

Jihočeská univerzita v Českých Budějovicích

Zdravotně sociální fakulta

Stabilita homogenity zorného pole scintilační kamery DST-XL

Bakalářská práce

Veronika Rudolfová

Vedoucí práce: Ing. Jindřich Pěnička

Datum odevzdání práce: 2. 5. 2011

Abstract

DST-XL scintillation camera and stability of its visual field uniformity

Visual field uniformity of DST-XL scintillation camera is assessed on daily basis during quality controls of instrumentation at the Department of Nuclear Medicine at Hospital in České Budějovice. Uniformity is a critical quality parameter in scintigraphic imaging. It indicates whether all points in visual field are displayed with equal efficiency (sensitivity). Also, it allows specialists to obtain quality images of how radiopharmaceuticals are distributed in a patient's body.

The objective of my bachelor's thesis is to verify whether the measured values fall within the range set by the manufacturer.

Assessments were carried out on a bi-weekly basis for the duration of six months between start of October 2010 and end of March 2011. The measurement method used at the Department of Nuclear Medicine at Hospital in České Budějovice employs homogeneous irradiation of the detector without collimator produced by a point source which allows assessment of intrinsic uniformity of the detector. Also, there is another method that determines total (extrinsic) uniformity of the camera. This method utilizes an area source to produce homogeneous irradiation of the detector. The important difference between the two methods is that the latter uses collimator, unlike the method used for the purposes of this thesis. Yet, both methods produce roughly the same outcomes.

The results obtained from the tests of stability of DST-XL scintillation camera's visual field uniformity fall within the range of values permitted by the manufacturer and confirm my hypothesis.

Prohlášení

Prohlašuji, že svoji bakalářskou práci jsem vypracovala samostatně pouze s použitím pramenů a literatury uvedených v seznamu citované literatury.

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

9. 4. 2011

Poděkování

Děkuji ing. Pěničkovi za odborné vedení této práce. Dále bych chtěla poděkovat Oddělení nukleární medicíny Nemocnice České Budějovice za to, že mi zde bylo umožněno provádět měření.

OBSAH

| | |
|---|----|
| ÚVOD..... | 7 |
| 1. SOUČASNÝ STAV..... | 8 |
| 1.1 Historie..... | 8 |
| 1.2 Program zabezpečování jakosti na pracovištích nukleární medicíny..... | 9 |
| 1.2.1 Přístrojová technika v nukleární medicíně..... | 10 |
| 1.2.2 Předávací zkoušky..... | 11 |
| 1.2.3 Provozní zkoušky..... | 12 |
| 1.2.3.1 Jednoduché zkoušky..... | 12 |
| 1.2.3.2 Náročné zkoušky..... | 12 |
| 1.2.4 Kontrola jakosti zobrazovacích systémů-scintilačních kamer.... | 13 |
| 1.2.5 Fantomy pro testování scintilačních kamer..... | 14 |
| 1.2.6 Kolimátory..... | 16 |
| 1.3 Detekční parametry planárních scintilačních kamer..... | 18 |
| 1.3.1 Prostorové rozlišení..... | 18 |
| 1.3.2 Linearita zorného pole kamery..... | 19 |
| 1.3.3 Citlivost (účinnost detekce) scintilační kamery..... | 20 |
| 1.3.4 Energetické rozlišení a mrtvá doba detektoru kamery..... | 21 |
| 1.3.5 Víceokénková prostorová registrace..... | 21 |
| 1.3.6 Homogenita zorného pole kamery..... | 22 |
| 1.3.6.1 Planární integrální homogenita (denní test)..... | 26 |
| 1.3.6.2 Diferenciální homogenita..... | 28 |
| 1.4 Scintilační kamera DST-XL - popis systému..... | 30 |
| 2. CÍL PRÁCE A HYPOTÉZA..... | 33 |
| 2.1 Cíl práce..... | 33 |
| 2.2 Hypotéza..... | 33 |

| | |
|---------------------------------|----|
| 3. METODIKA..... | 34 |
| 3.1 Postup měření..... | 35 |
| 3.1.1 Výměna kolimátoru..... | 35 |
| 3.1.2 Stanovení homogenity..... | 37 |
| 3.1.3 Výpočet výsledků..... | 39 |
| 3.1.4 Nápravná opatření..... | 40 |
| 4. VÝSLEDKY..... | 41 |
| 4.1 Výsledky měření..... | 41 |
| 4.2 Nápravná opatření..... | 43 |
| 5. DISKUZE..... | 44 |
| 6. ZÁVĚR..... | 46 |
| 7. SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ..... | 47 |
| 8. KLÍČOVÁ SLOVA..... | 49 |
| 9. PŘÍLOHY..... | 50 |

Úvod

Pro téma bakalářské práce Stabilita homogenity zorného pole scintilační kamery DST-XL jsem se rozhodla hned z několika důvodů. Chtěla jsem se podrobně seznámit se způsoby zajištění kvality prováděných vyšetření na oddělení nukleární medicíny z hlediska přístrojové techniky. Také mě zajímalo, jaký má vliv na stabilitu homogenity zorného pole skutečnost, že scintilační kamera DST-XL je na ONM v Českých Budějovicích v provozu již od roku 2006.

Obsahem této práce je tedy způsob stanovení homogenity zorného pole scintilační kamery DST-XL v rámci každodenních kontrol kvality přístrojové techniky a porovnání získaných výsledků s limity stanovených výrobcem.

1. Současný stav

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 (8).

Úkolem scintigrafie je poskytnout kvalitní, tj. objektivní, podrobné a přesné zobrazení distribuce radioaktivity ve zkoumaném objektu, a to jak z prostorového hlediska, tak i z hlediska časového (u dynamické scintigrafie) (13).

1.1 Historie

Historicky prvním druhem přístrojů umožňujících provádět scintigrafické zobrazení distribuce radioaktivity byl pohybový scintigraf nazývaný někdy též scanner (první přístroj tohoto druhu sestrojil v r. 1951 B.Cassen se svými spolupracovníky, jejich hlavním výrobcem v 60. a 70. letech byla firma Picker). Výhodou pohybového scintigrafu byla jednoduchost a snad též to, že poskytoval obraz v měřítku 1:1. Měl však některé zásadní nevýhody. Je to v první řadě velmi nízká účinnost měření: detekována je vždy jen nepatrná část fotonů γ pouze z místa, nad nímž se detekční sonda právě nachází - záření ze všech ostatních míst uniká bez užítku. Dále, sonda se nad pacientem pohybuje poměrně pomalu a snímání scintigrafického obrazu trvá značně dlouho. Pokud se distribuce radioindikátoru mění s časem během měření, nejsme schopni tyto změny zachytit a zobrazit - pohybový scintigraf neumožňuje dynamickou scintigrafii. Z těchto důvodů se pohybové scintigrafy již asi od konce 80. let nepoužívají - byly zcela nahrazeny scintilačními kamerami.

První scintilační kamera byla zkonstruována H.O.Angerem v r. 1958. V počátečních experimentech používal jednotvorový kolimátor a scintilace v tenkém krystalu většího průměru exponoval na fotografickou desku. Rozhodující zdokonalení dosáhl tím, že ke krystalu přiložil fotonásobiče (původně 7 fotonásobičů), které snímaly

záblesky ve scintilačním krystalu a převáděly je na elektrické impulsy, které se elektronicky vyhodnocovaly. První scintilační kamery s 19 fotonásobiči začala vyrábět firma Nuclear Chicago v r. 1964, zanedlouho pak firma Picker (přední výrobce pohybových scintigrafů); později v Evropě firmy Intertechnique, Philips, Gamma, v Japonsku Toshiba (13).

1.2 Program zabezpečování jakosti na pracovištích nukleární medicíny

Přístroje používané v nukleární medicíně nejsou zdroji ionizujícího záření a nevztahují se na ně zkoušky ve smyslu vyhlášky Státního úřadu pro jadernou bezpečnost o radiační ochraně č. 307/2002 Sb. a jejím pozdějším znění vyhlášky č. 499/2005 Sb.

Do programu zabezpečování jakosti na pracovištích nukleární medicíny vyžadovaného **zákonem č. 18/1997 Sb.**, o mírovém využívání jaderné energie a ionizujícího záření (Atomový zákon) náleží kromě jiného i pravidelná kontrola přístrojové techniky, pomocí níž je ionizující záření emitované radioaktivními látkami (radiofarmaky) měřeno a využíváno k získávání informací důležitých pro diagnostiku a léčbu (3). Státní úřad pro jadernou bezpečnost vydal pro tento účel v roce 1999 v rámci Metodických pokynů a doporučení publikaci s názvem **Systém zabezpečení jakosti na pracovištích nukleární medicíny - přístrojová technika.**

Považuji za důležité zmínit existenci **standardů NEMA** (National Electrical Manufacturers Association). První standard NEMA vydaný v roce 1986 představoval průkopnický čin, jelikož poskytl výrobcům scintilačních kamer podklad pro sjednocení postupů při měření detekčních parametrů. Standardy NEMA však trpí dvěma nedostatky. Postupy v nich popisované vyžadují speciální zařízení a složité programové vybavení, rovněž časové nároky jsou značné. Druhým nedostatkem je absence přípustných mezí, v nichž se mohou detekční parametry pohybovat. Na druhé straně je třeba zdůraznit, že standardy NEMA se staly základem pro vypracování různých národních a mezinárodních doporučení ohledně kontroly scintilačních kamer, která

zpřístupnila a zjednodušila metody NEMA tak, aby byly snadno použitelné při přejímacím a provozním testování přístrojů (3).

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 a léčebných výsledků.

Pro zajištění optimální funkce přístrojů je nutné splnit následující podmínky:

- Kontroly v rámci systému zabezpečení jakosti musí být prováděny s vhodnou frekvencí. Některé kontroly je nutné provádět denně, jiné v delších časových intervalech.
- Kontroly musí být prováděny s dostačující přesností a reprodukovatelností; je třeba postupovat podle jasně formulovaného protokolu.
- Výsledky kontrol (včetně podmínek, za kterých byly tyto výsledky změřeny) musí být pečlivě dokumentovány a dále uchovávány.
- Součástí kontrol musí být i rozhodování jak postupovat v případě, že výsledky měření nejsou uspokojivé z hlediska stanovených kritérií (3).

1.2.1 Přístrojová technika v nukleární medicíně

Do programu zabezpečení jakosti v nukleární medicíně se zahrnují tyto aparatury:

- měřiče aktivity radiofarmak (kalibrátory)
- jednodetektorové přístroje pro měření in vitro (pro nescintigrafická vyšetření) a vícedetektorové přístroje pro měření in vitro
- zobrazovací přístroje (scintilační kamery planární, scintilační kamery pro jednofotonovou emisní tomografii - SPECT)
- přístroje pro ochrannou dozimetrii (měřiče dávkového příkonu, měřiče povrchové kontaminace, operativní dozimetry) (3)

1.2.2 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 nutná rovněž 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);
- získat podklady k provádění provozních zkoušek během používání přístroje na pracovišti.

Do smlouvy s prodejcem je třeba zahrnout způsob provedení předávacích zkoušek a použitá kritéria. 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 fyzika nebo technika) z tohoto pracoviště.
- Předávací zkoušky provedou kvalifikované osoby (zaměstnanci organizace kupující přístroj).
- Prodávající i kupující se dohodnou na tom, že předávací testy se svěří nezávislým odborníkům. Tím se vyloučí jakákoliv předpojatost při měřeních.

Nejsou-li výsledky předávacích zkoušek v souladu s hodnotami parametrů proklamovanými v doprovodné dokumentaci, nelze potvrdit převzetí přístroje; je třeba trvat na opravě příp. žádat nový přístroj (3).

1.2.3 Provozní zkoušky

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

Účelem provozních zkoušek je:

- sledovat zda měřené 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.

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

1.2.3.1 Jednoduché zkoušky

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

1.2.3.2 Náročné zkoušky

Náročnost těchto zkoušek je dána buď časovým faktorem - jejich provádění může vyžadovat několik hodin i více nebo tím, že vyžadují speciální zařízení, případně se uplatňují oba faktory. Je velmi výhodné, může-li pracoviště provádět samo nejen

jednoduché, ale i náročné provozní zkoušky. Avšak pokud to v možnostech pracoviště není, musí hledat pomoc u firem specializovaných na kontrolu lékařských přístrojů využívajících ionizujícího záření příp. skupiny odborníků zaměřených na tuto problematiku.

Součástí programu zajišťování jakosti musí být samozřejmě pečlivě prováděná preventivní údržba přístrojů - prohlídky, čištění a nahrazování opotřebovaných částí; lze tak často předejít náhlým selháním s následným narušením klinického provozu pracoviště.

Výsledky předávacích a provozních zkoušek musejí být pečlivě zaznamenávány, pro každý přístroj musí být pro tento účel vedeny zvláštní záznamy. Je třeba zdůraznit, že držitel povolení musí při zabezpečování jakosti přístrojové techniky dodržovat na prvním místě pokyny dodavatele nebo výrobce uváděné v doprovodném návodu a dokumentaci (3).

1.2.4 Kontrola jakosti zobrazovacích systémů - scintilačních kamer

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

Kontrola jakosti scintilačních kamer slouží ke dvěma účelům:

- **Ověřuje, zda přístroj produkuje obrazy, jež adekvátně odpovídají distribuci radiofarmak v pacientovi.**
- **Přispívá k zajištění požadavku maximální kvality diagnostické informace při co nejmenší radiační zátěži pacientů a pracovníků (3).**

1.2.5 Fantomy pro testování scintilačních kamer

Nukleární medicína, jakožto obor zabývající se měřením, se neobejde bez kontrolních a kalibračních metod a pomůcek. Do kategorie fantomů jsou v nukleární medicíně zařazovány i pomůcky a zdroje záření používané pro kalibraci a testování zobrazovacích vlastností scintilačních kamer.

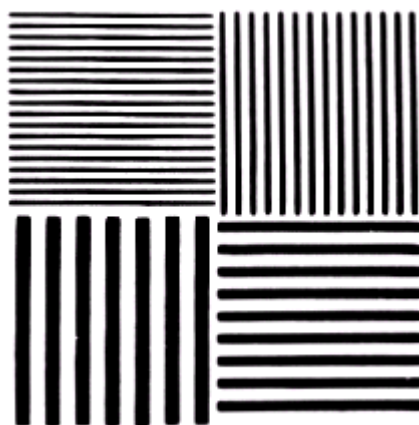
Nejjednodušším „fantomem“ tohoto druhu je obyčejný **bodový zdroj** (zářič) vhodného radionuklidu (nejčastěji ^{99m}Tc), který se umístí do patřičného místa zorného pole kamery. Pro testování vnitřní (intrinsic) homogenity zorného pole kamery a její kalibraci sundáme z kamery kolimátor a bodový zdroj umístíme do co největší vzdálenosti doprostřed pod 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. kvantitativně vyhodnocovat) případné odchylky od homogenní distribuce.

Pro kontrolu a testování 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 kamery pomocí bodového zdroje ^{99m}Tc jak bylo zmíněno výše.

K testování polohové rozlišovací schopnosti kamery a linearitě zobrazení slouží buď čárové zdroje, nebo tzv. bar-fantomy. **Čárový zdroj** se používá pro kvantitativní

fyzikální měření polohového rozlišení kamery. Je to tenká trubička (průměr by měl být menší než 0,5 mm), kterou naplníme roztokem radionuklidu (nejčastěji ^{99m}Tc) a zobrazíme pomocí kamery s kolimátorem. Obrazem čárového zdroje pak vedeme řezy (profily) a na těchto křivkách stanovíme šířku v poloviční výšce (FWHM), která vyjádřená v milimetrech udává celkové polohové rozlišení kamery pro danou vzdálenost od čela kolimátoru.

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



Obr. č. 1: Transmisní bar-fantom s proužky ve 4 segmentech (13).

Pro testování zobrazovacích vlastností tomografických kamer SPECT slouží speciální válcové fantomy typu **Jaszak** nebo **Venstra**. Je to válec z plexiskla, který se plní roztokem ^{99m}Tc a který uvnitř obsahuje soustavu tyčinek a kuliček různých průměrů, kam se radioaktivita nedostane a které tedy simulují „studené léze“. Na

obrazech příčných řezů (po rekonstrukci) pak sledujeme rozlišitelnost lézí v závislosti na velikosti. Můžeme tak testovat vliv různých aspektů akvizice (počet nastřádaných impulsů, počet projekcí, posuny centra rotace apod.) a vyhodnocování (rekonstrukční algoritmus - zpětná projekce či iterativní rekonstrukce, použité filtry) na rozlišitelnost lézí či vznik artefaktů. Kromě toho je na konci fantomu ještě volný prostor zaplněný homogenní distribucí radionuklidu, který slouží k testování tomografické homogenity (13).

1.2.6 Kolimátory

Při stanovení detekčních parametrů scintilačních kamer jsou velmi důležité kolimátory. Jedná se o součást scintilační kamery, kterou jako první prochází γ záření. Jeho úkolem je provést co nejdokonalejší projekci distribuce radioaktivity ve vyšetřovaném objektu pomocí záření γ 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 kolimátoru. Ostatní fotony jiných směrů jsou absorbovány v olověných přepážkách (septech) mezi otvory, na krystal nedopadají a nejsou detekovány. Ve scintigrafii mají kolimátory úlohu zobrazovací.

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 γ pro niž jsou optimalizovány, podle rozlišovací schopnosti a citlivosti (účinnosti γ detekce).

Tím nejzákladnějším kritériem, podle něhož se kolimátory rozdělují, je energie záření γ použitá pro scintigrafické zobrazení:

- Kolimátory pro vyšší energie se používají pro ^{131}I (364 keV).
- Kolimátory pro střední energie se nejčastěji používají pro ^{111}In (245 keV) a ^{67}Ga (209 keV).
- Kolimátory pro nízké energie nejčastěji používané pro 140 keV $^{99\text{m}}\text{Tc}$.

Dalším kritériem rozdělení kolimátorů je jejich požadované rozlišení a citlivost (účinnost). Toto se ovšem týká jen kolimátorů pro nízké energie; u robustních kolimátorů pro vysoké a střední energie nemůžeme vzhledem k tlustým přepážkám mezi otvory dosáhnout ani dobrého rozlišení, ani vysoké citlivosti. Podle rozlišení a citlivosti se tedy nízkooenergetické kolimátory dále dělí na:

- Kolimátory s vysokou účinností (HS - High Sensitivity). Za zvýšenou účinnost detekce záření γ se však „platí“ poněkud zhoršenou rozlišovací schopností zobrazení, která se navíc poměrně rychle zhoršuje se vzdáleností od čela kolimátoru.
- Kolimátory s vysokým rozlišením (HR - High Resolution). Vyšší rozlišení zákonitě vede k poněkud nižší detekční účinnosti (ve srovnání s kolimátory HS).
- Kolimátory s ultravysokým rozlišením (UHR - Ultra High Resolution). Dosahuje se toho však bohužel za cenu výrazně snížené citlivosti (detekční účinnosti) - asi 4krát, což činí tento kolimátor jen velmi omezeně použitelný.
- Kolimátory s vhodným kompromisem mezi rozlišením a citlivostí (označují se někdy jako LEAP - Low Energy All Purpose) za účelem jejich univerzálnosti. Řada pracovišť však akcentuje spíše vyšší rozlišovací schopnost při poněkud zvýšené době akvizice či poněkud vyšší použité radioaktivitě.

Kromě kolimátorů s paralelními otvory se pro některé speciální účely používají i kolimátory s jinak geometricky uspořádanými otvory:

- Kolimátor typu Pinhole - jednoděrový kolimátor.
- Kolimátory konvergentní a divergentní se sbíhajícími nebo rozbíhajícími se otvory směřujícími do ohniska. Divergentní kolimátory zmenšují obraz, konvergentní kolimátory zvětšují obraz.
- Kolimátory s šikmými otvory (Slant Hole).
- Kolimátory Fan Beam - jsou konvergentní jen v transverzálním směru, zatímco v axiálním směru jsou otvory paralelní - ohnisko je přímka (resp. úsečka). Výhodou je, že mají relativně vysokou citlivost a zároveň dobré rozlišení i ve větších vzdálenostech od čela kolimátoru (13).

1.3 Detekční parametry planárních scintilačních kamer

Pro posouzení kvality scintigrafického zobrazení, jeho optimalizaci a odhalení případných chyb a poruch, je potřeba analyzovat a testovat fyzikální vlastnosti scintilačních kamer. Jako u každého složitého měřicího přístroje, i u scintilační kamery lze její vlastnosti popsat několika fyzikálními parametry (3).

1.3.1 Prostorové rozlišení

Scintilační kamera je přístroj zobrazovací, takže nejdůležitějším jeho parametrem je rozlišovací schopnost, neboli (prostorové či polohové) rozlišení (udávané v délkových jednotkách - milimetrech).

Prostorovým rozlišením scintigrafického zobrazení nazýváme nejmenší vzdálenost [mm] dvou bodových radioaktivních zdrojů v zobrazovaném předmětu, které jsou na scintigrafickém obraze od sebe ještě odlišitelné jakožto dva obrazy.

Prostorové rozlišení se tedy udává jako pološířka profilu obrazu bodového nebo čárového zdroje; označuje se jako FWHM (Full Width at Half Maximum - celková šířka

v polovině maxima). Pro praktické stanovení rozlišení je vhodnější použít čárový zdroj, jehož obrazem můžeme vést nezávisle více profilů, popř. tyto profily sčítat a dosahovat tak menších statistických fluktuací.

1.3.2 Linearita zorného pole kamery

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

Linearita scintigrafického zobrazení se charakterizuje maximální odchylkou scintigrafického obrazu lineární distribuce radioaktivity od přesného lineárního tvaru.

Podobně jako u rozlišení a homogenity, i linearita se uvádí pro celé a centrální zorné pole, popř. kromě celkové (absolutní) linearity se uvádí i linearita diferenciální. Prostorová linearita zobrazení se u kvalitních a správně seřízených kamer pohybuje kolem 0,4 mm.

Linearita zobrazení a homogenita citlivosti zorného pole scintilační kamery spolu úzce souvisejí. Nepravidelnosti v účinnosti registrace scintilací z různých míst scintilačního krystalu kamery soustavou fotonásobičů se projeví na obraze jako geometrická nelinearita a zároveň i jako nehomogenita v hustotě registrovaných impulsů. Dá se říci, že nelinearita zobrazení je hlavním zdrojem nehomogenity obrazu. K nehomogenitě scintigrafického zobrazení mohou dále přispívat i odchylky v pravidelném uspořádání a velikosti otvorů a přepážek v kolimátoru, zvláště v případě mechanického poškození kolimátoru.

Při praktickém testování vlastností (kvality) scintilační kamery se linearita zobrazení stanovuje poměrně zřídka, neboť je to složité a kromě toho i malá změna linearit (která by se při cíleném měření linearit jen těžko prokazovala) se podstatně zřetelněji projeví v nehomogenitě zorného pole.

1.3.3 Citlivost (účinnost detekce) scintilační kamery

Ve scintigrafické diagnostice nám jde většinou o relativní posouzení distribuce radioindikátoru v různých částech vyšetřovaného objektu. V případě tzv. kvantitativní scintigrafie nás však může zajímat i absolutní aktivita radioindikátoru ve vyšetřované oblasti. Abychom tuto skutečnou aktivitu mohli stanovit ze scintigrafického obrazu, potřebujeme znát účinnost (citlivost) detekce záření scintilační kamerou. Z obecného hlediska je detekční účinnost radiometru dána poměrem mezi počtem emitovaných či přicházejících fotonů záření a počtem fotonů registrovaných detektorem. V případě scintilační kamery (s daným kolimátorem) se však pro praktické využití detekční citlivost vztahuje k radioaktivitě vyšetřovaného objektu.

Detekční účinnost, či citlivost, zobrazovacího systému je kvantifikována jako četnost impulsů N [imp./s] měřená scintilační kamerou s plošným zdrojem záření (který leží celý v zorném poli), vztažená na jednotku aktivity zdroje. Vyjadřuje se v jednotkách [(imp. s⁻¹) MBq⁻¹].

Vedle vlastní detekční účinnosti scintilačního krystalu kamery závisí citlivost rozhodujícím způsobem na použitém kolimátoru. Pro univerzální kolimátory typu LEAP se citlivost scintilačních kamer pro ^{99m}Tc pohybuje kolem 150-300(imp./s)/MBq, pro kolimátory s vysokým rozlišením (HR) pak jen cca 40-100 (imp./s)/MBq. Mezi citlivostí kamery η a jejím celkovým prostorovým rozlišením R (= FWHM) platí přibližná závislost $\eta \sim R^2$. Tedy čím je lepší rozlišení zobrazovacího systému (tj. čím je menší R =FWHM), tím nižší je jeho citlivost; vede to k menší hustotě impulsů v obraze a proto k vyšším statistickým fluktuacím (vyššímu šumu). A naopak. Jinými slovy, rozlišení a citlivost si konkurují.

1.3.4 Energetické rozlišení a mrtvá doba detektoru kamery

Energetické rozlišení je definováno jako pološířka fotopíku 140 keV ve scintilačním spektru ^{99m}Tc dělená polohou vrcholu fotopíku ve spektru a vyjádřená v % (3).

Energetické rozlišení u scintilační kamery nejen že umožňuje separovat různé linie záření gama (např. při současném zobrazení dvou izotopů), ale hlavně určuje schopnost detektoru kamery odlišit Comptonovsky rozptýlené záření γ od přímého nerozptýleného záření (13). Zhoršení energetického rozlišení přístroje je jednou z příčin snížení kontrastu obrazu (9).

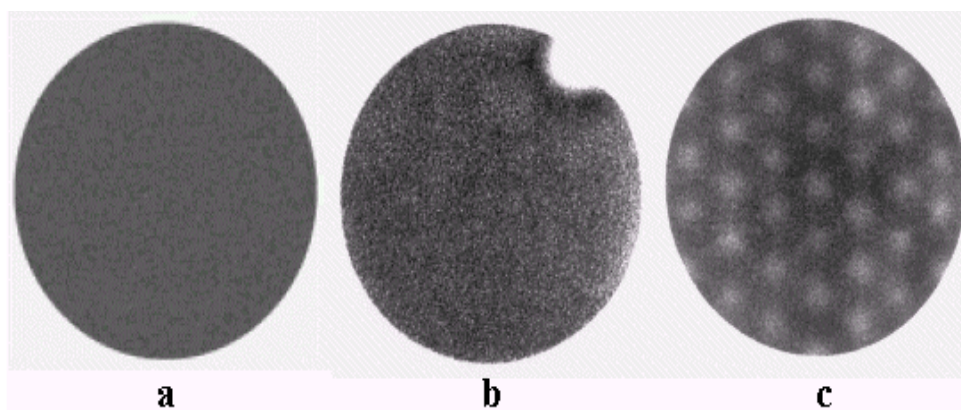
Mrtvá doba (nazývaná též někdy časovým rozlišením) se může uplatňovat při scintigrafii zdrojů s vysokou aktivitou, tj. s vysokým tokem fotonů záření γ - při četnosti řádu desítek tisíc registrovaných impulsů za sekundu. Mrtvá doba kamery vede k porušení linearitě závislosti mezi aktivitou ve zdroji a registrovanou četností impulsů, což může zkreslit výsledky analýzy dynamiky vyšetřovaných procesů. U kvantitativních dynamických studií, zvláště radiokardiografických, může tak vyvstát potřeba korekce na mrtvou dobu. Důležitá je zde celková mrtvá doba celého systému kamera+počítač. U starších typů kamer činila celková mrtvá doba kolem 5 μs , u novějších kamer je již snížena na cca 2 μs (3).

1.3.5 Vícekénková prostorová registrace

Pojem vícekénková prostorová registrace se charakterizuje rozdílem ve vyhodnocených polohách interakce fotonů gama se scintilačním krystalem kamery vycházejících z téhož bodového zdroje. Tento parametr je důležitý při scintigrafických vyšetřeních s radionuklidy s více fotopíky nebo při vyšetřeních současně se dvěma radionuklidy (3).

1.3.6 Homogenita zorného pole kamery

Důležitý parametr kvality scintigrafického zobrazení homogenita (zvaná též uniformita) udává, zda jednotlivá místa v zorném poli jsou zobrazována se stejnou účinností (citlivostí). Ozářením zorného pole kamery homogenním tokem fotonů záření γ získáme obraz homogenního zdroje, který by měl být též zcela homogenní (až na statistické fluktuace). Případné nehomogenity na tomto obraze jsou viditelné vizuálně, lze je však vyjádřit i kvantitativně (např. v procentech) (13).



Obr. č. 2: 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 (13).

Homogenita zorného pole kamery (integrální)

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

$$H = 100(N_{\max} - N_{\min}) / (N_{\max} + N_{\min})$$

(kde N_{\max} je maximální, N_{\min} minimální počet impulsů nastřádaný v pixelech obrazu homogenního zdroje) (3).

Diferenciální homogenita

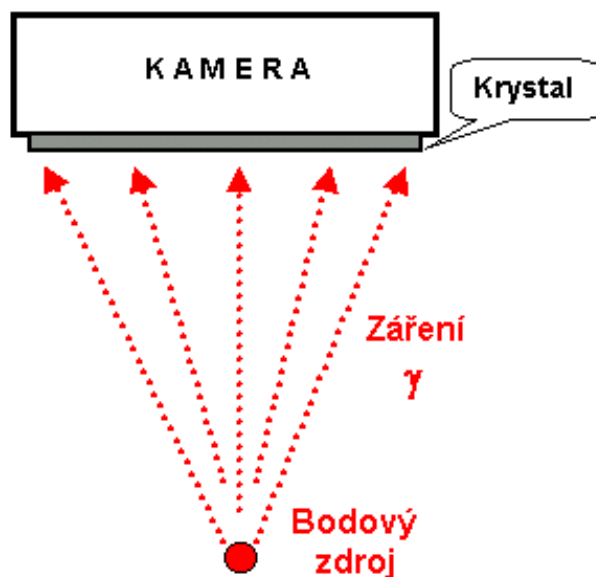
Jelikož lidské oko je při vizuálním posuzování obrazů citlivé spíše na rozdíly jasů sousedních oblastí, může být pro hodnocení homogenity zobrazení užitečná i tzv. diferenciální homogenita. Pro její kvantifikaci bylo přijato následující kritérium: Diferenciální homogenita je podíl největšího rozdílu počtu impulsů v sousedních buňkách (v řádku i sloupci) v obrazu homogenního zdroje, dělený průměrným počtem impulsů v obraze: $H_{df} = \max(N_i - N_{i-1}) / (N_{\max} + N_{\min})$. Pro snížení vlivu statistických fluktuací se stanovovaný počet impulsů průměruje v rozsahu 5 buněk (3).

Užitečné a centrální zorné pole

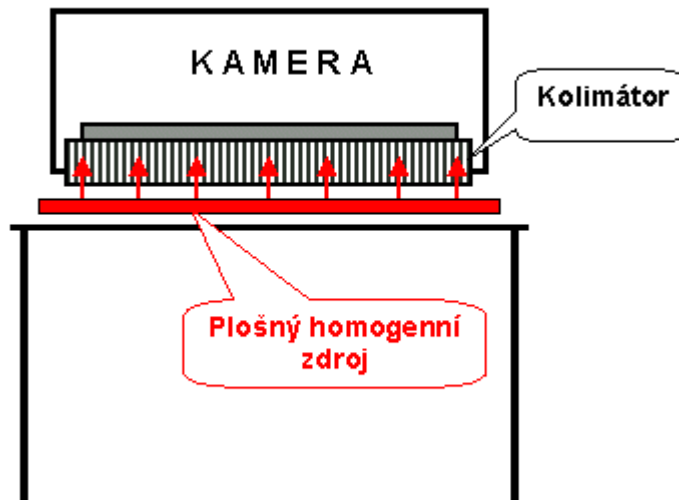
Z konstrukce scintilační kamery plyne, že kvalita scintigrafického obrazu bývá nejlepší v centrální části zorného pole, zatímco v okrajových částech může být poněkud zhoršená. Proto se často homogenita (a někdy i další parametry kamery) stanovují zvlášť pro celé (užitečné) zorné pole (tzv. UFOV - useful 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 % (3).

Podobně jako u rozlišení, i u homogenity scintilační kamery rozeznáváme:

- **Vnitřní homogenitu detektoru kamery** (intrinsic): je daná homogenitou scintilačního krystalu a jeho světelné odezvy, sběrem světla, citlivostí a seřazením jednotlivých fotonásobičů. Měří se homogenním ozářením detektoru **bodovým zdrojem bez kolimátoru**. (Obr. č. 3). Jako bodový zdroj slouží nejčastěji ampule nebo injekční stříkačka naplněná roztokem ^{99m}Tc .
- **Celkovou homogenitu kamery** („vnější“ - extrinsic): danou vnitřní homogenitou detektoru kamery a homogenitou (resp. příp. nehomogenitou) použitého kolimátoru. Měří se s nasazeným kolimátorem pomocí **homogenního plošného zdroje**, který je tvořen deskou s homogenně rozptýleným izotopem, nejčastěji ^{57}Co . (Obr. č.4) (13). Tento izotop je vhodný kvůli delšímu poločasu rozpadu $T_{1/2}$ 271 dní z hlediska opakovaného použití plošného homogenního zdroje.



Obr. č. 3: Testování a kalibrace vnitřní homogenity zorného pole scintilační kamery bez kolimátoru pomocí bodového zdroje umístěného v dostatečně velké vzdálenosti (13).



Obr. č. 4: Měření celkové homogenity scintilační kamery s kolimátorem pomocí plošného homogenního zdroje (13).

Homogenita měřená postupem s pomocí plošného zdroje ^{57}Co by měla být přibližně stejná jako při postupu s bodovým zdrojem (3).

Výhody kontroly homogenity pomocí bodového zdroje $^{99\text{m}}\text{Tc}$:

- Nízká radiační zátěž personálu při používání zdrojů s nízkou aktivitou.
- Možnost snadného změření homogenity s jinými radionuklidy.

Nevýhody:

- Odkrytý krystal detektoru je náchylný k mechanickému poškození a citlivý ke zdrojům záření v okolí, jež mohou působit artefakty obrazu.
- Nevhodné geometrické uspořádání bodového zdroje a detektoru.

Výhody kontroly homogenity pomocí plošného zdroje ^{57}Co :

- Možnost zjistit poškození kolimátoru.
- Snadné provedení v krátké době.

Nevýhody:

- Poměrně vysoká cena zdroje.
- Ztížené zjišťování, zda příčinou pozorované nehomogenity je detektor nebo kolimátor nebo sám zdroj.
- Radiační zátěž pracovníků při manipulaci s plošnými zdroji ^{57}Co o aktivitě až několik stovek MBq.

Pro měření homogenity se v některých doporučeních preferuje objemový zdroj. Je to nádoba z plexiskla (o tloušťce 8 cm), která se plní radioaktivním roztokem $^{99\text{m}}\text{Tc}$. Při jeho použití je nutné úzkostlivě dbát na to, aby po naplnění nezůstala vzduchová bublina a aby byl roztok důkladně promíchán (vzduchové bubliny a nedostatečné promíchání mohou být příčinou značné nehomogenity). Nevýhodou je rovněž radiační zátěž personálu při přípravě zdroje a možnost povrchové kontaminace pracovního prostředí (3).

1.3.6.1 Planární integrální homogenita (denní test)

Provedení s použitím plošného zdroje ^{57}Co (měření homogenity systému, angl. extrinsic uniformity).

Plošný zdroj ^{57}Co kruhového nebo obdélníkového tvaru (o rozměrech zajišťujících plné pokrytí zorného pole detektoru, rozměry zdroje musí být minimálně o 2 cm větší než rozměry zorného pole) se umístí ve vzdálenost 10 cm od čela detektoru opatřeného kolimátorem s paralelními otvory; u dvouhlavé kamery se použije s výhodou plošný zdroj s aktivní plochou na obou stranách; homogenita zdroje udaná výrobcem (vyjádřená jako relativní směrodatná odchylka souboru měření četnosti fotonů z různých bodů etalonu o ploše 1 cm²) musí být menší než 1 %; obsah radionuklidových nečistot k referenční době udaný výrobcem musí být menší než 0,1 %.

Zkontroluje se symetrické nastavení okénka analyzátoru o šířce $\pm 10\%$ (tj. o šířce 20%) na fotoník $122\text{ keV }^{57}\text{Co}$.

V matici doporučené výrobcem se akumulují 4 milióny impulsů (u kamer se zorným polem kolem 50 cm) nebo 2 milióny impulsů (u kamer se zorným polem o průměru 30 - 40 cm). Měřená četnost nesmí překročit 20 tisíc imp/s.

V oblasti odpovídající centrálnímu zornému poli detektoru CFOV (o průměru 75 % průměru užitečného pole UFOV) se nalezne maximální a minimální počet impulsů v pixelu N_{\max} a N_{\min} a dosazením do vztahu $100(N_{\max}-N_{\min})/(N_{\max}+N_{\min})$ se vypočte homogenita v %.

Provedení s použitím „bodového“ zdroje $^{99\text{m}}\text{Tc}$ (měření vnitřní homogenity, angl. *intrinsic uniformity*).

Ampule s roztokem $^{99\text{m}}\text{Tc}$ o objemu 1 ml a aktivitě takové, aby měřená četnost nebyla větší než 20 tisíc impulsů/s se umístí v ose detektoru (bez kolimátoru) ve vzdálenosti 2,5 - 3 m. Při akvizici dvěma detektory současně se zdroj umístí přesně v průsečíku os obou detektorů ve vzdálenosti 2,5 - 3 m; poloha zdroje musí být volena tak, aby detektory byly ozářeny zcela homogenně.

Hodnocení

Hodnota planární integrální homogenity by měla být u kamer s korekcí nehomogenity lepší než $\pm 6\%$ (tyto hodnoty zahrnují statistický rozptyl vyplývající z poměrně malého akumulovaného počtu impulsů). Neumožňuje-li software počítače vyhodnocení homogenity, provede se jen vizuální kontrola obrazu plošného zdroje. Je však nutné počítat s tím, že lze prostým okem rozpoznat jen nehomogenity převyšující přibližně 10 %.

Frekvence

Při předávacím testování (je nutné provést test se všemi kolimátory s paralelními otvory, jež jsou k dispozici), poté každý den resp. týden podle pokynů výrobce (u moderních kamer s digitálními detektory bývá interval měření homogenity delší než den nebo týden).

Nápravná opatření

Opakovat test; při překročení uvedených hodnot nehomogenity je nutné pečlivě zkontrolovat postup při měření, zejména nepřekročení povolené četnosti 20 tisíc imp/s, stáří plošného zdroje ^{57}Co , nastavení okénka analyzátoru. Dále je nutné zkontrolovat, zda není kontaminován detektor, zda v místnosti nejsou jiné zdroje záření, zda není mechanicky poškozen kolimátor, zda je vyhovující linearita posuzovaná na základě obrazu bar fantomu aj. Kontaktovat servis.

1.3.6.2 Diferenciální homogenita

Provedení je možné jen za předpokladu, že je přístroj vybaven programem pro tento test. Získá se obraz plošného zdroje ^{57}Co stejným způsobem jako u stanovení integrální homogenity.

Obraz centrálního zorného pole se zpracuje v řádcích a sloupcích; na začátku řádku se volí „okénko“ 1×5 pixelů a zaznamená se maximální rozdíl v obsahu pixelů; poté se „okénko“ posune o jeden pixel a opět se zaznamená maximální rozdíl v obsahu pixelů; tímto způsobem se „prohlédnou“ všechny řádky a sloupce. Stanoví se největší odchylka v počtu impulzů v pixelech v souboru všech „okének“ v centrálním zorném poli detektoru. Diferenciální homogenita se vypočte dělením zjištěné největší odchylky v obsahu pixelů součtem obsahu dvou pixelů reprezentujících tuto největší odchylku.

Hodnocení

Diferenciální homogenita zjištěná při předávacím testování nesmí převýšit hodnotu udanou výrobcem o 0,5 procentní jednotky (např. je-li podle výrobce diferenciální homogenita 2,5 % , nesmí zjištěná hodnota překročit 3 %); při provozních zkouškách nesmí diferenciální homogenita překročit hodnotu zjištěnou při předávací zkoušce o více než 0,5 procentní jednotky.

Frekvence

Získáme společně s integrální homogenitou.

Výrobci moderních SPECT systémů udávají diferenciální homogenitu v centrálním zorném poli detektoru v rozmezí od 1,5 % do 3 % (3).

1.4 Scintilační kamera DST-XL - popis systému



Obrázek č. 5: Scintilační kamera DST-XL na ONM v nemocnici v Českých Budějovicích.

Scintilační kamera DST-XL je na Oddělení nukleární medicíny v Českých Budějovicích v provozu od roku 2006. Jedná se o repasovanou dvouhlavou kameru s variabilním úhlem nastavení detektorů, vysokou rozlišovací schopností pro všeobecné použití. Byla vyrobena firmou Sopa Medical Vision, kterou v roce 2000 získala společnost GE Medical Systems.

Součástí scintilační kamery DST-XL:

- 1 vyvážené gantry a stojan s kolejkami, digitální ovládání pohybů pro vyšetření SPECT a celotělové, dálkové ovládání ručním ovladačem s osmi motoricky poháněnými vzájemně nezávislými pohyby.

- 2 digitální pravoúhlé detektory se zorným polem 540×400 mm: NaI(Tl) krystal, tloušťka 9,5 mm; 94 fotonásobičů (86 šestihranných a 8 kruhových); magnetické stínění až do 560 keV.
- 1 stíněná elektronická skříň zabudovaná v gantry zahrnující: integrovaný počítačový multitaskový akviziční systém; jednotka ovládání a sběru dat.
- 1 pohyblivá digitální akviziční ovládací/kontrolní konzole, zahrnující: ovládací/kontrolní jednotku sestávající se z barevného displeje 15", klávesnice a trackballu (velikost matrice obrazu- 512×512×8 bitů, velikost alfa grafické matrice - 512×704×4 bity, 4 simultánní barevné škály přiřaditelné ke každému kvadrantu, 256 úrovní barvy, až 64 uživatelem definovaných barevných škál); tlačítka nouzového zastavení, schopnosti zobrazení polohování pacienta na čtvrtině obrazovky.
- 1 kompletní sada akvizičních programů pro statický, dynamický, list mode, energetický list mode, synchronizovaný s EKG, multiizotopový, step and shoot a body contouring tomografický sběr dat, dynamický SPECT, soubor pro gatovaný SPECT, celotělový, dvouizotopový, zajišťující účinné řízení souborů a plnou simultánnost se zpracovatelským softwarem.
- 1 vybavení pro snímkování celého těla, zahrnující hardware pro boční pohyb.
- 1 SCINTIBEDTM nízkoútlumové mnohoúčelové lůžko pacienta z uhlíkových vláken, pohon pohybu nahoru/dolů motorický s digitálním ovládacím modulem a samostavěcím podlažním polohováním pro SPECT a celotělové vyšetření (otočení o 90 st.).
- 2 bezpečnostní pacientské podložky.
- 2 clony 540×400 mm UFOV pro kalibraci homogenity, s pouzdrem.
- 2× nízkoenergetický kolimátor pro všeobecné použití, LEHR (LEAP) 140-C, repasovaný.
- 1 poloautomatický měnič kolimátorů DST-XL pro 2 kolimátory.

- 2× středněenergetický kolimátor pro všeobecné použití, MEAP 300-C, repasovaný.



Obr. č. 6: Ovládací konzole

2. Cíl práce a hypotéza

2.1 Cíl práce

Hlavním cílem mé práce je porovnat výsledky měření planární homogenity zorného pole scintilační kamery DST-XL s limity stanovenými výrobcem. Výsledky získám pomocí testu s bodovým zdrojem ^{99m}Tc , který se provádí bez kolimátoru.

2.2 Hypotéza

Výsledky testů stability homogenity zorného pole scintilační kamery DST-XL se budou pohybovat v rozmezí hodnot stanovených výrobcem.

3. Metodika

Při měření homogenity zorného pole scintilační kamery DST-XL v planárním režimu musíme vycházet z doporučení vydaného SÚJB a především z pokynů stanovených výrobcem. **Ten stanovil limity pro hodnoty integrální i diferenciální homogenity na tři procenta.**

Měření budeme provádět se sundanými kolimátory z detektorů pomocí bodového zdroje. Jako bodový zdroj použijeme 2 ml injekční stříkačku naplněnou roztokem ^{99m}Tc o aktivitě 4 MBq, kterou umístíme do stropního držáku nad detektory.



Obr. č. 7: Prázdná injekční stříkačka připevněná v držáku na stropě vyšetřovny.

Na pracovišti ONM v Českých Budějovicích se stanovení homogenity zorného pole provádí z časových důvodů v odpoledních hodinách po skončení programu vyšetření pacientů. Měření zde provádí radiologický fyzik.

3.1 Postup měření

3.1.1 Výměna kolimátoru

Při stanovení planární homogenity pomocí bodového zdroje je prvním krokem sundání kolimátorů z obou detektorů. Výměna kolimátorů probíhá poloautomaticky.



Obr. č. 8: Vozík připravený na výměnu kolimátorů.

Připravíme si prázdný vozík na kolimátory. Viz kapitola Přílohy, obr. č. 15. Na ovládací konzoli si ze základní tabule klikneme na **ACG UTILITY**, pak na **CHANGE COLLIMATORS** (výměna kolimátorů) → **CHANGE BOTH COLLIMATORS** (vyměnit oba kolimátory - standart) → Upozornění: **Remove safety pads if necessary**. Podle tohoto pokynu sundáme ochranné kryty detektoru, které chrání pacienty před jeho nárazem. Odemkne mechanické zámky obou kolimátorů.

Poté klikneme na **ENTER**. → Upozornění: **The gantry will perform automatic motions. Remove any obstruction. Press start when ready**. Kamera bude automaticky najíždět do polohy pro výměnu detektorů. Musíme zkontrolovat, zda jsou z dráhy pohybu odstraněny všechny překážky. → **START** → **DOCKING: press card pads against lower detector**. Najedeme s vozíkem pod spodní detektor. → **ENGAGE BRAKES**. Zabrzdíme vozík. → **Center gantry laterally**. Srovnáme gantry s vozíkem. → **All leds must be on**. Všechny tři LED kontrolky musí svítit. **Press enter when ready**. → **ENTER** → **INCREASE RADIUS**. Odjedeme detektory od sebe. → Zazní zvukový signál. Detektor je tedy ve správné poloze. → **START** → Odemkne se zámek a sundá se spodní kolimátor, který zůstane ležet na vozíku.



Obr. č. 9: Detektor č. 1 před výměnou kolimátoru.

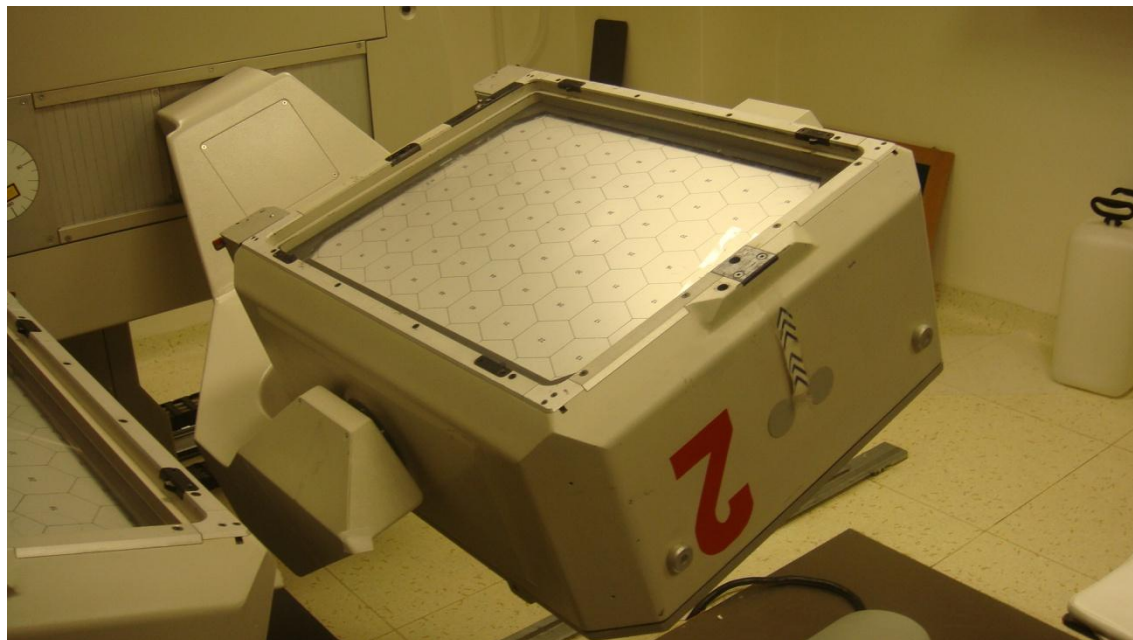
Nyní přistoupíme k sundání horního kolimátoru. Vozík již máme zcentrovaný s gantry. Na monitoru se objeví: **DECREASE RADIUS**. Detektory přiblížíme k sobě. → Zvukový signál. → **START** → Opět se odemkne zámek a detektor zůstane položený na vozíku. → **Release brakes and pull the card away**. Uvolníme brzdy a odjedeme s vozíkem s kolimátory. → Press enter when completed. → **ENTER** → **SELECT (YES pro nasazení jiných kolimátorů) NO**. Nebudeme nasazovat jiné kolimátory. → **EXIT** → **The gantry will perform automatic motions. Remove any obstruction. Press start when ready**. → Kamera automaticky odjede zpátky do výchozí polohy. Výměna kolimátorů je ukončena.

3.1.2 Stanovení homogenity



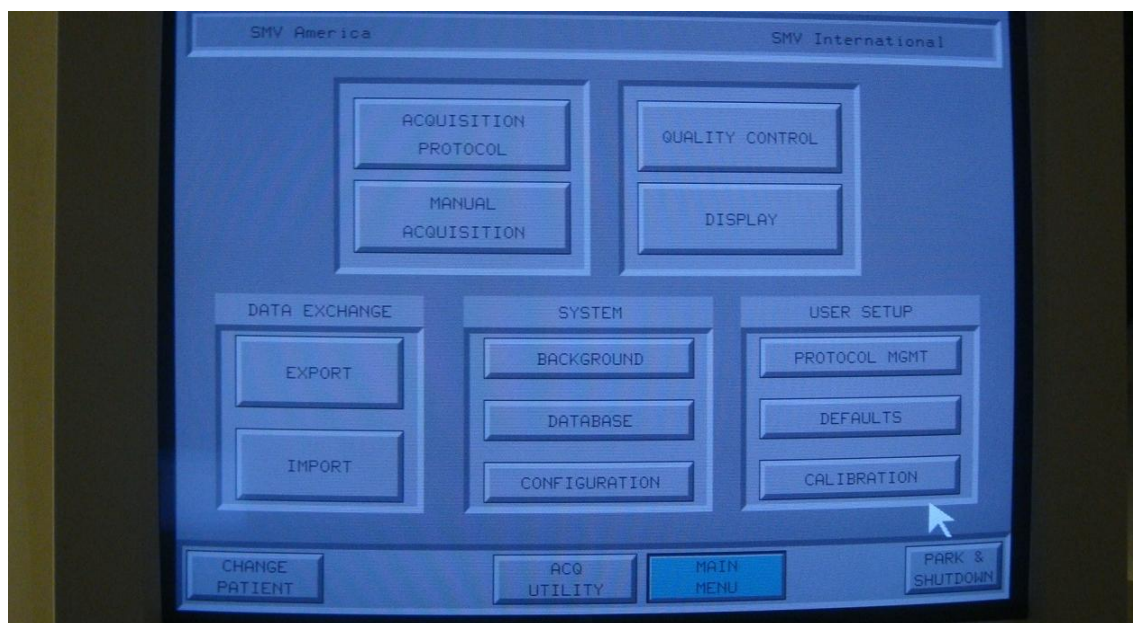
Obr. č. 10: Detektory v poloze pro měření s umístěným bodovým zdrojem na stropě

Na detektory bez kolimátorů musíme dát ochranné desky z plexiskla. Jsou číré a na okrajích mají olověný pruh, který vymezí oblast pro měření.



Obr. č. 11: Detektor bez kolimátoru s nasazenou ochrannou deskou z plexiskla.

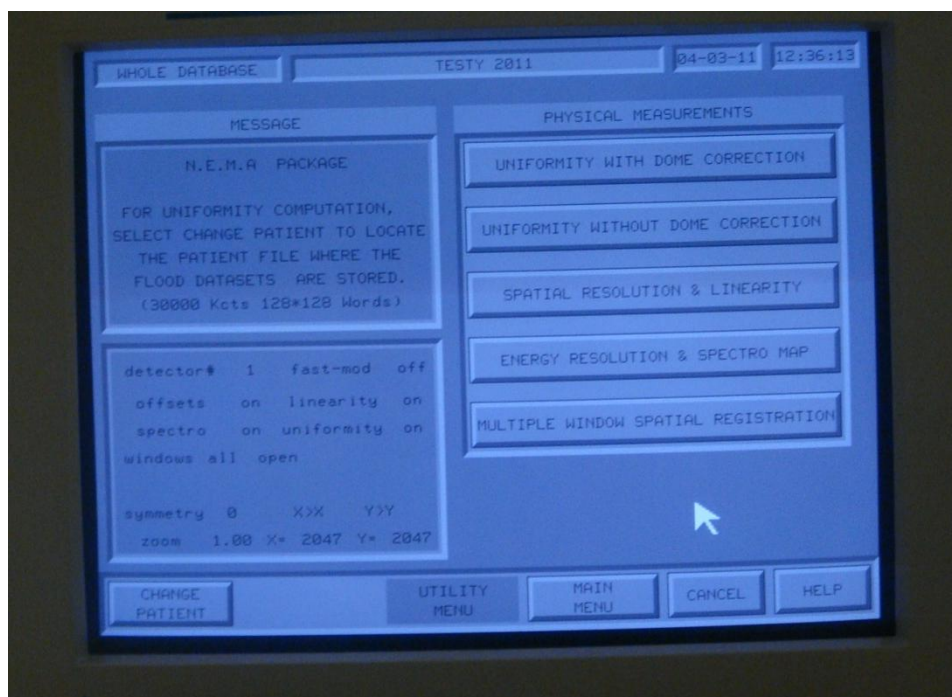
MAIN MENU. Na počítači si najedeme do základní tabule. → **QUALITY CONTROL.** Zvolíme protokol pro kontrolu kvality. → Detektory se nastaví do polohy nutné provedení kontroly. Viz. kapitola Přílohy, obr.č. 16 → Dojdeme pro předem připravenou 2 ml injekční stříkačku, která slouží jako bodový zdroj. Stříkačka je naplněna roztokem ^{99m}Tc o aktivitě 4 MBq. Vydáme stříkačku z olověného přepravního kontejneru a umístíme ji do držáku na stropu místnosti. → Na ovládací konzoli zvolíme **MANUAL ACQUISITION** → **STATIC.** Vybereme statickou studii. → **DETECTOR 1&2.** Vybereme pro měření oba detektory současně. → Napíšeme název studie: HOMOGENITA → Vybereme izotop ^{99m}Tc . (Pro každý radionuklid, který se na kameře používá, se toto měření dělá zvlášť.) → Zvolíme matici. **WORD 128×128.** → Předvolba impulsů na 10 miliónů (aby výsledek nebyl zatížen statistickou chybou). → Následně se zobrazí pro kontrolu všechny zvolené podmínky. → **ACQUISITION** → **START.** Probíhá sběr dat.



Obr. č. 12: Základní tabule

3.1.3 Výpočet výsledků

MAIN MENU. Základní tabule. → **QUALITY CONTROL.** Kontrola kvality.
→ **PHYSICAL MEASUREMENTS (NEMA).** Fyzikální měření podle standardů NEMA.
→ **UNIFORMITY WITH DOME CORRECTION.** Homogenita s korekcí na malou vzdálenost.
→ Vybereme studii.
→ Počítač stanoví výsledky podle norem NEMA.
→ Zobrazení výsledků pro detektor č. 1.
→ **BACK.** Zpět.
→ Postup zopakujeme pro získání výsledků pro detektor č. 2.



Obr. č. 13: Menu pro fyzikální měření dle NEMA

Měření trvá přibližně půl hodiny (podle aktivity zdroje). Po skončení měření nejprve uklidíme zdroj na místo k tomu určené. Sundáme a uklidíme ochranné desky z detektorů. Provedeme nasazení kolimátorů a nastavíme kameru do původní polohy, ve které byla před zahájením měření.

3.1.4 Nápravná opatření

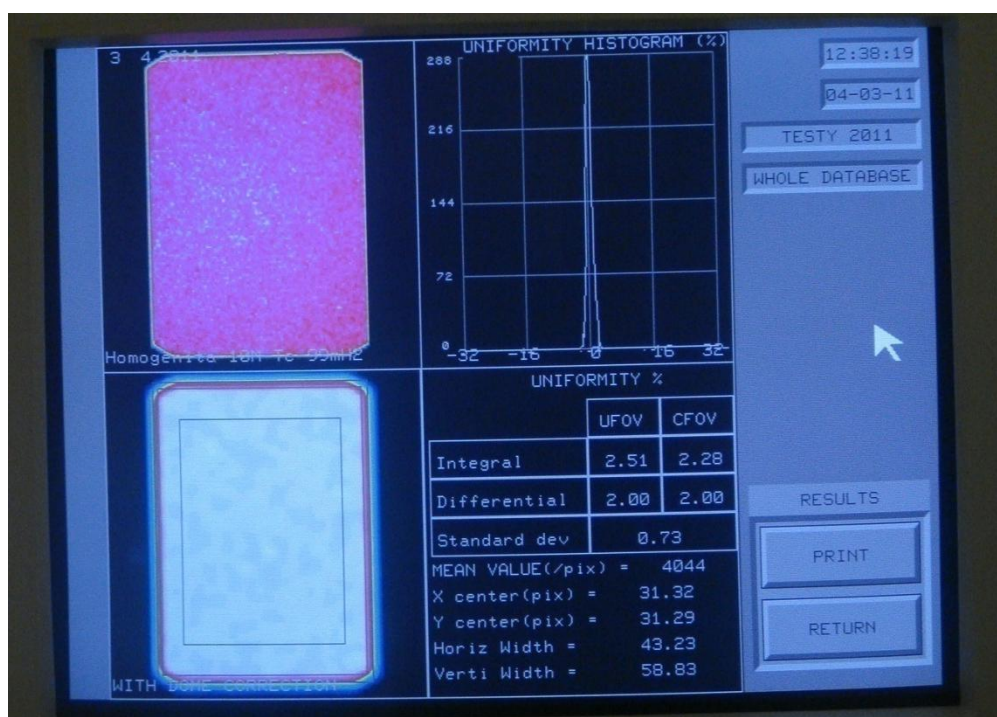
Je-li výsledná hodnota homogenity zorného pole větší než 3 %, provedeme **kalibraci detektoru**. Ze základní tabule **MAIN MENU** zvolíme kalibraci. **CALIBRATION**→**NUCLEAR CALIBRATIONS**→**UNIFORMITY**→**DETECTOR 1&2**→**UNIFORMITY WITH POINT SOURCE**. Homogenita s bodovým zdrojem.→**CHANGE ISOTOPE**. Vybereme ^{99m}Tc , nastavíme energii. → Stanovíme počet impulsů na detektor na 30 miliónů. → **START**

Kalibrace detektoru trvá přibližně půl hodiny. **Po jejím ukončení provedeme znovu stanovení homogenity.**

4. Výsledky

4.1 Výsledky měření

U scintilační kamery DST-XL je grafický výstup kontrol na speciální tiskárnu, která je bohužel mimo provoz. Proto jsem musela výsledky měření homogenity zorného pole odfotografovat z monitoru ovládací konzole.



Obrázek č. 14: Výsledky stanovení homogenity ze 4. 3. 2011.

Výše uvedený obrázek zde uvádím jako názorný příklad. Výsledky jsem sestavila do dvou tabulek, které budou pro prezentaci výsledků praktičtější.

Stanovení stability homogenity zorného pole scintilační kamery DST-XL jsem prováděla na Oddělení nukleární medicíny v Českých Budějovicích od začátku října 2010 do konce března 2011 ve čtrnáctidenních intervalech.

Limit stanovený výrobcem pro hodnotu integrální i diferenciální homogenity zorného pole scintilační kamery DST-XL jsou tři procenta.

Hodnotu integrální i diferenciální homogenity získáme společně při 1 měření.

Tabulka č. 1: Detektor č. 1

| Datum | Integrální homogenita H [%] | | Diferenciální homogenita H_{dif} [%] | |
|------------|-----------------------------|------|---|------|
| | UFOV | CFOV | UFOV | CFOV |
| 8.10.2010 | 2,61 | 2,31 | 2,51 | 2,49 |
| 22.10.2010 | 2,43 | 2,25 | 2,2 | 2,25 |
| 5.11.2010 | 2,52 | 2,4 | 2,34 | 2,27 |
| 19.11.2010 | 2,58 | 2,42 | 2,28 | 2,32 |
| 3.12.2010 | 2,67 | 2,54 | 2,56 | 2,61 |
| 17.12.2010 | 2,61 | 2,49 | 2,37 | 2,33 |
| 30.12.2010 | 2,55 | 2,35 | 2,43 | 2,4 |
| 14.1.2011 | 2,48 | 2,27 | 2,25 | 2,28 |
| 28.1.2011 | 2,42 | 2,22 | 2,56 | 2,54 |
| 11.2.2011 | 2,49 | 2,26 | 2,34 | 2,38 |
| 25.2.2011 | 2,57 | 2,38 | 2,21 | 2,29 |
| 4.3.2011 | 2,51 | 2,28 | 2 | 2 |
| 18.3.2011 | 2,45 | 2,31 | 2,32 | 2,36 |

Tabulka č. 2: Detektor č. 2

| Datum | Integrální homogenita H [%] | | Diferenciální homogenita H_{dif} [%] | |
|------------|-----------------------------|------|--|------|
| | UFOV | CFOV | UFOV | CFOV |
| 8.10.2010 | 2,52 | 2,33 | 2,47 | 2,35 |
| 22.10.2010 | 2,36 | 2,21 | 2,23 | 2,32 |
| 5.11.2010 | 2,27 | 2,5 | 2,41 | 2,46 |
| 19.11.2010 | 2,48 | 2,45 | 2,25 | 2,52 |
| 3.12.2010 | 2,66 | 2,63 | 2,58 | 2,47 |
| 17.12.2010 | 2,37 | 2,44 | 2,32 | 2,36 |
| 30.12.2010 | 2,53 | 2,48 | 2,33 | 2,28 |
| 14.1.2011 | 2,42 | 2,37 | 2,24 | 2,31 |
| 28.1.2011 | 2,33 | 2,29 | 2,37 | 2,26 |
| 11.2.2011 | 2,55 | 2,52 | 2,26 | 2,42 |
| 25.2.2011 | 2,44 | 2,39 | 2,5 | 2,46 |
| 4.3.2011 | 2,53 | 2,47 | 2,43 | 2,51 |
| 18.3.2011 | 2,26 | 2,3 | 2,37 | 2,46 |

Pro detektor č. 1 se výsledky integrální homogenity pohybovaly od 2,22 do 2,67 procent. Hodnoty diferenciální homogenity byly v rozmezí 2 až 2,61 procent.

Pro detektor č. 2 byla integrální homogenita 2,21 až 2,66 procent a diferenciální homogenita 2,23-2,58 procent.

4.2 Nápravná opatření

Při našem měření homogenity zorného pole nebyl nikdy překročen limit tři procent stanovený výrobcem a nebylo tedy potřeba přistupovat k nápravným opatřením (kalibrace detektoru a následné opakování celého měření, kontrola zdroje, kontaktovat servis).

5. Diskuze

Scintilační kamera DST-XL je na Oddělení nukleární medicíny Nemocnice České Budějovice v provozu od roku 2006. Až doposud nebyla stabilita homogenity jejího zorného pole zpracována v bakalářské práci. Získávání informací o scintilační kameře DST-XL pro mne bylo náročné. Výrobce firma Sopa Medical Vision již neexistuje, v roce 2000 jí získala firma GE Medical Systems. Neexistují tedy žádné webové stránky s podrobnějšími informacemi o vyráběných přístrojích. Kamera je repasovaná a na oddělení není k dispozici prospekt výrobce. Informace o technických parametrech této kamery jsem získala až prostřednictvím ing. Pěničky od servisní firmy ACESO Praha s.r.o., která je výhradním distributorem firmy GE Healthcare v oblasti nukleární medicíny pro Českou republiku a Slovenskou republiku.

Program zabezpečování jakosti na pracovištích nukleární medicíny je vyžadován zákonem č. 18/1997 Sb. Na základě Metodických pokynů a doporučení Státního úřadu pro jadernou bezpečnost (Systém zabezpečení jakosti na pracovištích nukleární medicíny - přístrojová technika) jsou stanovené postupy, které musí každé oddělení nukleární medicíny při kontrole detekčních parametrů scintilačních kamer dodržovat. Jedinou volbou každého pracoviště tedy je, jaký si vybere pro měření zdroj záření. Oběma postupy se dosáhne přibližně stejných výsledků. Na ONM v českobudějovické nemocnici pracují s bodovým zdrojem, který tvoří injekční stříkačka naplněná roztokem ^{99m}Tc o aktivitě 4MBq. Ta je v případě scintilační kamery DST-XL upevněna na stropě nad oběma detektory. Bodový zdroj má tu výhodu, že se připravuje z izotopu, který je na oddělení nejvíce využíván ke scintigrafii. Je tedy finančně dostupnější než plošný homogenní zdroj s ^{57}Co . Ten se ale na rozdíl od jednorázového použití bodového zdroje používá opakovaně, protože má delší poločas rozpadu. Hlavní výhodou používání plošného zdroje je z hlediska provádění měření to, že se nemusí sundávat kolimátory. Tímto se zkrátí doba potřebná k provedení kontroly homogenity zorného pole.

Já jsem stanovení homogenity pomocí plošného zdroje záření neprováděla, a proto nemohu objektivně posoudit, která metoda je pro personál lepší. Nicméně na ONM v Českých Budějovicích je metoda s bodovým zdrojem rutinou, která spolehlivě funguje.

6. Závěr

Stanovení planární homogenity zorného pole scintilační kamery DST-XL jsem prováděla ve čtrnáctidenních intervalech od října 2010 do konce března 2011. Žádné výsledky měření nepřekročily limit tři procent stanovený výrobcem jak pro integrální tak i pro diferenciální homogenitu. Hypotéza této bakalářské práce se potvrdila.

Limit pro homogenitu zorného pole nebyl překročen ani v ostatní dny, kdy jsem měření nesledovala. Scintilační kamera DST-XL fungovala spolehlivě, bez závad. Ani u ostatních parametrů kontroly kvality zobrazovacích přístrojů nebyly překročeny limity stanovené výrobcem.

Kontroly jakosti scintilačních kamer zajišťují plynulý chod pracoviště. Umožňují včasné odhalení závažných změn technických parametrů, jež by měly za následek nižší, případně nevyhovující kvalitu diagnostických a léčebných výsledků. S jejich metodikou by měl být obeznámen každý radiologický asistent pracující na oddělení nukleární medicíny.

7. Seznam použitých zdrojů

Použitá literatura:

1. Bakos, K., Hušák, V. *Nukleární medicína*. Praha: Avicenum, 1985. 293 str.
2. Elliot, A. T. *Quality assurance in practical nuclear medicine*. Oxford: Oxford University Press, 1998. ISBN 0-19-262842-9
3. Hušák, V. a kol. Metodické pokyny a doporučení SÚJB: *Systém zabezpečení jakosti na pracovištích nukleární medicíny-přístrojová technika*. Praha: Nuklin v Ústavu jaderných informací Zbraslav a.s., 1999, 47. str., ISBN 80-7073-077-3.
4. Hušák, V. a kol. Fyzikální základy planárního a tomografického zobrazování v nukleární medicíně. *Česká radiologie*, 2001, 53,47-58, ISSN 1210-7883.
5. Hušák, V. a kol. Přejímací a rutinní testování dvouhlavé scintilační kamery SPECT. *Česká radiologie*, 1996, 50, č. 4, str. 277-282, ISSN 1210-7883.
6. Hušák, V. a kol. Soubor zařízení a postupů pro kontrolu detekčních parametrů scintilačních kamer. *Československá radiologie*, 1984, 38, str. 348-357. ISSN 0069-2344.
7. Kupka, Karel a kol. *Nukleární medicína*. 1. vyd. Příbram: P3K, 2007. 190 str. ISBN 978-80-903584-9-2.
8. Urbánek, Jan a kol. *Nukleární medicína*. 4. upravené a doplněné vyd. Jilemnice: Gentiana, 2002. 154 str. ISBN 80-86527-05-0

Webové stránky:

9. Hušák, Václav a kol. Parametry scintilačních kamer [online]. Olomouc. Univerzita Palackého. 10. 9. 2009 [2011-03-20]. 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/parametry-scintilacnich-kamer/#c8250>.
10. Hušák, Václav a kol. Scintilační kamera- základní konstrukce [online]. Olomouc. Univerzita Palackého. 10. 9. 2009 [2011-03-19]. 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/>
11. MedImaging.net staff writers. GE acquires Sopha Medical Vision [online]. 27. 11. 2000 [2010-09-15]. Dostupné z:
http://www.medimaging.net/industry_news/articles/8890000/ge_acquires_sopha_medical_vision.html
12. SÚJB. Zákony v kompetenci SÚJB [online]. [2010-11-26] Dostupné z:
http://www.sujb.cz/?c_id=229
13. Ullmann, Vojtěch. Radioisotopová scintigrafie [online]. 2002 [2010-10-12]. Dostupné z: <http://www.astronuklfyzika.cz/Scintigrafie.htm>

8. Klíčová slova

Bodový zdroj

Integrovaná homogenita

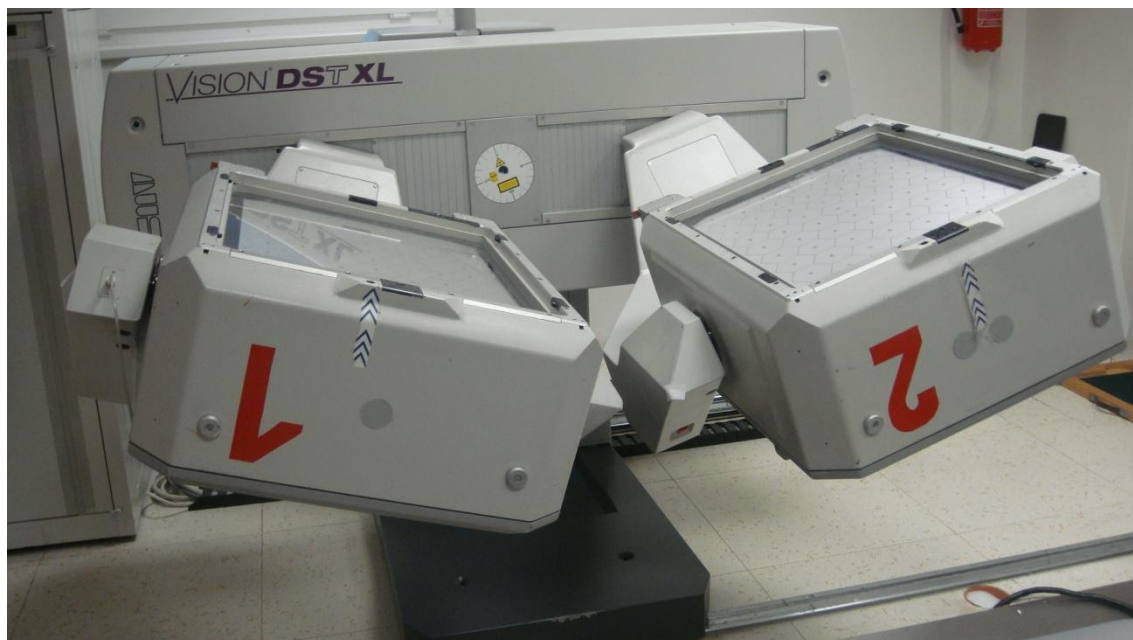
Plošný zdroj

Provozní zkoušky

Scintilační kamera

System zabezpečení jakosti

9. Přílohy



Obr. č. 15: Detektory v měřící poloze s nasazenými ochrannými deskami



Obr. č. 16: Vozík na kolimátory