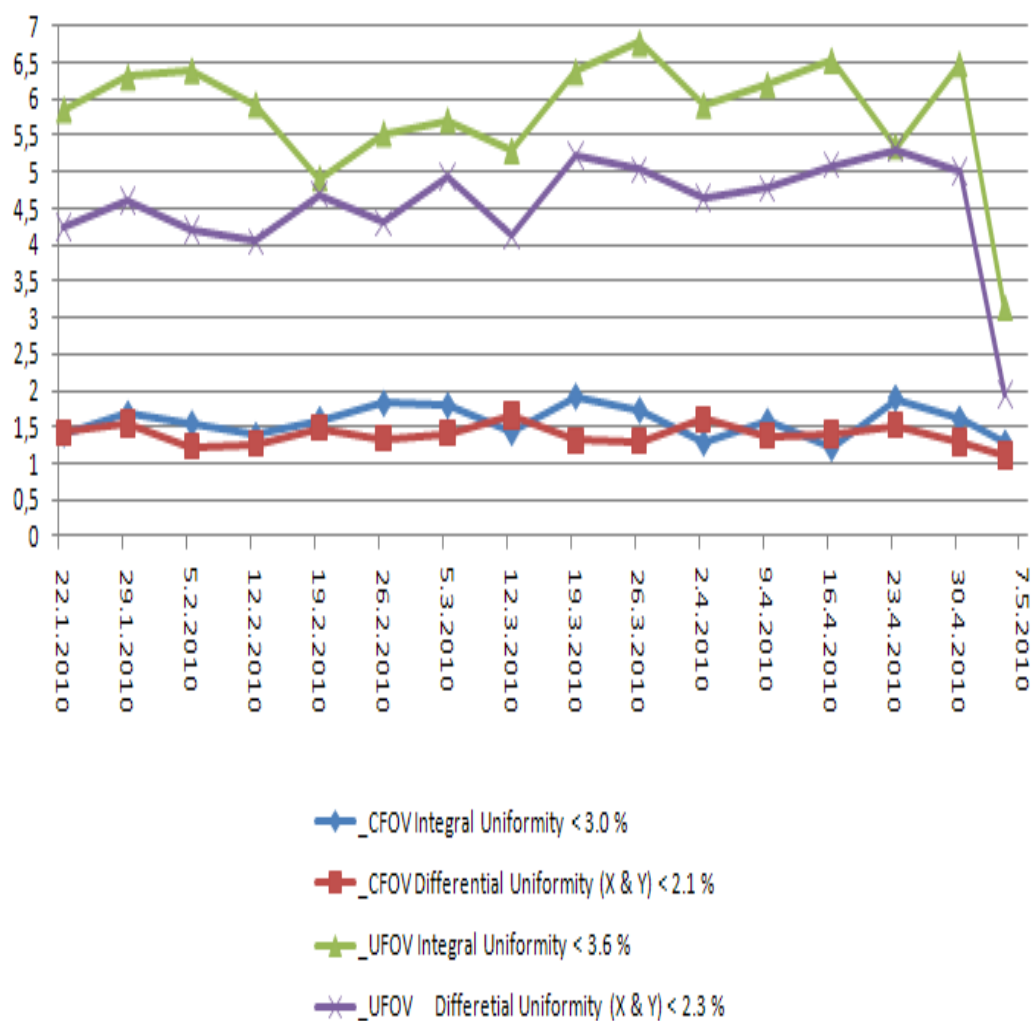
Na výsledných tabulkách a grafech z pracoviště Nukleární medicíny v Českých Budějovicích, uvádím naměřené hodnoty po zjištění vady na výsledném obrazu u scintilačního detektoru (naměřené pomocí bodového zdroje). Tyto hodnoty vysoce přesahují povolené limity stanovené výrobcem (hodnoty by měly spadat pod výše uvedené intervaly). K měření docházelo od 22. 1. 2010 do 5. 5. 2010 v Českých Budějovicích. V tabulkách nalezneme hodnoty pro celé zorné pole _UFOV (Useful Field Of View) a pro centrální část zorného pole _CFOV (Central Field Of View), kde hodnoty jsou uvedeny v procentech.

U poslední hodnoty v grafu si můžeme povšimnout poklesu hodnot do normálu. Je to způsobeno zásahem servisního technika a jeho opravou scintilačního detektoru.



- ◆ _CFOV Integral Uniformity < 3.0 %
- _CFOV Differential Uniformity (X & Y) < 2.1 %
- ▲ _UFOV Integral Uniformity < 3.6 %
- ✕ _UFOV Differential Uniformity (X & Y) < 2.3 %

Graf č. 1: Hodnoty jsou použity z tabulky č. 3. Jde o graf měření planární homogenity (dlouhodobý test) scintilační kamery Infinia v Českých Budějovicích



Graf č. 2: Hodnoty jsou použity z tabulky č. 4. Jde o graf měření planární homogenity (dlouhodobý test) scintilační kamery Infinia v Českých Budějovicích

5. Diskuze

Ohledně tématu testování scintilačních kamer a jejich zkoušek toho nebylo doposud mnoho publikováno. Ověřování spolehlivosti systému SPECT/CT testem dlouhodobé planární integrální homogenity dle N.E.M.A. scintilační kamery InfiniaTM HawkeyeTM, spočívá především v použití dvou různých přístupů, to jest měřením bodovým zdrojem a plošným zdrojem, kterými se výsledné hodnoty získávají. Variabilita naměřených hodnot by se přes použití různé metody měla lišit jen minimálně a měla by se pohybovat v rozmezí udávaném N.E.M.A. testy. Každá z těchto metod na měření planární integrální homogenity dle N.E.M.A má své výhody a nevýhody, které vyplývají z jejich užívání.

Výhody kontroly homogenity pomocí „bodového“ zdroje ^{99m}Tc jsou nízká radiační zátěž personálu při použití zdrojů s nízkou aktivitou (většinou kolem 18 MBq), možnost snadného měření homogenity s jinými radionuklidy, např. ²⁰¹Tl, ⁶⁷Ga, dále možnost zaznamenat poškození fotonásobiče při periferním výpadku (u plošného zdroje s kolimátorem a nízkým počtem impulsů nelze zaznamenat). Nízká cena je také velikou výhodou, např. na pracovišti v Českých Budějovicích si vytváří radionuklid sami v urychlovači, takže cena je tvořena pouze náklady na jeho výrobu.

Nevýhody pomocí „bodového“ zdroje - jelikož se měření provádí bez kolimátorů (u kamery Infinia chráníme krystal pomocí krycích kolimátorů typu DECOY), je odkrytý krystal detektoru náchylný k mechanickému poškození a citlivý ke zdrojům záření v okolí, jež mohou způsobit artefakty obrazu. Časová náročnost tohoto procesu je delší než u plošného zdroje a to z důvodů sejmutí obou kolimátorů (čímž se nemůže zjistit jejich případné poškození) a nasazení kolimátorů DECOY a také proto, že je nutné testovat nejprve první a následně druhý detektor. Bodový zdroj je otevřený zářič a podle toho je s ním třeba zacházet. Předpisy a nařízení na práci s ním jsou v „Atomovém zákoně“ č.18/1997 Sb. a jeho vyhlášky 307/2002 Sb. o radiační ochraně ve znění vyhlášky č.499/2005 Sb.

Výhody kontroly homogenity obrazu pomocí plošného zdroje ⁵⁷Co - jelikož se tato metoda provádí s nasazeným kolimátorem, je možné zjistit poškození kolimátoru; snadné provedení v krátké době (za předpokladu, že zdroj má dostatečnou aktivitu).

Časová náročnost je kratší než u bodového zdroje z důvodu kontroly obou detektorů současně.

Nevýhody plošného zdroje - proti bodovému zdroji je cena plošného zdroje neúměrně vyšší (okolo 100 000 Kč), to odrazuje od nákupu pracoviště, která nejsou velmi bohatá. Dalším problémem je ztížený problém identifikace, zda příčinou pozorované nehomogenity je detektor, kolimátor nebo dokonce zdroj sám (zejména v případě objemového zdroje plněného radioaktivním roztokem). Problém je i zvýšená radiační zátěž pracovníků na oddělení při manipulaci s plošnými zdroji ^{57}Co o aktivitě až několik stovek MBq. Využitelnost plošného zdroje, po kterou lze zdroj používat k testování, se odhaduje přibližně na 3 roky.

Testování pomocí plošného zdroje jsem měl možnost vidět na vlastní oči v nemocnici IKEM na oddělení Nukleární medicíny. Veškerá měření na tomto oddělení vyšla podle standartu N.E.M.A. Měření, která jsem prováděl v Českých Budějovicích, tj. měření dlouhodobé planární integrity, zde byla provedena pouze dvakrát. Proto nemělo smysl je statisticky zpracovávat. Tato zkouška se nedá provádět velmi často z důvodů velké vytíženosti pracoviště. Test, který by vyřadil pracoviště na delší časový úsek z provozu, není žádoucí. Proto shromáždění dostatku dat na kvalitní průzkum hodnocení kamer Infinia může trvat i několik let.

Jak na oddělení Nukleární medicíny v Českých Budějovicích, tak i v nemocnici IKEM bylo vidět, že jednoduché zkoušky, které se provádějí denně, jsou na těchto pracovištích běžnou rutinou a jejich časová náročnost byla zkrácena na minimum. Ohledně dlouhodobého testování planární homogenity scintilační kamery bylo znát, že se neprovádí tak často a její příprava trvala dlouho a bylo nutno použít i návod pro nastavení přístroje pro tuto zkoušku.

V průběhu denních předávacích zkoušek, které se provádějí denně, nedošlo ke zpozorování překročení hodnot, které udává výrobce jako přípustné. Přesto došlo ke vzniku artefaktů na výsledném obraze scintilační kamery a bylo nutné podrobněji prozkoumat, která příčina způsobuje nehomogenitu obrazu. Proto se provedla zkouška na dlouhodobé testování scintilační kamery. Ta je obecně doporučována jednou za dva až pět měsíců. V našem případě jsme ale hned u prvního testu na homogenitu obrazu

zjistili překročení limitů udávaných dle N.E.M.A. v tabulce č. 2. Přestože na výsledném obraze byla zaznamenána nehomogenita celkového pole, kamera se dál používala v běžném nemocničním provozu, protože hodnota planární integrity byla 1,55 %. Z konstrukce scintilační kamery plyne, že kvalita scintilačního obrazu bývá nejlepší uprostřed, zatímco v okrajových částech může být poněkud zhoršená. I zde se projevuje zhoršení hodnoty UFOV (Usefull Field Of View), zatímco CFOV (Central Field Of View) spadá pod limit N.E.M.A.

Mé měření mělo prokázat, zda jde opravdu o stálé překračování těchto limitů a zda se nebude nehomogenita scintilační kamery dále rozšiřovat. To by mělo za následek dočasné vyřazení celého přístroje InfiniaTM HawkeyeTM z provozu a přineslo by to celé nemocnici velmi závažnou komplikaci v diagnostice pacientů.

Na tuto chybu se přišlo za použití bodového zdroje, který se v nemocnici využívá. Kdybychom použili plošný zdroj, jenž se využívá s nasazenými kolimátory na detektorech, závada by nebyla odhalena, protože by byla retušována právě oním nasazeným kolimátorem.

Veškerá testovací měření prováděná na oddělení Nukleární medicíny v Českých Budějovicích byla prováděna za naprostého klidu na pracovišti, aby nedošlo ke zkreslení jednotlivých výsledků. Bylo mi sděleno, že došlo v minulosti i k zaznamenání výsledků, které překračovaly povolené limity. V místnosti, kde se provádělo měření, se nenacházela žádná zjevná kontaminace a to ani v okolí čekárny a ovládací místnosti. Až po delším zkoumání se přišlo na to, že onou příčinou byl koš na prádlo, kde se našlo kontaminované prostěradlo po posledním pacientovi, který navštívil pracoviště. Nejednalo se o nijak velkou dávku, která by někoho ohrozila, ale přístroj ji dokázal detekovat.

V dnešní době, kdy dochází k rychlému vývoji zdravotnických přístrojů je nutné, aby i kontroly a jejich metodika držely s vývojem krok. Proto je nutné vytvářet nové postupy a manuály pro jejich kontrolu. Například literatura Nuclear medicin resources Manual, IAEA Vienna 2006, kde se uvádí jedny z posledních postupů, které byly uvedeny v platnost na pracovištích nukleární medicíny. V nich se popisují možnosti kontroly systému SPECT:

- kontrola, zda se na pracovišti vyskytují takové přístroje, které vykazují prvky kvality a spolehlivosti v souladu s národními standarty
- kontrola, zda je na pracovištích využívána moderní technologie, která po delším čase používání je stále vyhovující z hlediska kontroly a požadované kvality.
- kontroly, zda jsou přístroje testovány na kvalitu pomocí jednoduchých a časově málo náročných zkoušek, které poté mohou být záminkou pro náročnější zkoušky.

Pracoviště v Českých Budějovicích, na kterém se práce vytvářela patří mezi moderní a velmi dobře vybavené. Scintilační kamera InfiniaTM HawkeyeTM je moderní kamera, která se vyskytuje na několika pracovištích po celé republice (České Budějovice, Hradec Králové, Praha - IKEM)

6. Závěr

Ze získaných dat pomocí měření planární integrální homogenity zorného pole scintilační kamery Infinia™ vyplývá, že první hypotéza je potvrzena a došlo k překročení limitů udávaných výrobcem. Dlouhodobá zkouška prokázala, že i když denní testování nevykazuje abnormality, je nutné všít si i odchylek výsledného obrazu kamery. Tyto projevy určité deformace obrazu nás mohou upozornit na odchylky od normálu. Díky tomuto jsme mohli zjistit poškození homogenity zorného pole scintilační kamery na pracovišti Nukleární medicíny v Českých Budějovicích.

Radiologický fyzik na pracovišti se domníval, že se jedná o špatný optický kontakt mezi scintilačním krystalem a fotonásobičem. Po opravě kamery servisním technikem a provedení předávacích zkoušek dle N.E.M.A. se tato domněnka potvrdila a hodnoty kamery Infinia se navrátili do povolených mezí. Tím došlo i k potvrzení druhé hypotézy.

Homogenita obrazu u scintilačních kamer je velmi důležitým parametrem pro jejich správné využívání a diagnostiku u pacientů.

Výsledné zkoušky jsou pečlivě zaznamenány a uchovávány pro možnosti dalšího využití.

Práci lze využít v komplexním sledování stability všech scintilačních kamer Infinia na území České republiky, které by poskytlo přehled o celkové homogenitě obrazu kamer Infina.

7. Seznam použité literatury

1. KUPKA, K. – KUBUNYI, J. – ŠÁMAL, M. et al. *Nukleární medicína*. 1. vyd. Příbram: nakladatelství P3K, 2007. ISBN 978-80-903584-9-2.
2. HUŠÁK, V. *Univerzita Palackého: Scintilační kamera – planární a SPECT*. [online]. [cit. 2010-05-03]. Dostupné z: <http://www.upol.cz/index.php?id=4433>
3. ULLMANN, V. *Radioisotopová scintigrafie*. [online]. [cit. 2010-05-03]. Dostupné z: <http://astronuklfyzika.cz/Scintigrafie.htm#2>
4. HUŠÁK, V. *Univerzita Palackého: Scintilační kamera – konstrukce*. [online]. [cit. 2010-05-03]. Dostupné z: <http://www.upol.cz/index.php?id=4436>
5. GERNDT, J. *Detektory ionizujícího záření*. 1. dot. vyd. Praha: ČVUT, 1996. ISBN 80-01-01229-8.
6. FIALA, P. – PTÁČEK, J. – KORANDA, I. et al. *Kontrola kvality scintilační kamery SPECT*. PRAKTICKÁ RADIOLOGIE 1, 2008, s. 11 – 17. ISSN 1211-5053.
7. HUŠÁK, V. – ERBAN, J. – KLEINBAUER, K. et al. *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.
8. ULLMANN, V. *Radiační ochrana*. [online]. [cit. 2010-05-04]. Dostupné z: <http://astronuklfyzika.cz/RadiacniOchrana.htm#8>
9. HUŠÁK, V. *Univerzita Palackého: Parametry scintilačních kamer*. [online]. [cit. 2010-05-04]. Dostupné z: <http://www.upol.cz/index.php?id=4437>
10. ULLMANN, V. *Fantomy a fantomová měření v nukleární medicíně*. [online]. [cit. 2010-05-05]. Dostupné z: <http://astronuklfyzika.cz/Fantomy.htm>
11. *Prospekt InfiniaTMHawkeyeTM* 4. 1. vyd. – cenzurní povolení 1.0M4, Copyright 2006 GE Healthcare 12. 06. 2006. ISSN 5195413-100.
12. BENEŠ, J. – STRÁNSKÝ, P. – VÍTEK, F. et al. *Základy lékařské biofyziky*. 2. vyd. Praha: nakladatelství Karolinum, 2007. ISBN 978-80-246-1386-4.

8. Přílohy

Příloha č. 1: Základní druhy kolimátoru scintilačních kamer

Příloha č. 2: Scintilační krystaly

Příloha č. 3: Různé druhy fotonásobičů

Příloha č. 4: Způsob určení prostorové rozlišovací schopnosti FWHM

Příloha č. 5: Vztah mezi prostorovou rozlišovací schopností a citlivostí

Příloha č. 6: Výpočet energetického rozlišení

Příloha č. 7: Výsledek korekce nehomogenního zorného pole

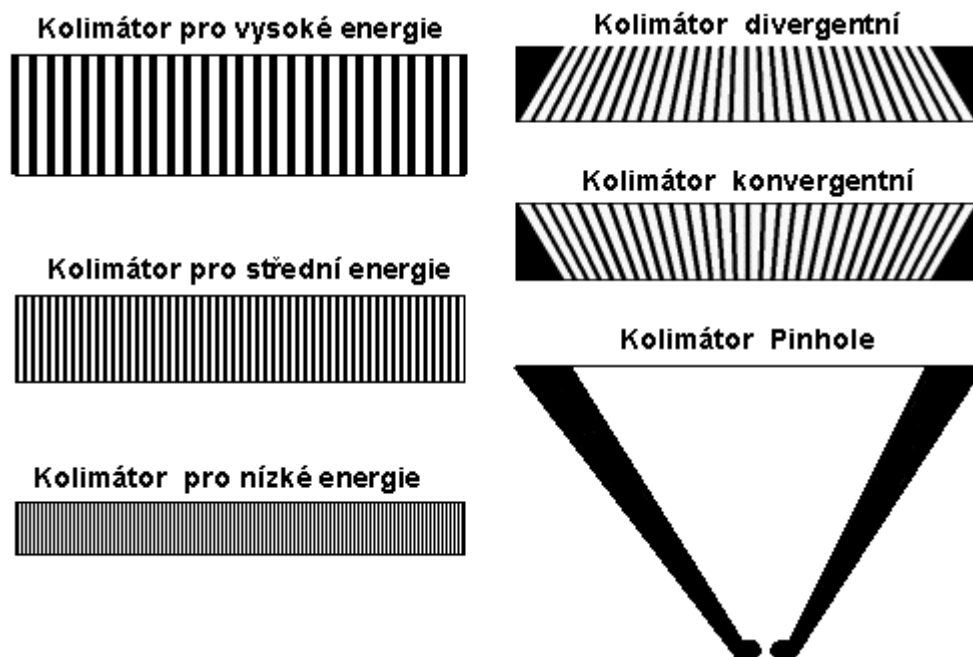
Příloha č. 8: Testování a kalibrace vnitřní homogenity bodovým zdrojem

Příloha č. 9: Testování celkové homogenity plošným zdrojem

*Příloha č. 10: Hybridní zobrazovací systém SPECT/CT InfiniaTMHawkeyeTM 4
v Českých budějovicích*

Příloha č. 11: Výměna kolimátoru

Příloha č. 12: Detektory v poloze „L“



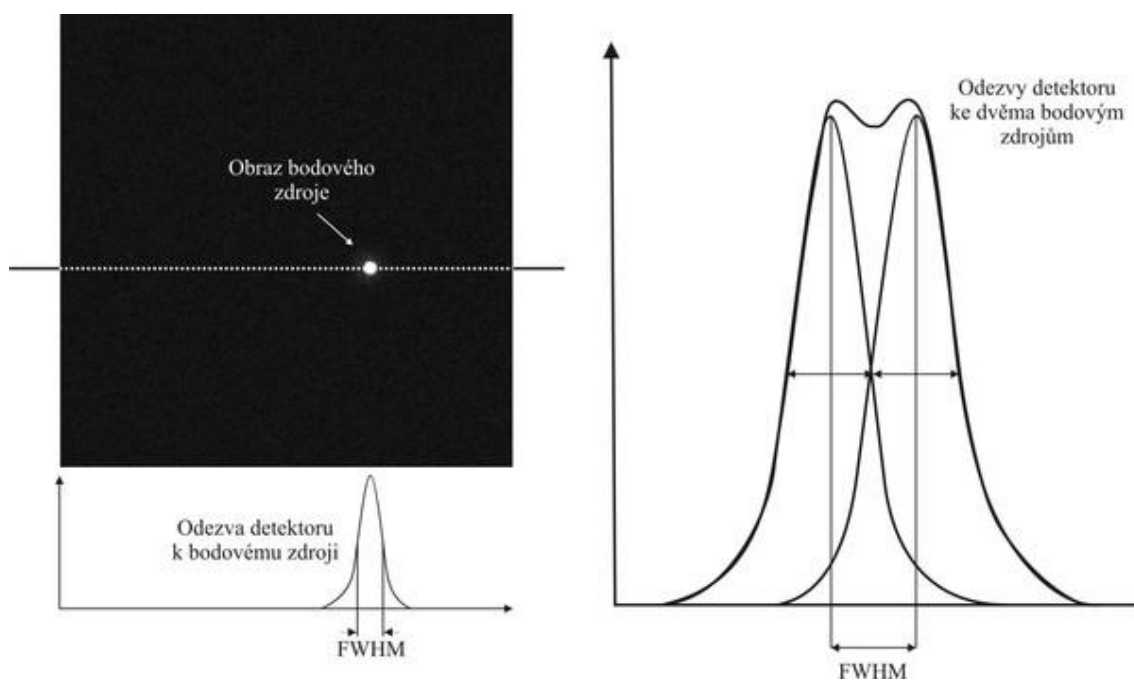
Příloha č. 1: Základní druhy kolimátorů scintilačních kamer



Příloha č. 2: Scintilační krystaly

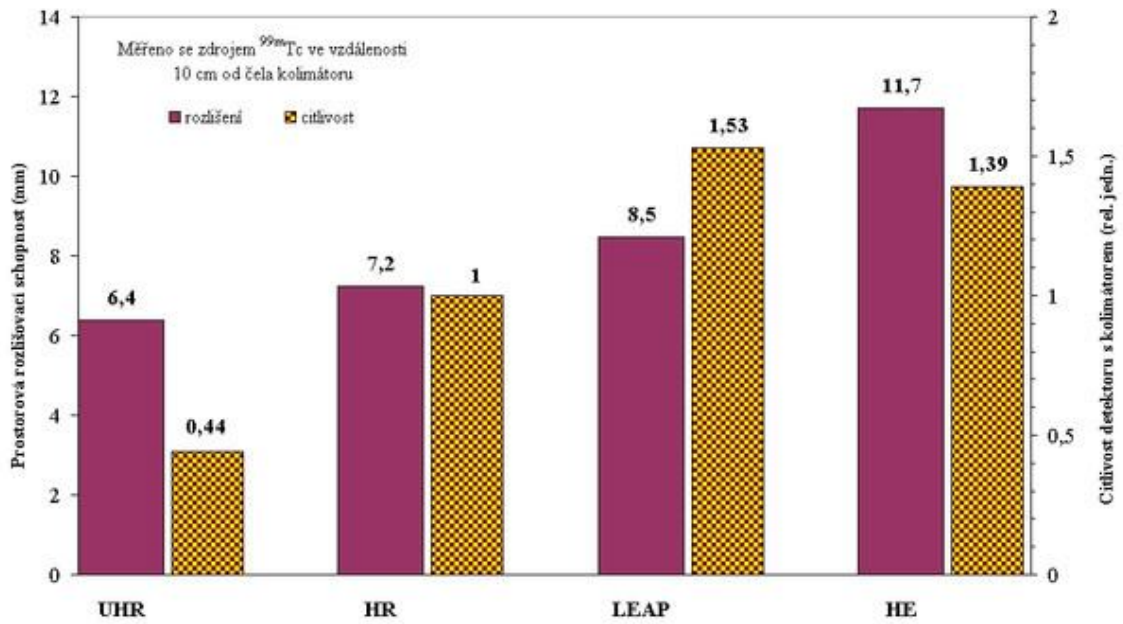


Příloha č. 3: Různé druhy fotonásobičů

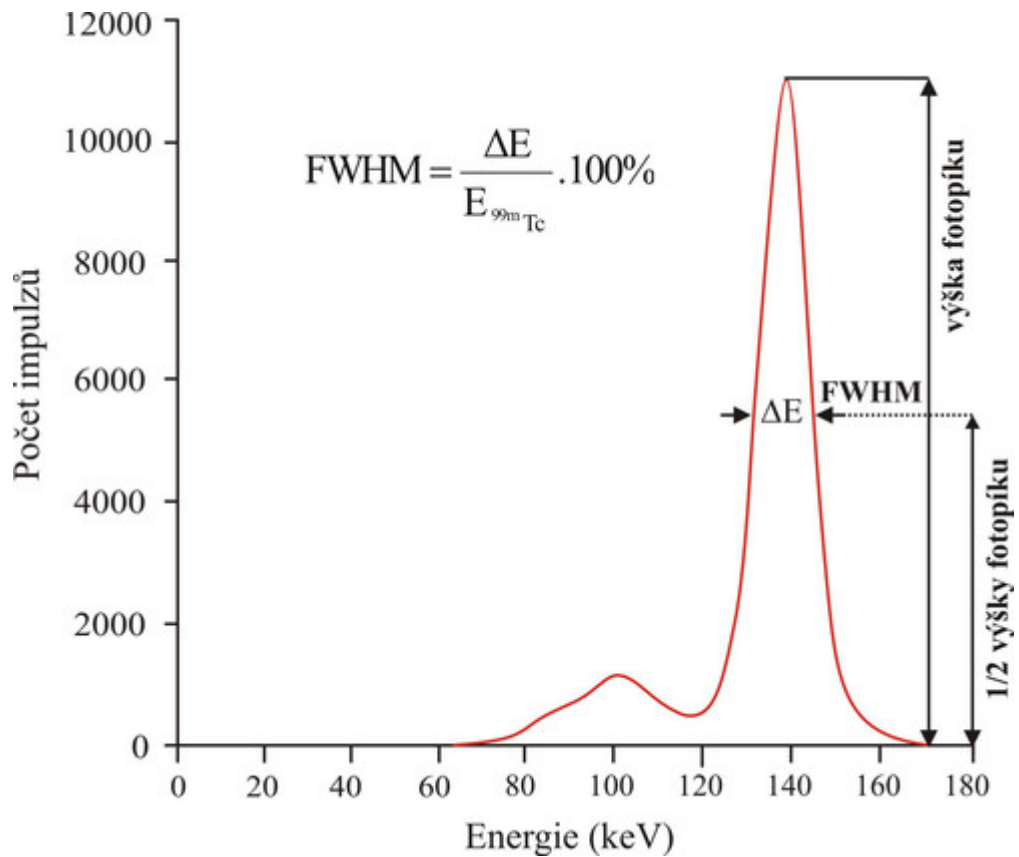


Příloha č. 4: Způsob určení prostorové rozlišovací schopnosti FWHM

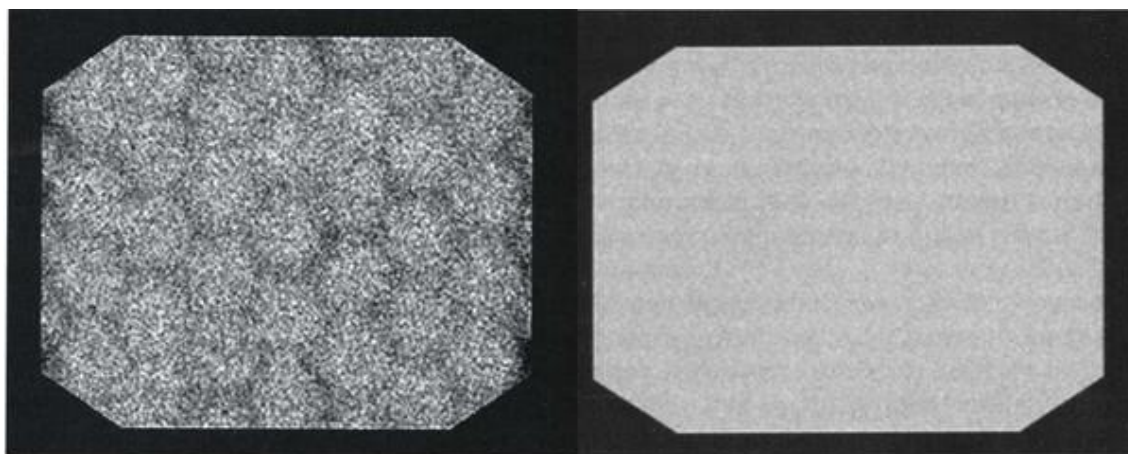
PROSTOROVÁ ROZLIŠOVACÍ SCHOPNOST A CITLIVOST KAMERY
SIEMENS e.cam S RŮZNÝM TYPEM KOLIMÁTORU



Příloha č. 5: vztah mezi prostorovou rozlišovací schopností a citlivostí



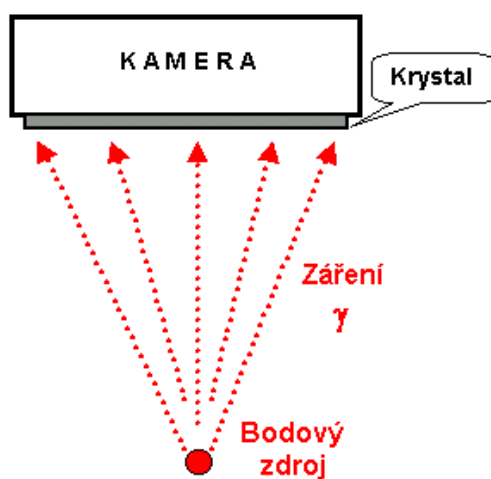
Příloha č. 6: Výpočet energetického rozlišení



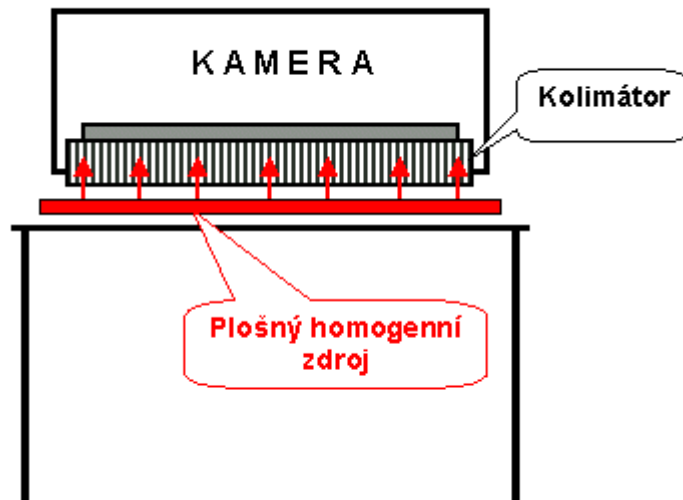
Obráz homogenního plošného zdroje **před** korekcí na nehomogenitu zorného pole

Obráz homogenního plošného zdroje **po** korekcí na nehomogenitu zorného pole

Příloha č. 7: Výsledek korekce nehomogenního zorného pole



Příloha č. 8: Testování a kalibrace vnitřní homogenity bodovým zdrojem



Příloha č. 9: Testování celkové homogenity plošným zdrojem



Příloha č. 10: Hybridní zobrazovací systém SPECT/CT Infinia™ Hawkeye™ 4 v Českých Budějovicích



Příloha č. 11: Výměna kolimátorů



Příloha č. 12: Detektory v poloze „L“

