

Univerzita Karlova, 1. Lékařská fakulta
Kateřinská 32, 121 08 Praha 2

Bakalářská práce

Univerzita Karlova, 1. Lékařská fakulta
Kateřinská 32, 121 08 Praha 2

***Vliv akvizičních parametrů při měření homogenity na
scintilačních kamerách***

Bakalářská práce

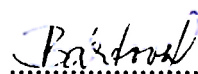
Zpracovala: Viera Bártová, studentka 3. ročníku
oboru Zdravotnické techniky
Vedoucí práce: Ing. Daniela Kotalová

Praha, červen 2007

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci vypracovala samostatně a všechny použité prameny jsem uvedla v seznamu literatury.

V Praze 1.června 2007



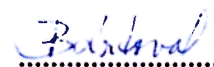
.....

podpis

PODĚKOVÁNÍ

Chtěla bych poděkovat paní Ing. Daniele Kotalové za cenné rady, podněty a připomínky. Dále bych chtěla poděkovat panu Ing. Jiřímu Trnkovi za vytvoření programu v MATLABU.

V Praze 1.června 2007



.....

podpis

Abstrakt

Cíl práce: Kontrola vnitřní homogenity gama kamer umožňuje odhalit případné problémy seřizení gama kamery. Cílem této práce bylo zjistit vliv akvizčních parametrů na výslednou hodnotu vnitřní homogenity.

Metoda práce: Tato práce zjišťovala vliv následujících akvizčních parametrů – celkového počtu nasnímaných impulsů, velikosti akvizční matice a šířku energetického okna. Další studie hodnotila vliv fluktuaace hodnot homogenity při opakovaném měření homogenity. Integrální a diferenciální vnitřní homogenita byla vypočtena pro centrální i užitečné pole.

Výsledky: Z mých měření vyplývá, že relativní a standardní odchylka opakovaného měření homogenity se se zvyšujícím se počtem nasnímaných impulsů výrazně nesnižuje ani nezvyšuje. Se zvyšujícím se počtem nasnímaných impulsů se vnitřní homogenita lepší, avšak, mezi 60-200 miliony impulsů je minimální. Při změně velikosti akvizční matice se vnitřní homogenita nemění. Podobně i různá šířka energetického okna hodnoty vnitřní homogenity neovlivňuje.

Závěr, shrnutí: Hodnoty vnitřní homogenity by měly být publikovány i s akvizčními parametry, za kterých byly hodnoty homogenity získány.

Klíčová slova: Vnitřní homogenita, gama kamera, kontrola kvality

Abstract

Aim: The evaluation of intrinsic flood – field uniformity makes it possible to correct many gamma-camera problems as soon as they appear. The aim of this work was to ascertain the influence of acquisition parameters at measurement of the uniformity for scintillation cameras.

Methods: The effects of the following parameters on intrinsic uniformity were studied – number of acquired counts, image matrix size and width of energy window. Another study was to evaluate fluctuations of uniformity values between successive measurements. The integral and differential uniformity was calculated in central and useful field of view.

Results: The relative deviation and standard deviation of uniformity for repeated uniformity test is not noticeable changed with increasing number of acquired counts. I demonstrated that by increasing the number of acquired counts the intrinsic uniformity improved. However, the incremental gain in intrinsic uniformity from 60-200 millions counts was minimal. The intrinsic uniformity was almost constant for all available image matrix sizes. The width of energy window does not affect the results of intrinsic uniformity.

Conclusion: The acquisition parameters should be published with the values of intrinsic uniformity.

Key words: Intrinsic flood – field uniformity, gamma camera, quality control

Obsah

1	ÚVOD	9
2	TEORETICKÁ ČÁST	10
2.1	SCINTIGRAFIE.....	10
2.1.1	Druhy scintigrafie [1, 7].....	11
2.1.2	Interakce záření gama s látkou.....	13
2.2	SCINTILAČNÍ KAMERA A JEJÍ SOUČÁSTI	14
2.2.1	Kolimátor	15
2.2.2	Scintilační detektor	17
2.2.3	Fotonásobič	19
2.2.4	Vyhodnocovací zařízení.....	19
2.3	NEPŘÍZIVÉ VLIVY U SCINTIGRAFIE A JEJICH KOREKCE	20
2.3.1	Nehomogenita zorného pole	20
2.4	KONTROLA KVALITY	21
2.4.1	Integrální homogenita zorného pole kamery	22
2.4.2	Diferenciální homogenita.....	22
2.5	MĚŘENÍ HOMOGENITY	23
2.5.1	Vnější homogenita (angl. extrinsic uniformity).....	23
2.5.2	Vnitřní homogenita (angl. intrinsic uniformity)	24
3	PRAKTICKÁ ČÁST	27
3.1	METODIKA MĚŘENÍ	27
3.1.1	Stanovení rozptylu hodnot homogenity	27
3.1.2	Závislost homogenity na celkovém počtu nasnímaných impulsů.....	28
3.1.3	Měření závislosti homogenity na velikosti akvizitní matice	29
3.1.4	Měření závislosti homogenity na šířce energetického okna	29
3.2	VÝSLEDKY MĚŘENÍ VNITŘNÍ HOMOGENITY, DISKUSE.....	30
3.2.1	Stanovení rozptylu naměřených hodnot homogenity	30
3.2.2	Závislost homogenity na celkovém počtu nasnímaných impulsů.....	31
3.2.3	Závislost homogenity na velikosti akvizitní matice	33
3.2.4	Závislost homogenity na šířce energetického okna	34

4 ZÁVĚR	36
Literatura	37
Seznam obrázků	38
Seznam tabulek	39
Seznam grafů	39

1 Úvod

Scintigrafie je zobrazovací metoda nukleární medicíny pomocí níž lze selektivně a kvantitativně vyšetřit funkci jediného typu metabolické či transportní cesty, enzymové či receptorové vazby nebo reakce antigenu s protilátkou. U scintigrafie se vyskytují některé nepříznivé a rušivé jevy, které mohou zhoršovat kvalitu zobrazení a vést tak k nesprávné interpretaci scintigrafických vyšetření ve smyslu falešně negativních či falešně pozitivních nálezů. Existuje pět základních nepříznivých vlivů, které se projevují obecně u každé scintigrafie, tj. u planární scintigrafie i u tomografické scintigrafie (nedokonalé prostorové rozlišení, statistické fluktuace – šum v obraze, absorpce záření gama, Comptonovský rozptyl záření gama a nehomogenita zorného pole kamery). Tato práce se zabývá nehomogenitou zorného pole kamery. Homogenita zorného pole patří mezi základní veličiny, které určují kvalitu scintigrafického obrazu. Kontrola homogenity je jednoduchý test, který umožňuje zjistit případné problémy scintilační kamery. V jednotlivých doporučeních jsou sice uvedeny metodiky měření, ale již chybí rozbor případného vlivu některých akvizičních parametrů na výslednou hodnotu homogenity.

Práce je rozdělena na teoretickou a praktickou část. V teoretické části je popsána scintigrafie a její druhy, scintilační kamera a její součásti, nepříznivé vlivy u scintigrafie a jejich korekce, kontrola kvality a také je v ní vysvětleno měření homogenity. V praktické části je popsána metodika měření a uvedeny výsledky jednotlivých měření vnitřní homogenity.

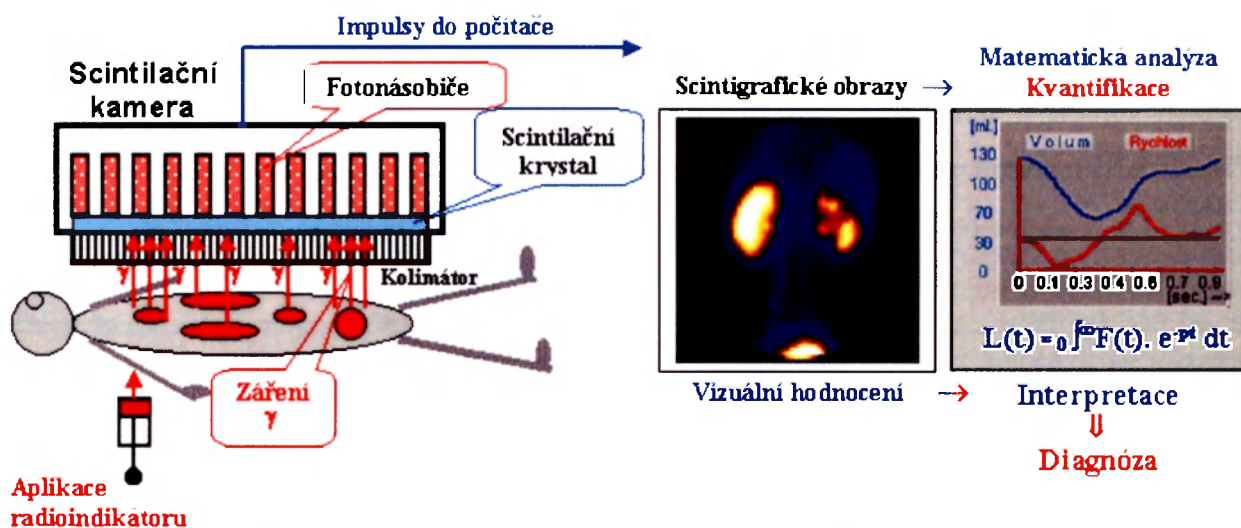
Úkolem mé práce bylo zjistit jaké jednotlivé akviziční parametry (např. velikost matice, celkový počet nasnímaných impulsů) ovlivňuje výslednou hodnotu homogenity.

2 Teoretická část

2.1 Scintigrafie

Scintigrafie je důležitou zobrazovací metodou nukleární medicíny. Název je odvozen podle scintilačního detektoru tvořícího základ scintilační kamery.

Při scintigrafii jsou scintilační kamerou snímány obrazy (mapy) prostorového rozložení aplikovaného radiofarmaka (RF) ve vyšetřované anatomické oblasti. Pomocí scintigrafie a vhodného radiofarmaka lze in vivo selektivně a kvantitativně vyšetřit funkci jediného typu metabolické či transportní cesty, enzymové či receptorové vazby nebo reakce antigenu s protilátkou. Vyšetření předpokládá podání takového radiofarmaka, jež je ve vyšetřovaném orgánu zadrženo, případně je jím aktivně vychytáno anebo se v něm alespoň přechodně hromadí ve zvýšené koncentraci z jiného důvodu. Z každého místa depozice radioaktivity se potom izotropně na všechny strany emituje záření gama, které díky své pronikavosti vychází z vyšetřované oblasti ven, kde je odstíněno, zachyceno a poté vyhodnoceno příslušnou technikou. Matematickým vyhodnocením scintigrafických studií můžeme získat křivky časového průběhu distribuce radiofarmaka a vypočítat dynamické parametry charakterizující funkci příslušných orgánů (Obr. 1).



Obr. 1 Průběh vyšetření až po matematické vyhodnocení [1]

2.1.1 Druhy scintigrafie [1, 7]

Z prostorového hlediska dělíme scintigrafii na planární a tomografickou.

Planární scintigrafie je základním druhem scintigrafického vyšetření. Je to obraz projekce distribuce RF do dvojrozměrné zobrazované roviny. Planární zobrazení poskytované scintilačními kamerami může být statické nebo dynamické.

Tomografická scintigrafie poskytuje trojrozměrné zobrazení. Zobrazuje distribuci RF v tomografických řezech (koronálním, sagitálním a transverzálním). Emisní výpočetní tomografie je dvojího druhu: SPECT a PET.

- **SPECT (Single Photon Emission Computed Tomography)** – jednofotonová emisní výpočetní tomografie je zobrazovací metoda, která využívá zářičů emitujících záření gama. SPECT je realizována jako série planárních obrazů vyšetřovaného místa, snímaných pod mnoha různými úhly (0° - 360°) detektorem kamery obíhajícím kolem pacienta. Počítačovou rekonstrukcí se pak z těchto obrazů konstruuji tomografické obrazy příčných řezů vyšetřovaným objektem. Série těchto obrazů transverzálních řezů pak vytváří celkový trojrozměrný obraz distribuce RF.
- **PET (Positron Emission Tomography)** – pozitronová emisní tomografie je zobrazovací metoda využívající pro tomografické zobrazení pozitronových zářičů. Nejprve je aplikován pozitronový β^+ zářič, který v místech své distribuce emituje pozitrony e^+ , které vzápětí anihilují s elektrony za vzniku dvou anihilačních fotonů gama o energii 511 keV vylétajících do opačných směrů (180°). Tyto fotony anihilačního záření se koincidenčně detekují prstencovým scintilačním detektorem a počítačovou rekonstrukcí přímkových průmětů koincidenčních paprsků se vytvářejí obrazy příčných řezů a případně prostorové trojrozměrné obrazy podobně jako u SPECT.

Podle časového hlediska lze scintigrafii rozdělit na statickou a dynamickou.

Statická scintigrafie je základním druhem scintigrafie. Ukazuje rozložení radiofarmaka ve vyšetřované anatomické oblasti po určité době od aplikace. Tato doba je zvolena tak, aby se

označená látka nahromadila v dané tkáni v dostatečném množství. Statická scintigrafie tedy ukazuje scintigrafické zobrazení orgánu či systému za situace, kdy se v něm distribuce radiofarmaka po dobu vyšetření prakticky nemění. Je to jeden či několik scintigrafických obrazů vyšetřované oblasti (bez ohledu na čas). Buď se snímá totéž místo z různých projekcí nebo několik různých míst organismu (multistatické scintigrafie).

Dynamická scintigrafie je v podstatě kombinace vyšetření orgánové funkce i morfologie. Opakovaným snímáním obrazu (série statických snímků) vyšetřovaného orgánu v krátkých časových intervalech po aplikaci radiofarmaka lze sledovat kinetiku radiofarmaka ve vyšetřované oblasti. Expozice jsou poměrně krátké (od několika sekund do několika minut), celková doba snímání je určena trváním vyšetřovaného děje.

U dynamické scintigrafie můžeme nejen vizuálně sledovat pohyb a časové změny distribuce radiofarmaka v organismu, ale i vytvářet příslušné dynamické křivky a matematickou analýzou stanovovat kvantitativní parametry funkce jednotlivých orgánů.

Z hlediska komplexnosti a interpretace scintigrafického vyšetření můžeme scintigrafii rozdělit na kvalitativní a kvantitativní scintigrafii.

Kvalitativní (vizuální) scintigrafie poskytuje obrazy k pouhému vizuálnímu hodnocení a posuzování případných defektů a anomálií.

Kvantitativní scintigrafie poskytuje scintigrafické obrazy, které se vedle vizuálního hodnocení zpracovávají matematicky za účelem získání kvantitativních parametrů distribuce radiofarmaka a funkce vyšetřovaných orgánů. Z hlediska vztahu mezi skutečnou aktivitou RF v organismu a jejím scintigrafickým zobrazením může být tato kvantifikace scintigrafických dat dvojího druhu [1]:

- **Relativní kvantifikace** vyhodnocující poměry počtu impulsů v jednotlivých částech obrazů, nebo křivky časového průběhu distribuce RF v orgánech a jejich částech, bez nutnosti stanovení skutečné (absolutní) aktivity RF. Matematickou analýzou těchto relativních dat lze získat některé důležité kvantitativní parametry relativní (např. poměry funkce levé a pravé ledviny), ale i absolutní (glomerulární filtrace ledvin, ejekční frakce srdeční komory, průtoky v [ml/s] a pod.) [1].

- Absolutní kvantifikace s cílem přímého stanovení aktivity v [Bq] v orgánech a tkáních. Tato absolutní kvantifikace vyžaduje pečlivou kalibraci daným radionuklidem, fantomová měření, korekci na zeslabení a rozptyl záření. Absolutní kvantifikace se provádí poměrně zřídka, má uplatnění především při plánování a monitorování radionuklidové terapie [1].

2.1.2 Interakce záření gama s látkou

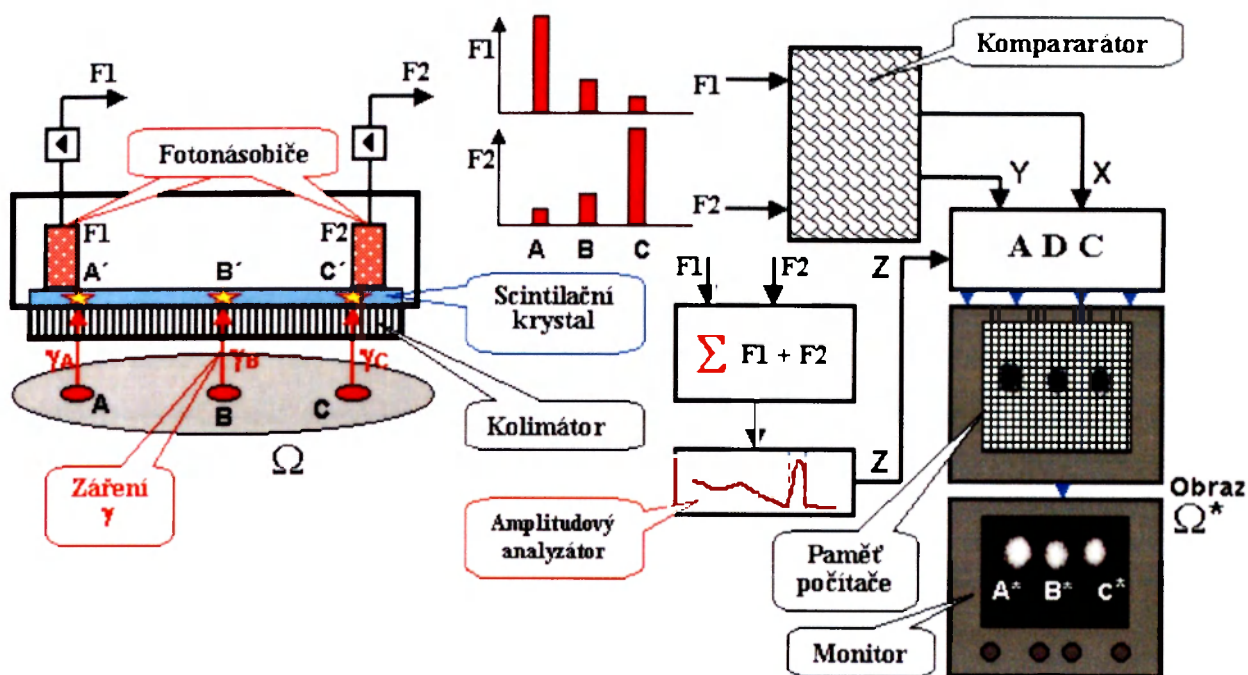
Záření gama interaguje s každou látkou třemi nejdůležitějšími způsoby:

- 1) Fotoefekt (fotoelektrický efekt) je děj, při kterém interagující foton záření gama zanikne předáním celé své energie elektronu z vnitřní slupky elektronového obalu atomu absorbujícího prostředí. Vyražený elektron ztrácí svou energii ionizací prostředí a při zaplnění jeho místa se uvolní kvantum charakteristického rentgenového záření.
- 2) Comptonův rozptyl je děj, při kterém primární foton gama předá část své energie elektronu některé z vnějších slupek atomového obalu a část energie sekundárnímu fotonu s menší energií. Sekundární foton ztrácí svou energii opět fotoefektem nebo dalším Comptonovým rozptylem.
- 3) Při energii fotonů větší než 1MeV zaniká foton v blízkosti atomového jádra tvorbou elektron-pozitronového páru.

2.2 Scintilační kamera a její součásti

Scintilační kamera je přístroj, který snímá fotony záření gama současně z celého zorného pole, převádí je na elektrické impulsy a pomocí nich pak na displeji vytváří scintigrafický obraz distribuce radiofarmaka v tomto zorném poli [1].

Konstrukce scintilační kamery (Obr. 2) vychází dosud z koncepce navržené v padesátých letech Halem O. Angerem, využívá ovšem řady moderních technických prvků včetně spojení s výpočetní technikou.



Obr. 2 Scintilační kamera (vznik digitálního scintigrafického obrazu AD-konverzí analogových souřadnicových impulsů X,Y, jejich střádáním v obrazové matici paměti počítače a zobrazením na obrazovce monitoru) [1]

Základní součástí scintilační kamery je kolimátor, scintilační detektor, který se skládá ze scintilátoru a soustavy fotonásobičů a vyhodnocovací zařízení.

2.2.1 Kolimátor

Kolimátor je olověná deska s mnoha otvory určitého tvaru, velikosti a směru. Vymezuje směr, ze kterého měřené záření přichází a potlačuje nežádoucí složky záření z jiných směrů (kolimační projekce - každý foton, který letí v jiném směru než přesně kolmo k čelu kolimátoru (tj. rovnoběžně s osami otvorů), je pohlcen na přepážkách mezi otvory kolimátoru). Dále vymezují rozsah zorného pole a ovlivňují citlivost a polohovou rozlišovací schopnost detektoru. Kolimátory jsou výměnné - existuje několik typů kolimátorů s jednoznačně definovanými vlastnostmi. Mohou být s otvory paralelními (kolmé nebo šikmé), sbíhavými (konvergentní) nebo rozbíhavými (divergentní). Kolimátory s paralelními otvory jsou nejčastěji používaným typem.

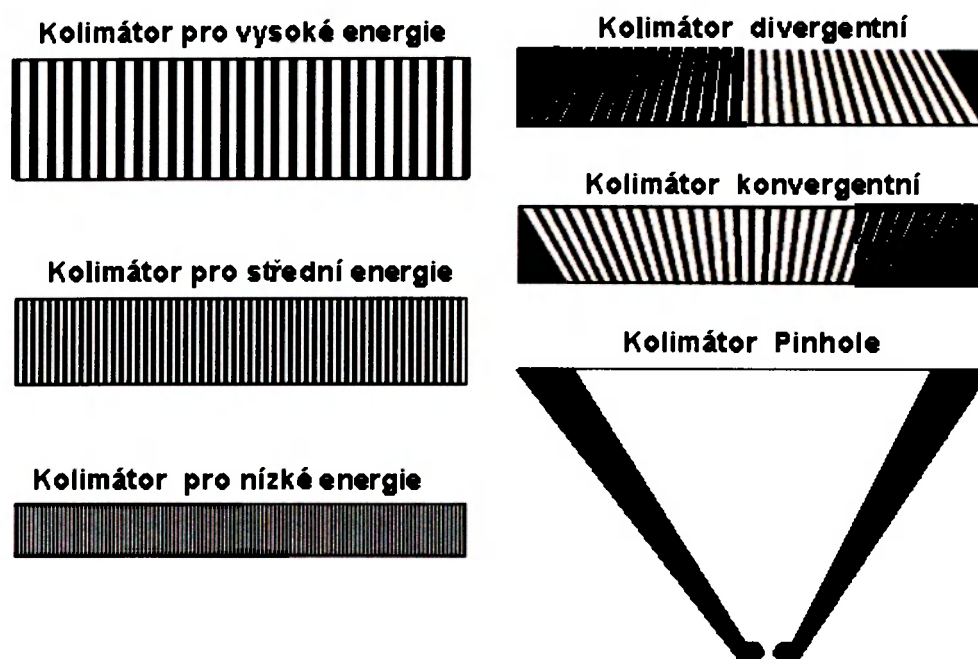
Nejzákladnějším kritériem, podle něhož se paralelní kolimátory rozdělují, je energie záření gama použitá pro scintigrafické zobrazení (Obr. 3 vlevo). Kolimátory pro vysoké energie (HE - High Energy) musí mít robustní konstrukci s dostatečně tlustými přepážkami mezi otvory, aby byla zabezpečena dostatečná absorpce záření gama přicházejícího ze šikmých směrů - aby nedocházelo k prozařování mezi přepážkami (např. při 364keV ^{131}I). Kolimátory pro střední energie (Medium Energy) mají také robustní konstrukci s tloušťkou přepážek mezi otvory cca 2-3mm, (použití např. při 172,247keV ^{111}In). Kolimátory pro nízké energie (LE - Low Energy), nejčastěji používané pro 140keV $^{99\text{m}}\text{Tc}$, jsou poměrně subtilní konstrukce s velkým počtem drobných otvorů, mezi nimiž jsou poměrně tenké přepážky (cca 0,2-0,5mm).

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 **nízkoenergetické kolimátory** dále dělí na [1]:

- Kolimátory s vysokou účinností (HS – High Sensitivity) mají krátké a větší otvory (samozřejmě tenké přepážky), aby kolimátorem procházelo co nejvíce záření gama z většího prostorového úhlu pro každý otvor. Díky této zvýšené účinnosti detekce záření je zhoršená rozlišovací schopnost zobrazení, která se zhoršuje se vzdáleností od čela kolimátoru. Tyto kolimátory se dnes používají poměrně zřídka.
- Kolimátory s vysokým rozlišením (HR – High Resolution) mají delší a drobnější otvory (cca 1-2mm) s tenkými přepážkami (cca 0,2-0,4mm), takže každý otvor snímá záření

z poměrně malého prostorového úhlu. Vyšší rozlišení vede k nižší detekční účinnosti ve srovnání s kolimátory HS. Kolimátory s ultra - vysokým rozlišením (UHR - Ultra High Resolution) mají dlouhé a velmi drobné otvory (cca 1mm) s dostatečně tenkými přepážkami (cca 0,1-0,2mm), což zaručuje velmi vysokou rozlišovací schopnost, která se pomalu zhoršuje se vzdáleností od čela kolimátoru. Kolimátor je omezeně použitelný kvůli výrazně snížené citlivosti (detekční účinnost) na úkor vysoké rozlišovací schopnosti.

- Kolimátory s kompromisem mezi rozlišením a citlivostí (někdy se označují jako LEAP – Low Energy All Purpose) vznikly za účelem jejich univerzálnosti.



Obr. 3 Druhy kolimátorů scintilačních kamer [1]

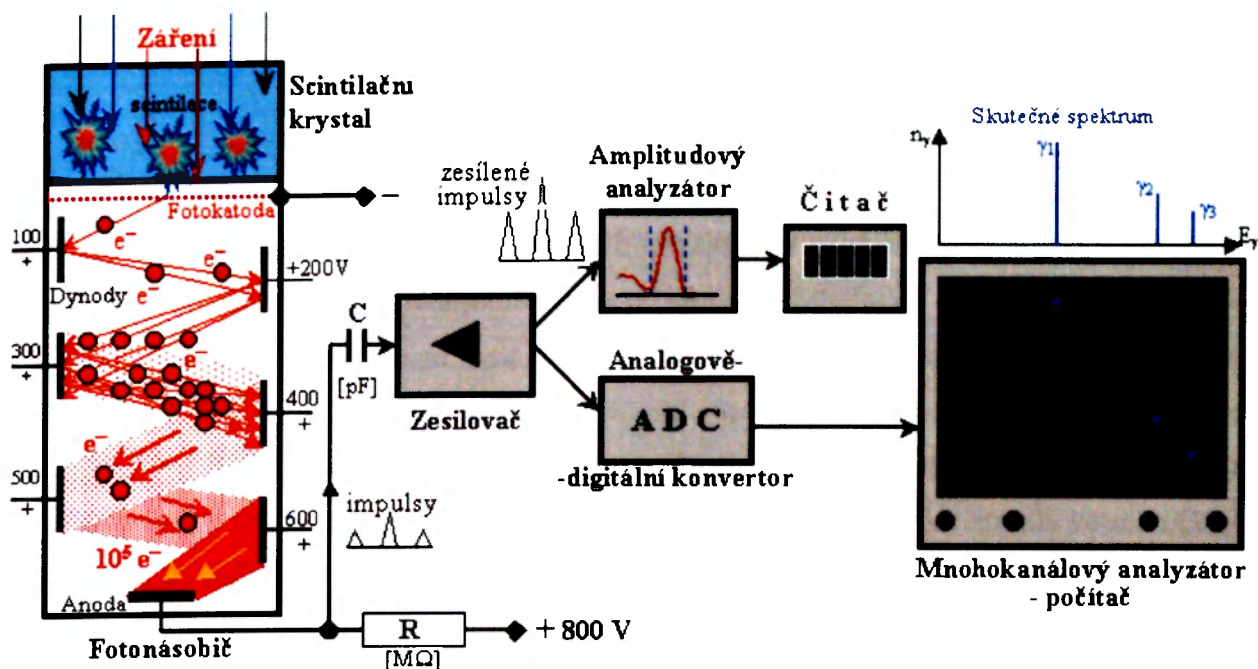
Divergentní kolimátor (Obr. 3 vpravo) s otvory mírně se rozbíhajícími směrem k objektu, umožní získat obraz většího zorného pole, nežli je plocha krystalu a naopak **kolimátor konvergentní** (Obr. 3 vpravo) se sbíhajícími se otvory směrem k objektu, umožňuje zvětšit obraz menšího orgánu tím, že jej rozloží na větší část plochy krystalu. Divergentní kolimátory se používaly ke zmenšení obrazu v době, kdy gamakamery měly ještě malé zorné pole (kolem 25cm), takže např. plíce by se do zorného pole nevešly. Konvergentní kolimátory se používaly naopak pro zobrazování malých orgánů jako je srdce, aby bylo lépe využito velké zorné pole kamery. Nevýhodou těchto kolimátorů je závislost měřítka zobrazení na vzdálenosti od čela

kolimátoru. Technická zdokonalení scintilačních kamer vedoucí ke zvětšení zorného pole a zlepšení vnitřního rozlišení soustavy krystalu a fotonásobiče odsunuly tyto druhy kolimátorů do historie. Další typ kolimátoru, **Fan Beam**, je konvergentní jen v jednom směru, zatímco v druhém směru jsou otvory paralelní – ohnisko je přímka (resp. úsečka). Tyto kolimátory se občas využívají u scintigrafie SPECT při zobrazení mozku a myokardu. Jejich výhodou je, že mají relativně vysokou citlivost a zároveň dobré rozlišení i ve větší vzdálenosti od čela. **Jednoděrový kolimátor**, zvaný Pinhole (Obr. 3 vpravo) vytváří na obrazovce zrcadlový obraz orgánu. Jeho detekční účinnost je obecně velmi malá a má pozoruhodnou vlastnost - velikost obrazu (tj. měřítko zobrazení) velmi silně závisí na vzdálenosti zobrazovaného objektu od otvoru kolimátoru Pinhole. Pokud je vzdálenost zobrazovaného předmětu od otvoru menší než vzdálenost otvoru od krystalu kamery, poskytuje Pinhole zvětšené zobrazení. Kolimátory Pinhole se nyní využívají především v nukleární thyreologii.

Kolimátor ovlivňuje prostorovou rozlišovací schopnost a citlivost kamery. Úkolem kolimátoru je provést co nejdokonalejší projekci distribuce RF ve vyšetřovaném objektu pomocí záření gama do roviny velkoplošného scintilačního krystalu. Na vlastnostech kolimátoru proto do značné míry závisí konečná kvalita scintigrafického obrazu [1].

2.2.2 Scintilační detektor

Scintilační detektor je složen ze scintilátoru a soustavy fotonásobičů (princip detektoru je zobrazen na Obr. 4).



Obr. 4 Princip scintilačního detektoru. V pravé části na obrazovce je typický tvar scintilačního spektra záření gama - ve srovnání se skutečným čárovým spektrem nahoře [1]

2.2.2.1 Scintilátor (scintilační krystal)

Scintilátor je látka, která po excitaci nabitými částicemi vysílá světelné záření ve viditelné až ultrafialové části spektra [2]. V nukleární medicíně se ve scintilačních kamerách používají monokrystaly jodidu sodného aktivovaného thaliem - NaI(Tl) o velikosti až 45cm x 50cm a obvyklé tloušťce 9,5mm. NaI(Tl) emituje modrozelené světlo max. vlnové délky 415nm. Nejúčinněji jsou detekovány fotony záření gama s energií do 100keV, ale ještě při energii 150keV je v krystalu tloušťky 10mm absorbováno kolem 90 % fotonů dopadajících na krystal. Krystal NaI(Tl) je použitelný pro energie zhruba do 500keV, s rostoucí energií fotonů však rychle klesá detekční účinnost. Energetická rozlišovací schopnost v rozmezí 100-200keV je 10-15% [2].

Scintilační krystal je silně hygroskopický, a proto musí být hermeticky uzavřen v hliníkovém pouzdře, které chrání krystal před pronikáním vlhkosti vzduchu a celý detektor před pronikáním vnějšího světla. Vnitřní stěny pouzdra jsou opatřeny reflexní vrstvou, která světelné fotony odráží na fotokatodu fotonásobiče.

2.2.3 Fotonásobič

Ke krystalu je pomocí optického kontaktu připojena soustava několika desítek fotonásobičů o průměru cca 3-5cm. Fotonásobič je vakuovaná skleněná trubice, která přeměňuje scintilační fotony na měřitelné elektrické impulsy. Z fotokatody (tenká kovová vrstvička nanosená zevnitř na vstupním okénku fotonásobiče) jsou po absorpci světelných fotonů emitovány elektrony. Ty jsou elektrickým polem usměrněny na systém dynod, ze kterých jsou sekundární emisí uvolňovány další elektrony. Počet elektronů na dynodách lavinovitě narůstá, takže z poslední dynody dopadá na anodu velký počet elektronů. Velikost napětového (proudového) pulsu na výstupu fotonásobiče je úměrná energii, kterou ionizující částice ztratila ve scintilátoru. Fotokatoda každého fotonásobiče je vyrobena z materiálu zvláště citlivého na vlnovou délku světla scintilátoru (materiálem bývá cesium a antimon). Tloušťka fotokatody je přibližně 10^{-7} cm. Pro správnou funkci kamery je důležité, aby všechny fotonásobiče měly shodné technické charakteristiky.

2.2.4 Vyhodnocovací zařízení

Na výstupu fotonásobiče se tedy objevuje velké množství elektrických impulsů, které je třeba dále zpracovat a vyhodnotit. Pro tento účel se využívá řada elektronických obvodů, které impulsy zesilují, třídí podle velikosti a počítají [2].

Vyhodnocení a zobrazení impulsů začíná zapojením výstupů fotonásobičů do speciálního pasivního elektronického obvodu sestaveného z kondenzátorů nebo odporů, kondenzátorové nebo odporové matice, která slouží k určení polohy a intenzity světelného záblesku ve scintilačním krystalu. Nejsilnější impuls je zaznamenán na výstupu fotonásobiče, jehož fotokatoda je scintilačnímu záblesku nejbližší. Směrem od tohoto místa amplitudy impulsů na výstupech fotonásobičů klesají. Kdybychom k lokalizaci záblesku využili jenom fotonásobič s největším impulsem na výstupu, bylo by prostorové rozlišení kamery příliš hrubé – rovnalo by se průměru fotonásobiče [2, 8]. Vyššího rozlišení lze dosáhnout kombinací výstupů ze všech fotonásobičů. Relativní intenzita signálů na výstupu fotonásobičů je odporovou maticí transformována do 4 výstupních signálů (střed těchto signálů je uprostřed krystalu). Součtem všech 4 signálů vznikne signál z, jehož velikost je úměrná celkové energii deponované při absorpci fotonu gamma v krystalu. Scintilační krystal, fotonásobiče a některé elektronické obvody jsou stíněny olo-

věným pouzdrům a tvoří detekční hlavu scintilační kamery. Hlava je umístěna na masivním stativu umožňujícím zaměření kamery na vyšetřovanou oblast [2].

2.3 Nepříznivé vlivy u scintigrafie a jejich korekce

2.3.1 Nehomogenita zorného pole

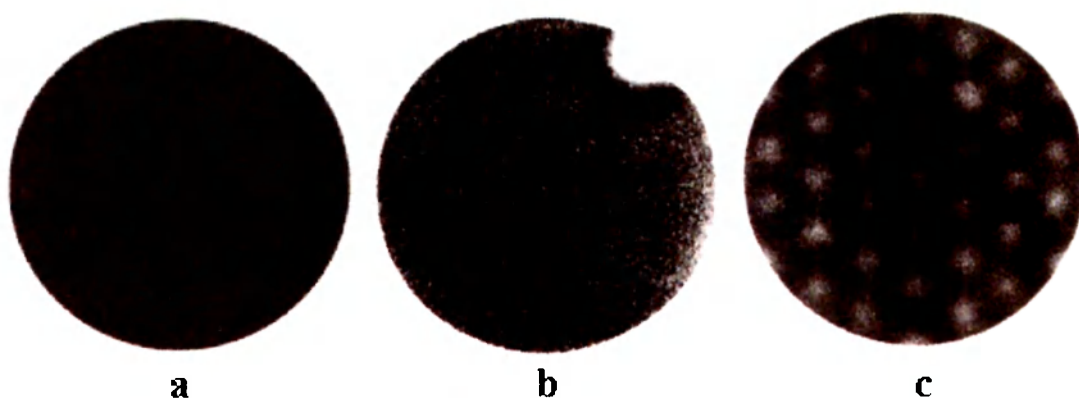
Drobné odchylky v detekční účinnosti jednotlivých míst scintilačního krystalu a v účinnosti sběru scintilačních fotonů z krystalu jednotlivými fotonásobiči vedou k tzv. nehomogenitě zorného pole detektoru kamery [1]. Ta se projevuje arteficiálním snížením nebo zvýšením počtu impulsů v určitých místech obrazu. Nehomogenitu lze částečně snížit seřízením jednotlivých fotonásobičů na stejnou účinnost (stejnou polohu fotopíku) a především počítačovou korekcí pomocí vhodné matice korekčních koeficientů (ta se získá z nasnímaného obrazu homogenního zdroje) [1]. Na Obr. 5 a 6 je ukázáno srovnání nehomogenního a homogenního obrazu a na Obr. 7 některé obrazy nehomogenity.



Obr. 5 Nehomogenní obraz



Obr. 6 Homogenní obraz



Obr. 7 Měření homogenity s plošným zdrojem či bodovým zářičem [1]

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

2.4 Kontrola kvality

Pro posouzení kvality scintigrafického zobrazení, jeho optimalizaci a odhalení případných chyb a poruch, je potřeba analyzovat a testovat fyzikální vlastnosti scintilačních kamer [1].

Vlastnosti scintilačních kamer lze popsat několika fyzikálními parametry – prostorovou rozlišovací schopností, homogenitou zorného pole, linearitou zorného pole a detekční účinností scintilační kamery. Vedle výše uvedených základních parametrů, které mají primární vliv

na kvalitu scintigrafického zobrazení, se u scintilační kamery uvažují i parametry detekční, popisující její vlastnosti z pohledu scintilační detekce a spektrometrie záření gama. Tyto parametry jsou sice sekundární a pomocné, avšak mohou zprostředkovaně ovlivňovat kvalitu zobrazení. Jejich nepříznivé změny mohou též signalizovat nesprávnou funkci scintilační kamery (energetické rozlišení a mrtvá doba detektoru kamery).

2.4.1 Integrální homogenita zorného pole kamery

Homogenita (zvaná též uniformita) je základní veličinou, popisující kvalitu obrazu scintilačních kamer. Udává, zda jednotlivá místa v zorném poli jsou zobrazována se stejnou účinností (citlivostí). Ozářením zorného pole kamery homogenním tokem fotonů záření gama získáme obraz homogenního zdroje, který by měl být též zcela homogenní (až na statistické fluktuace) [1]. Případné nehomogenity (odchyly od ideálního stavu) na tomto obraze jsou viditelné vizuálně. Kvantitativně vyjadřujeme homogenitu pomocí veličiny integrální homogenity:

$$I. U. = (I_{\max} - I_{\min}) / (I_{\max} + I_{\min}) \quad (\times 100 \text{ při vyjádření v } \%);$$

I_{\max} značí maximální a I_{\min} minimální počet impulsů v pixelech obrazu homogenního zdroje.

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 [1, 6].

2.4.2 Diferenciální homogenita

Diferenciální homogenita popisuje lokální změny citlivosti v malých částech zorného pole kamery a stanovuje podíl největšího rozdílu počtu impulsů v sousedních pixelech (v řádku i sloupci) v obrazu homogenního zdroje a součet toho samého počtu impulsů v obraze:

$$U_{\text{dif}} = (I_{\max} - I_{\min}) / (I_{\max} + I_{\min})$$

Pro snížení vlivu statistických fluktuací se stanovovaný počet impulsů určuje v rozsahu 5 pixelů [1, 6].

Z konstrukce scintilační kamery vyplývá, 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 zorné pole (UFOV – Useful Field of View) a zvlášť pro centrální část zorného pole (CFOV – Central Field of View). Jako centrální část se většinou bere 75 % z plochy celého zorného pole.

Nejdůležitějším údajem zůstává ale hodnota integrální homogenity, jejíž výkyvy vždy signalizují problémy s funkcí přístroje. Proto je zvykem i oficiálním doporučením většiny výrobců scintilačních kamer tuto veličinu sledovat a na základě jejího měření popřípadě přistoupit ke kalibraci nebo opravě systému.

Všechny uvedené veličiny jsou v praxi popisovány pomocí tzv. standardů, které jsou nejčastěji definovány na základě standardů NEMA (National Electrical Manufacturers, americké sdružení výrobců elektrických zařízení). Ze standardů NEMA vychází i doporučení SÚJB (Státní úřad pro jadernou bezpečnost).

2.5 Měření homogenity

Následující popis měření homogenity vychází z doporučení SÚJB [3].

2.5.1 Vnější homogenita (angl. extrinsic uniformity)

Vnější homogenita se měří s použitím plošného zdroje ^{57}Co s kolimátorem (viz Obr. 8). Tímto zdrojem můžeme rychle a operativně zkontrolovat homogenitu zorného pole. Jestliže homogenita nevyhovuje, provedeme recalibraci kamery pomocí bodového zdroje (viz kap. 2.5.2). Plošný zdroj ^{57}Co kruhového nebo obdélníkového tvaru (o rozměrech zajišťujících plné pokrytí zorného pole detektoru - rozměry zdroje musí být minimálně o 2cm větší než rozměry zorného pole) se umístí ve vzdálenosti 10cm 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 1cm^2) musí být menší než 1 %; obsah radionuklidových nečistot k referenční době udaný výrobcem musí být menší

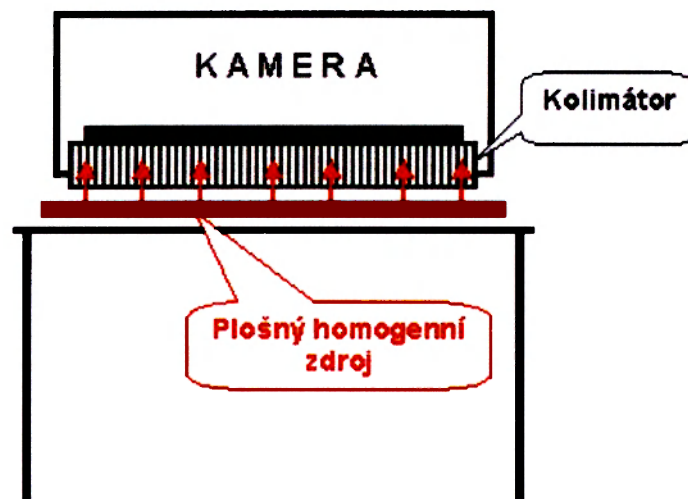
než 0,1 %, dále se kontroluje symetrické nastavení okénka analyzátoru o šířce ± 10 % (tj. o šířce 20 %) na fotopík 122keV ^{57}Co .

Aktivita plošného zdroje:

Doporučuje se používat plošné zdroje ^{57}Co s aktivitou menší než 200MBq (je-li detektor opatřen kolimátorem typu LEAP příp. LEGP), aby nedošlo k překročení maximální doporučené četnosti 20-25 tisíc impulsů za sekundu.

Radionuklidové nečistoty v plošném zdroji:

Zdroje o stáří 6-8 měsíců jsou výhodnější vzhledem k podstatně nižšímu obsahu radionuklidových nečistot ^{56}Co a ^{58}Co (poločasy těchto kontaminantů 71 dní a 79 dní jsou podstatně kratší než poločas ^{57}Co 271,26 dní). Radionuklidové nečistoty ve zdroji používaném krátce po jeho pořízení mohou způsobit závažnou arteficiální nehomogenitu obrazu.

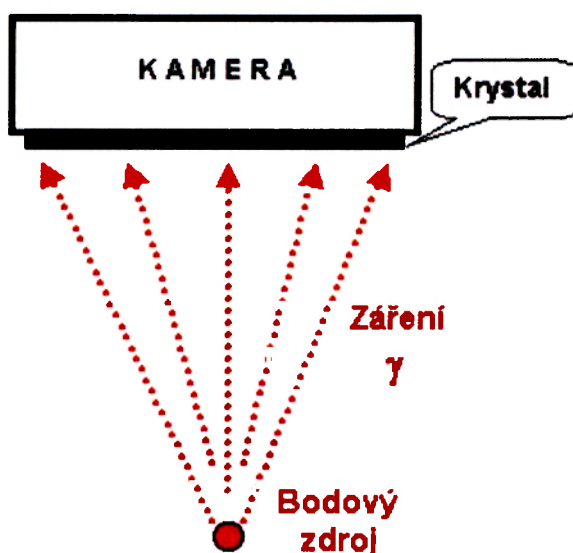


Obr. 8 Měření homogenity scintilační kamery pomocí plošného homogenního zdroje [1]

2.5.2 Vnitřní homogenita (angl. intrinsic uniformity)

Nejjednodušším postupem pro měření vnitřní homogenity bez kolimátoru je použití “bodového” zdroje $^{99\text{m}}\text{Tc}$ (viz Obr. 9). Ampule s roztokem $^{99\text{m}}\text{Tc}$ o objemu max. 0,5ml a takové aktivity, aby měřená četnost nebyla větší než 20-25 tisíc impulsů/s se umístí v ose detektoru (bez kolimátoru) ve vzdálenosti 2,5–3m; při akvizici dvěma detektory současně se zdroj umístí přesně v průsečíku os obou detektorů ve vzdálenosti 2,5-3m; poloha zdroje musí být volena

tak, aby detektory byly ozářeny zcela homogenně, takže i vzniklý scintigrafický obraz by měl být homogenní. Na obraze pak můžeme posuzovat případné odchylky od homogenní distribuce. V případě, že homogenita zorného pole není vyhovující, provede se kalibrace homogenity zobrazení scintilační kamery, pro kterou mají moderní digitální kamery příslušnou softwarovou proceduru.



Obr. 9 Testování a kalibrace homogenity zorného pole pomocí „bodového“ zdroje [1]

Objemový zdroj plněný radioaktivním roztokem:

Pro měření homogenity se v některých doporučeních preferuje objemový zdroj - nádoba z plexiskla (o tloušťce 8cm) která se plní radioaktivním roztokem ^{99m}Tc . Při jeho použití je nutné dbát na to, aby po naplnění nezůstala vzduchová bublina a aby roztok byl 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.

Porovnání postupů kapitol 2.5.1 a 2.5.2:

Homogenita měřená postupem v kapitole 2.5.1 pomocí plošného zdroje ^{57}Co by měla být přibližně stejná jako homogenita měřená při postupu v kapitole 2.5.2 pomocí „bodového“ zdroje. Příčinou nesouhlasu může být např. mechanické poškození kolimátoru, nevhodné geometrické uspořádání „bodového“ zdroje a detektoru aj.

Měření homogenity u systémů SPECT v planárním režimu:

U těchto systémů se doporučuje kontrolovat homogenitu přednostně postupem uvedeným v kapitole 2.5.1 - pomocí plošného zdroje záření. Při přijímacím testování SPECT systému se doporučuje zkouška závislosti integrální homogenity na úhlu otočení detektoru (homogenita může být ovlivněna magnetickým polem země a tepelnými gradienty). S plošným zdrojem ^{57}Co připevněným k detektoru se získají obrazy při otočení detektoru o 0° , 90° , 180° a 270° . Homogenita vyhodnocená z těchto obrazů by se neměla odlišovat o víc než o 0,75 %.

3 Praktická část

3.1 Metodika měření

Vzhledem k nízké aktivitě plošného zdroje ^{57}Co (pro měření vnější homogenity) byla měřena pouze vnitřní homogenita.

Měření bylo provedeno s bodovým zdrojem $^{99\text{m}}\text{Tc}$ ve vzdálenosti 2,5m od detektoru a bez kolimátoru (podmínky pro měření viz kap. Vnitřní homogenita - 2.5.2). Výsledné hodnoty byly zpracovány v programu zhotoveném v prostředí MATLABU pracovníkem ÚNM (Ústav Nukleární Medicíny). Program vyhodnotil integrální i diferenciální homogenitu jak v centrálním (CFOV) tak užitečném poli (UFOV). Při vyhodnocení byl obraz homogenity převeden do matice tvořené tzv. „superpixelem“. Velikost „superpixelu“ je dle doporučení NEMA 6,6mm, případně nejbližší vhodné velikosti. Následně byl obraz vyhlazen konvolucí a pak byly vypočteny hodnoty integrální a diferenciální homogenity dle vztahů (viz kap. 2.4.1 a 2.4.2). Tento program byl vyhotoven podle doporučení NEMA [4].

Úkolem práce bylo zjistit rozptyl hodnot homogenity při nastavení, závislost homogenity na celkovém počtu nasnímaných impulsů, závislost homogenity na velikosti akviziční matice a nakonec závislost na šířce energetického okna.

3.1.1 Stanovení rozptylu hodnot homogenity

Prvním měřením bylo zjištění rozptylu naměřených hodnot homogenity. Toto měření se opakovalo pro 3 různé hodnoty celkově nasnímaných impulsů – 30mil., 60mil. a 200 milionů impulsů (3 měření). Akviziční podmínky při snímání byly následující: velikost matice byla nastavena na 512x512, šíře energetického okna na 20 % (fotopík $^{99\text{m}}\text{Tc}$ (140keV) ± 10 %). Četnost impulsů při měření byla stanovena v prvním případě (pro 30mil. imp.) na 25tis. imp/s, ve druhém případě (pro 60mil. imp.) na 30tis. imp/s a ve třetím případě (pro 200mil. imp.) na 33tis. imp/s. V prvním a ve druhém případě bylo nasnímáno 6 obrazů ihned za sebou a ve třetím případě 4 obrazy ihned za sebou při stejných podmínkách.

Pro naměřené hodnoty homogenity jednotlivých obrazů homogenity byla vypočtena průměrná hodnota, odhad směrodatné (absolutní) odchylky výběru a relativní odchylka. Komentáře a diskuse zjištěných výsledků jsou uvedeny v kap. 3.2.

Vztah pro výpočet průměrné hodnoty:

$$\bar{N} = \frac{1}{n} \sum_{N=i}^n N_i,$$

kde: \bar{N} je aritmetický průměr naměřených hodnot, n celkový počet měření a N_i jednotlivé naměřené hodnoty.

Vztah pro výpočet odhadu směrodatné odchylky výběru:

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{N=i}^n (N_i - \bar{N})^2}$$

Vztah pro výpočet relativní odchylky:

$$\Delta N_i = \frac{\sigma_{N_i}}{\bar{N}} \times 100[\%]$$

3.1.2 Závislost homogenity na celkovém počtu nasnímaných impulsů

Při tomto stanovení závislosti bylo při velikosti akviziciční matice 512x512 nasnímáno sedm obrazů homogenity při celkovém počtu nasnímaných 1, 3, 10, 30, 60, 100 a 200 milionech impulsů. Energetické okno o šířce 20 % bylo symetricky nastaveno na oblast píku úplné absorpce ^{99m}Tc (140keV). Četnost impulsů při měření byla cca 30tis. imp/s. Pro každý obraz homogenity byla vypočtena integrální a diferenciální homogenita v centrálním (CFOV) a užitečném (UFOV) zorném poli.

3.1.3 Měření závislosti homogenity na velikosti akviziční matice

Pro zjištění závislosti homogenity na velikosti akviziční matice bylo nasnímáno pět obrazů homogenity při celkovém počtu nasnímaných 60mil. impulsů. Velikost nasnímané matice byla zvolena následovně: 64x64, 128x128, 256x256, 512x512, 1024x1024 a šíře energetického okna 20 % byla symetricky nastavena na ^{99m}Tc (140keV). Četnost impulsů při měření byla cca 30tis. imp/s.

Při klinických studiích se velikost akviziční matice liší. Při statických studiích se většinou používá matice 256x256, pro SPECT nebo dynamické studie 128x128. Při kontrole homogenity doporučuje výrobce velikost matice 512x512.

3.1.4 Měření závislosti homogenity na šířce energetického okna

Pro zjištění závislosti homogenity na šířce energetického okna byly nasnímány 3 obrazy homogenity při velikosti energetického okna 15 %, 20 % a 30 %. Velikost matice byla nastavena na 512x512 a celkový počet nasnímaných impulsů na 60mil.imp.

Při klinických studiích se šířka energetického okna nastavuje zpravidla na 20 % (tj. ± 10 %). Pro ^{99m}Tc (140keV) se tedy na výsledném obraze podílí fotony o energii v rozmezí 126-154keV.

V doporučení NEMA se však při měření homogenity volí šíře energetického okna na 15 % (tj. $\pm 7,5$ %). Z tohoto důvodu byly při mém měření voleny šířky energetického okna 15 %, 20 % a 30 % (tj. $\pm 7,5$ %, ± 10 % a ± 15 %). V Tab. 1 jsou uvedeny hodnoty rozmezí pro ^{99m}Tc (140keV), ve kterých bylo měřeno, jak v procentech tak v jednotkách (keV) pro všechny tři šířky energetického okna.

Tab. 1 Rozmezí hodnot pro ^{99m}Tc

Šířka energetického okna (%)	15	20	30
Rozmezí (%)	7,5	10	15
Rozmezí (keV)	129,5-150,5	126-154	119-161

3.2 Výsledky měření vnitřní homogenity, diskuse

3.2.1 Stanovení rozptylu naměřených hodnot homogenity

V Tab. 2, 3 a 4 jsou naměřené hodnoty homogenity, vypočtené aritmetické průměry, odhad výběrové standardní odchylky a relativní odchylky pro jednotlivé parametry homogenity a počty nasnímaných impulsů. Jak je vidět z naměřených výsledků v tabulkách, měřené hodnoty se ve všech třech případech od sebe liší minimálně. Výběrová standardní odchylka stejně tak jako relativní odchylka nevykazuje ani klesající ani rostoucí trend při větším počtu nasnímaných impulsů.

Tab. 2 Výsledné hodnoty homogenity pro 30mil. imp.

Číslo měření → Homogenita ↓	1.	2.	3.	4.	5.	6.	Aritmetický průměr	Směrodatná odchylka	Relativní odchylka (%)
UFOV Int.	2,34	2,61	2,52	2,24	2,31	2,03	2,34	0,21	8,78
CFOV Int.	2,26	2,61	2,19	2,09	2,17	1,87	2,20	0,24	10,99
UFOV Dif. X	1,74	1,70	1,57	1,5	1,51	1,33	1,56	0,15	9,70
UFOV Dif. Y	1,47	1,72	1,41	1,52	1,40	1,31	1,47	0,14	9,56
CFOV Dif. X	1,74	1,70	1,59	1,55	1,51	1,40	1,58	0,13	8,03
CFOV Dif. Y	1,54	1,72	1,41	1,52	1,43	1,36	1,50	0,13	8,69

Tab. 3 Výsledné hodnoty homogenity pro 60mil. imp.

Číslo měření → Homogenita ↓	1.	2.	3.	4.	5.	6.	Aritmetický průměr	Směrodatná odchylka	Relativní odchylka (%)
UFOV Int.	2,20	1,99	1,70	1,88	1,69	2,05	1,92	0,20	10,46
CFOV Int.	1,84	1,80	1,60	1,88	1,57	2,05	1,79	0,18	10,20
UFOV Dif. X	1,28	1,37	1,24	1,36	1,11	1,37	1,29	0,11	8,13
UFOV Dif. Y	1,39	1,17	1,12	1,40	1,32	1,54	1,33	0,15	11,43
CFOV Dif. X	1,28	1,37	1,24	1,36	1,28	1,37	1,32	0,06	4,41
CFOV Dif. Y	1,39	1,28	1,12	1,40	1,32	1,54	1,34	0,14	10,31

Tab. 4 Výsledné hodnoty homogenity pro 200mil. imp.

Číslo měření → Homogenita ↓	1.	2.	3.	4.	Aritmetický průměr	Směrodatná odchylka	Relativní odchylka (%)
UFOV Int.	1,55	1,58	1,93	1,57	1,66	0,18	10,80
CFOV Int.	1,36	1,35	1,61	1,42	1,44	0,12	8,34
UFOV Dif. X	0,93	1,05	1,19	1,01	1,04	0,11	10,27
UFOV Dif. Y	1,04	1,10	1,04	1,04	1,06	0,03	2,87
CFOV Dif. X	0,96	1,05	1,19	1,01	1,05	0,10	9,21
CFOV Dif. Y	1,04	1,10	1,04	1,05	1,06	0,03	2,74

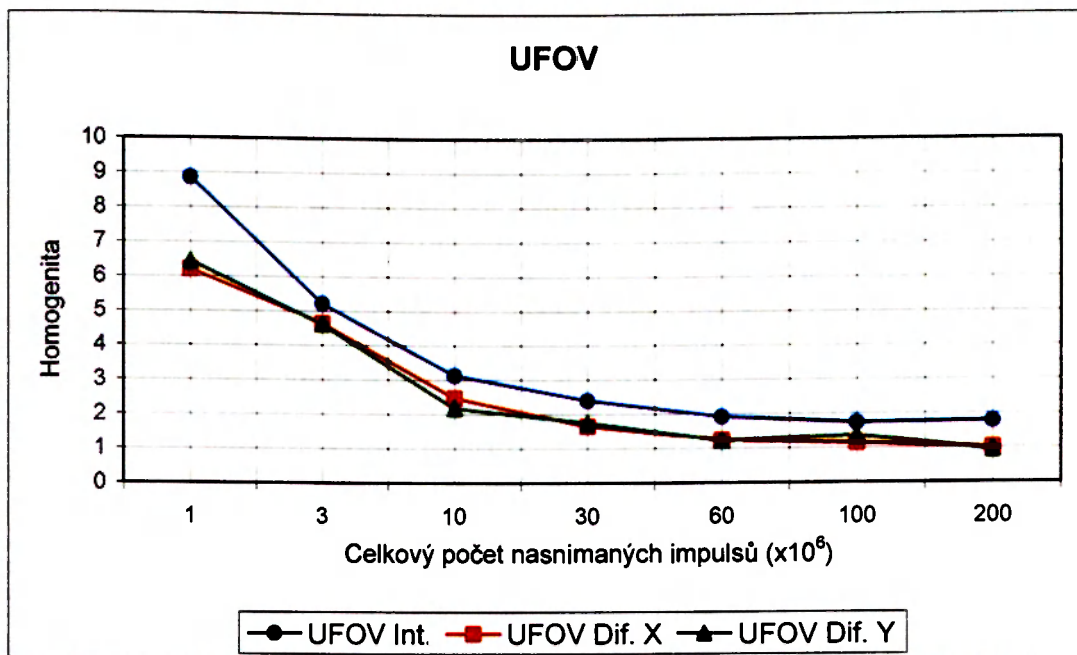
3.2.2 Závislost homogenity na celkovém počtu nasnímaných impulsů

Naměřené hodnoty homogenity pro různý počet celkově nasnímaných impulsů jsou uvedeny v Tab. 5. Závislost homogenity na počtu impulsů pro CFOV a UFOV je znázorněna v grafu 1 resp. v grafu 2. Ze získaných výsledků vyplývá, že se zvyšujícím se počtem celkově nasnímaných impulsů se integrální i diferenciální homogenita jak v užitečném zorném poli (UFOV) tak i v centrálním zorném poli (CFOV) zlepšuje, protože se zde neuplatňuje tolik statistických fluktuací. Stejného výsledku dosáhli i autoři článku [5]. Dále je z grafů patrné, že již nad 60mil. nasnímaných impulsů se naměřené hodnoty homogenity od sebe výrazně neliší (nezlepšují), proto nemá smysl při kontrole homogenity snímat více jak 60 miliónů impulsů (větší počet nasnímaných impulsů zvyšuje dobu provedení kontroly a nevede k lepším hodnotám homogenity).

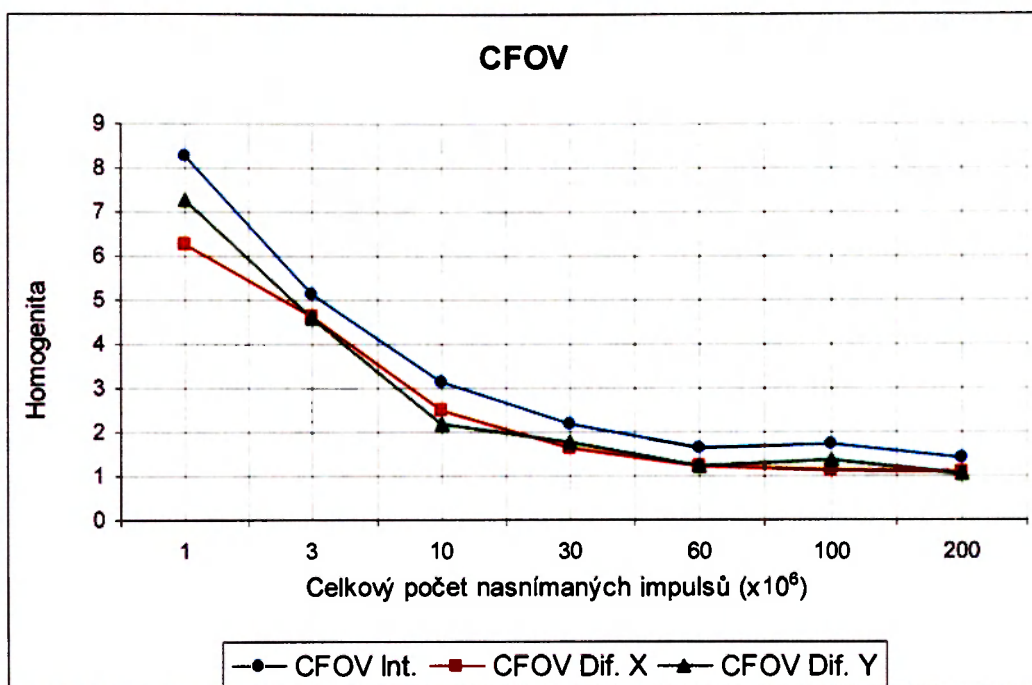
Tab. 5 Výsledné hodnoty homogenity

Počet nasnímaných impulsů (million)	UFOV Int.	CFOV Int.	UFOV Dif. X	UFOV Dif. Y	CFOV Dif. X	CFOV Dif. Y
1	8,86	8,26	6,21	6,44	6,28	7,29
3	5,21	5,15	4,65	4,6	4,65	4,60
10	3,13	3,13	2,49	2,17	2,49	2,17
30	2,40	2,16	1,66	1,75	1,66	1,75
60	1,91	1,62	1,24	1,21	1,24	1,21
100	1,73	1,72	1,15	1,35	1,15	1,35
200	1,77	1,41	1,01	0,93	1,10	1,07

Graf 1 Závislost homogenity na celkovém počtu nasnímaných impulsů



Graf 2 Závislost homogenity na celkovém počtu nasnímaných impulsů



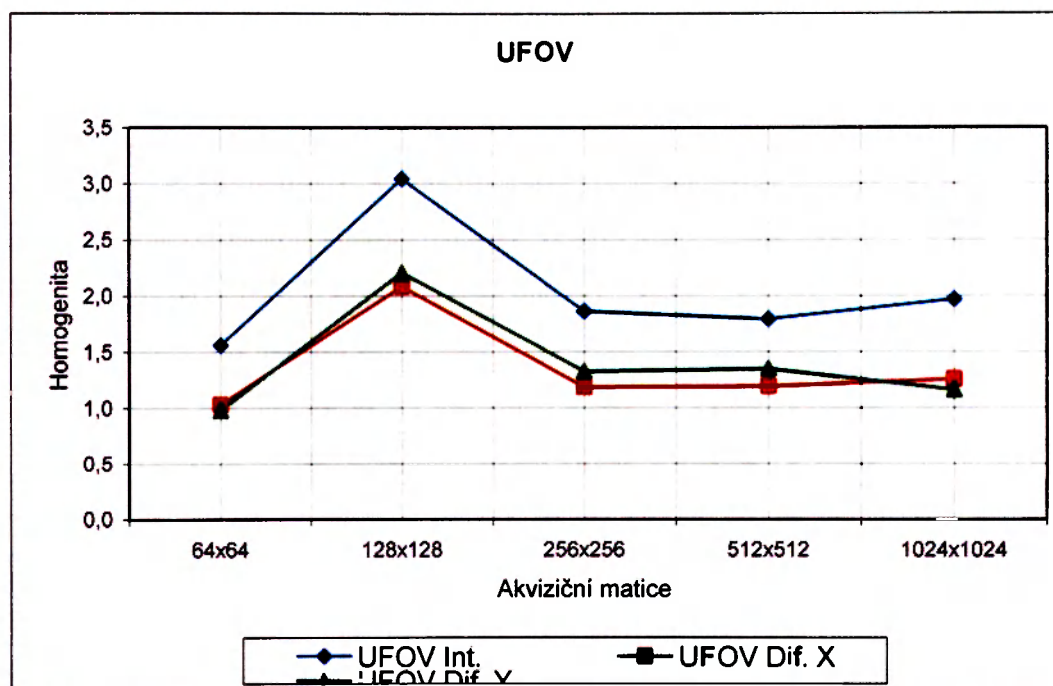
3.2.3 Závislost homogenity na velikosti akviziční matice

Naměřené hodnoty homogenity v závislosti na velikosti akviziční matice jsou uvedeny v Tab. 6 a v grafu 3 resp. v grafu 4. Z grafického znázornění vyplývá, že tato závislost nevykazuje žádný jednoznačný trend. Hodnoty homogenity jsou pro jednotlivé velikosti matice kromě matice 128x128 přibližně konstantní. U matice 128x128 došlo při měření k vychýlení s největší pravděpodobností v důsledku velikosti „superpixelu“ 4,4mm, který je menší než u ostatních velikostí matice. Menší velikostí „superpixelu“ je zvýšena pravděpodobnost anomální hodnoty některého „superpixelu“, která se projevila náhodně u tohoto obrazu.

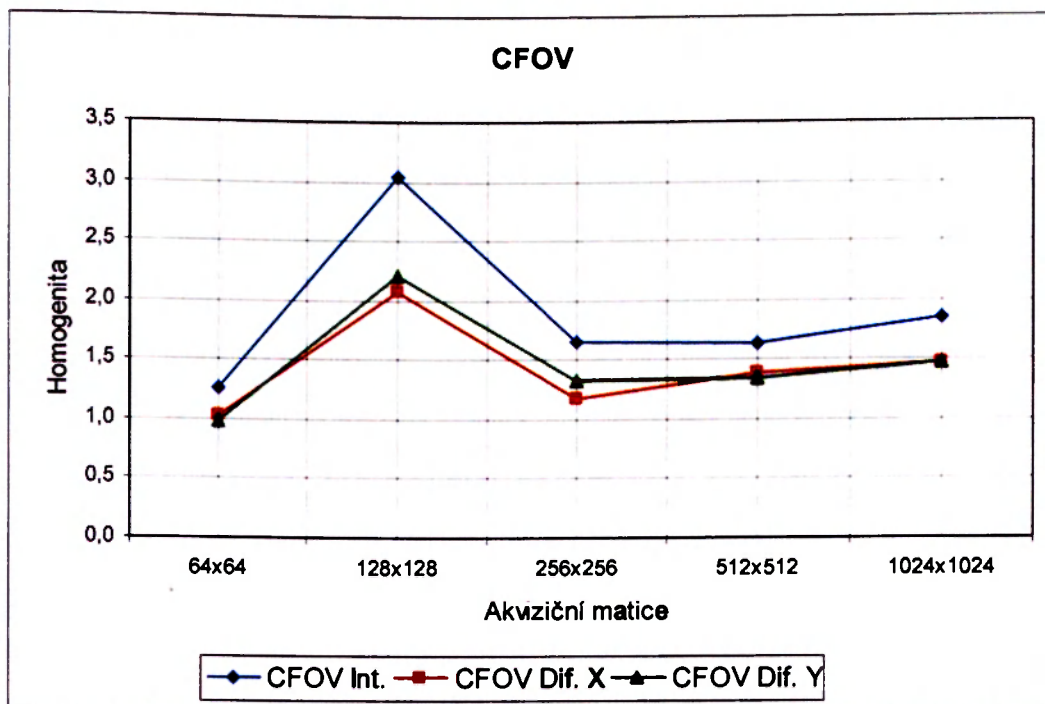
Tab. 6 Výsledné hodnoty homogenity

Akviziční matice↓	UFOV Int.	CFOV Int.	UFOV Dif. X	UFOV Dif. Y	CFOV Dif. X	CFOV Dif. Y
64x64	1,56	1,26	1,03	0,98	1,03	0,98
128x128	3,04	3,04	2,08	2,21	2,08	2,21
256x256	1,86	1,66	1,18	1,32	1,18	1,32
512x512	1,79	1,64	1,19	1,34	1,39	1,34
1024x1024	1,97	1,84	1,25	1,16	1,48	1,47

Graf 3 Závislost homogenity na velikosti akviziční matice



Graf 4 Závislost homogenity na velikosti akviziční matice



3.2.4 Závislost homogenity na šířce energetického okna

V Tab. 7 jsou uvedeny získané hodnoty homogenity pro nastavení šířky energetického okna na 15 %, 20 % a 30 %. Ze získaných výsledků vyplývá, že výsledné hodnoty na šířce energetického okna nezávisí. Tento závěr potvrzují i nasnímané obrazy homogenního zdroje při různé šířce energetického okna (viz Obr. 10, Obr. 11 a Obr. 12). Nasnímané obrazy homogenity jsou téměř identické, na žádném ze snímků nejsou vidět zřetelné artefakty nehomogenity.

Tab. 7 Výsledné hodnoty homogenity

Šířka energetického okna→ Homogenita↓	15%	20%	30%
UFOV Int.	2,23	2,09	2,51
CFOV Int.	2,22	2,02	1,97
UFOV Dif. X	1,43	1,34	1,57
UFOV Dif. Y	1,39	1,49	1,31
CFOV Dif. X	1,48	1,34	1,57
CFOV Dif. Y	1,39	1,56	1,34



Obr. 10 Obraz homogenity při šířce energetického okna 15 %



Obr. 11 Obraz homogenity při šířce energetického okna 20 %



Obr. 12 Obraz homogenity při šířce energetického okna 30 %

4 Závěr

Cílem mé bakalářské práce bylo zjistit vliv akvizičních parametrů při měření homogenity zorného pole u scintilačních kamer.

Pro svou práci jsem si vybrala následující akviziční parametry – celkový počet nasnímaných impulsů, velikost akviziční matice a šířku energetického okna. Vnitřní integrální a diferenciální homogenitu jsem vyhodnotila pro centrální i užitečné pole.

Z mého měření vyplývá, že zvyšujeme-li celkový počet nasnímaných impulsů, vnitřní homogenita se zlepšuje. Při zvyšování počtu nasnímaných impulsů nad 60 milionů se hodnoty vnitřní homogenity výrazně nezlepšují, a proto nemá smysl při kontrole snímat více než 60mil. impulsů.

Z měření vlivu velikosti matice na hodnoty vnitřní homogenity jsem zjistila, že velikost matice při akvizici výslednou hodnotu homogenity neovlivňuje. Tento závěr platí pouze při vyhodnocení vnitřní homogenity dle metodiky v mezinárodním doporučení NEMA.

Podobně jako velikost akviziční matice, neovlivňuje vnitřní homogenitu ani šířka energetického okna v rozmezí 15 % - 30 %. Různá šířka energetického okna ovlivňuje pouze dobu měření, při širším energetickém okně se doba měření zkracuje.

V další části práce jsem se zabývala vlivem celkového počtu nasnímaných impulsů na relativní odchylku a odhad standardní odchylky výběru při opakovaném měření homogenity. Z naměřených hodnot vyplývá, že zvyšování počtu nasnímaných impulsů nad 30 milionů nevede ke zlepšení ani relativní odchylky ani odhadu standardní odchylky výběru.

Ze zjištěných výsledků mé práce vyplývá, že celkový počet nasnímaných impulsů může ovlivnit výslednou hodnotu homogenity. Proto je třeba při udávání hodnoty vnitřní homogenity uvést i podmínky, za kterých byla daná hodnota homogenity získána.

Případné chyby nebo nedostatky v měření byly zaznamenány ve výsledcích a v diskusích.

Literatura:

- [1] převzato z internetových stránek Astro Nukl Fyzika, (březen, 2007)
<http://www.sweb.cz/AstroNuklFyzika/strana2.htm>

- [2] Kolektiv pracovníků Ústavu nukleární medicíny 1.LF UK a VFN Praha: *Nukleární medicína*; Gentiana: Jilemnice, 2002

- [3] převzato z internetových stránek SÚJB, (duben, 2007)
http://www.suib.cz/docs/15_pristrojova_tehnika.pdf

- [4] NEMA Standards Publication NU 1-2001: *Performance Measurements of Scintillation Cameras*; NEMA, USA, 2001

- [5] Elkamhawy, A.A. et al.: *Intrinsic Uniformity and Relative Sensitivity Quality Control Tests for Single – Head Gamma Cameras*; J Nucl Med Technol 2000; 28: 252-256

- [6] Cherry S.R., Sorenson J.A., Phelps M.E.: *Physics in Nuclear Medicine*; third edition, Saunders, USA, 2003, ISBN 0-7216-8341-X

- [7] Bakos K., Hušák V.: *Nukleární medicína*, Avicenum, Praha, 1985

- [8] Andryšek O., Zámečník J.: *Radioizotopové metody*; Avicenum, Praha, 1972

- [9] Busemann Sokole E., Heckenberg A., Bergmann H.: *Influence of high – energy photons from cobalt – 57 flood sources on scintillation camera uniformity images*; Eur J Nucl Med 1996; 23: 437-442

Seznam obrázků

Obr. 1	Průběh vyšetření až po matematické vyhodnocení [1].....	10
Obr. 2	Scintilační kamera (vznik digitálního scintigrafického obrazu AD-konverzí analogových souřadnicových impulsů X,Y, jejich strádáním v obrazové matici paměti počítače a zobrazením na obrazovce monitoru) [1].....	14
Obr. 3	Druhy kolimátorů scintilačních kamer [1].....	16
Obr. 4	Princip scintilačního detektoru. V pravé části na obrazovce je typický tvar scintilačního spektra záření gama - ve srovnání se skutečným čárovým spektrem nahoře [1]	18
Obr. 5	Nehomogenní obraz.....	20
Obr. 6	Homogenní obraz.....	21
Obr. 7	Měření homogenity s plošným zdrojem či bodovým zářičem [1].....	21
Obr. 8	Měření homogenity scintilační kamery pomocí plošného homogenního zdroje [1].....	24
Obr. 9	Testování a kalibrace homogenity zorného pole pomocí „bodového“ zdroje [1]	25
Obr. 10	Obraz homogenity při šířce energetického okna 15 %.....	35
Obr. 11	Obraz homogenity při šířce energetického okna 20 %.....	35
Obr. 12	Obraz homogenity při šířce energetického okna 30 %.....	35

Seznam tabulek

Tab. 1	Rozmezí hodnot pro ^{99m}Tc	29
Tab. 2	Výsledné hodnoty homogenity pro 30mil. imp.	30
Tab. 3	Výsledné hodnoty homogenity pro 60mil. imp.	30
Tab. 4	Výsledné hodnoty homogenity pro 200mil. imp.	31
Tab. 5	Výsledné hodnoty homogenity	31
Tab. 6	Výsledné hodnoty homogenity	33
Tab. 7	Výsledné hodnoty homogenity	34

Seznam grafů

Graf 1	Závislost homogenity na celkovém počtu nasnímaných impulsů	32
Graf 2	Závislost homogenity na celkovém počtu nasnímaných impulsů	32
Graf 3	Závislost homogenity na velikosti akviziční matice.....	33
Graf 4	Závislost homogenity na velikosti akviziční matice.....	34