



Zdravotně
sociální fakulta
Faculty of Health
and Social Studies

Jihočeská univerzita
v Českých Budějovicích
University of South Bohemia
in České Budějovice

Jihočeská univerzita v Českých Budějovicích
Zdravotně sociální fakulta
Katedra radiologie, toxikologie a ochrany obyvatelstva

Bakalárska práca

Stabilita nastavenia centra rotácie u kamery Infinia

Vypracoval: Marcel Baki
Vedúci práce : Ing. Jindřich Pěnička

České Budějovice 2014

Abstrakt

Moja bakalárska práca sa zaoberá témou Stabilita nastavenia centra rotácie u kamery Infinia. Vyštudovaný rádiologický asistent má možnosť pracovať v ktoromkoľvek odvetví rádiológie a to konvenčná rádiológia, rádioterapia alebo nukleárna medicína. Moja téma spadá do oblasti nukleárnej medicíny. Nukleárna medicína sa od ostatných dvoch odlišuje tým, že zdrojom žiarenia nie je rontgenka umiestnená mimo tela pacienta, ale je to práve samotný pacient, ktorému je aplikovaný stabilný, rádionuklidom značený nosič, ktorý je selektívne zachytávaný zobrazovaným orgánom alebo tkanivom.

Technické zariadenia, ktoré by dokázali zobrazit' pohyb a vychytávanie rádioaktívnych látok orgánmi či tkanivami začali vznikať prakticky ihneď po objavení rádioaktivity. V roku 1958 sa podarilo americkému fyzikovi H.O. Angerovi zostrojiť prvú scintilačnú kameru, ktorá dostala pomenovanie práve po ňom – Angerova kamera. Jeho scintilačná kamera obsahuje scintilačný kryštál, ktorý umožňuje registrovať žiarenie prichádzajúce z veľkej plochy nad ktorým sú umiestnené fotonásobiče. Fotón žiarenia gama vyvolá v kryštáli scintiláciu, svetelné fotóny sa šíria všetkými smermi a dopadajú na fotokatódy jednotlivých fotonásobičov. Tento základný princíp zostáva totožný až do dnes, no s mnohými technickými vylepšeniami.

Ja som sa vo svojej práci podrobne oboznámil so scintilačnou kamerou Infinia Hawkeye, ktorá je umiestnená na oddelení nukleárnej medicíny v Českých Budějoviciach. Cieľom mojej práce bolo zistiť, či centrum rotácie (C.O.R.) prebieha okolo pevnej osy a teda či nedochádza k jeho pohybu. Metóda ktorú som zvolil pre splnenie mojich cieľov bolo testovanie kamery, ktoré sa vykonávalo 360° akvizíciou okolo bodového zdroja ^{99m}Tc . Bodový zdroj bol prichytený na tyč a umiestnený na pacientovom lôžku kamery Infinia. Testovanie bolo prevedené s dvoma kolimátormi LEHR a LEGP v režimoch H a L. Toto testovanie vykonával rádiologický fyzik, vždy popoludní aby sa zabezpečil plynulý chod pracoviska. Testom sa potvrdila moja

hypotéza, že hodnoty sa budú pohybovať v rozmedzí hodnôt udávaných výrobcom. Testovanie sa vykonávalo raz mesačne po dobu pol roka.

Práve preto, že dnes vnímame obrovský technický pokrok, a vznikajú prístroje, ktoré nám umožňujú vytvárať čoraz kvalitnejšie a detailnejšie obrazy a prispievajú k lepšej diagnostike a liečbe je veľmi dôležité dbať na kvalitu kontroly. Pokroky v konštrukcii gama kamier sa za posledných niekoľko rokov zlepšili vo všetkých aspektoch kvality obrazu, hlavne pri tomografických obrazoch. Keďže zložitosť systému sa zvyšuje, začína byť dôležité, aby všetci pracovníci nukleárnej medicíny boli schopní rozoznať rôzne typy odchýlok, ktoré sa môžu vyskytnúť v zobrazovacích systémoch nukleárnej medicíny.

Primárnym účelom programu kontroly kvality na oddeleniach nukleárnej medicíny je overiť, že získané obrazy budú presne odrážať rozloženie radiofarmaka vo vnútri pacienta. Úlohou kontroly kvality je odhaliť zmeny v gama kamerovom systéme, ktoré môžu nepriaznivo ovplyvňovať interpretáciu klinických štúdií. Existuje veľké množstvo faktorov, ktoré sa podieľajú na konečnej kvalite obrazu (či už je to homogenita, časové či energetické rozlíšenie, frekvencia impulzov, systém stredu rotácie, rotačná stabilita hlavy detektora). Počas každodenných vyšetrení je obmedzené množstvo času, ktoré môže byť rozumne venované systému kontroly kvality. Z toho dôvodu hlavným cieľom programu kontroly kvality by malo byť sledovanie tých parametrov, ktoré sú najviac citlivé na zmeny vo výkone systému a s najväčšou pravdepodobnosťou majú vplyv na klinickú štúdiu. Špeciálna séria skúšok kontroly kvality bola navrhnutá tak, aby sa zabezpečil optimálny výkon kamery. Po celú dobu klinickej prevádzky kamery, technici alebo fyzici v nemocnici pravidelne vykonávajú rôzne testy kontroly kvality, niektoré denne, iné týždenné alebo mesačne. Účelom týchto testov je sledovať deň za dňom výkon kamery a odhaliť zmeny z východiskovej hodnoty. Dodatočné testy kontroly kvality môžu byť vykonané na porovnanie správania sa rozličných systémov a optimalizáciu kvality klinických štúdií.

Keďže zložitosť moderných systémov je neustále vyššia a vyššia, je dôležité, aby na pracoviskách pracovali erudovaní zamestnanci, ktorí budú schopní rozoznávať chyby, ktoré sa v kamerových systémoch môžu objaviť. Pracovníci by mali byť svižní a nepredpokladať, že moderný systém sa postará o všetko, pretože porucha sa môže objaviť kedykoľvek a kdekoľvek a taktiež môže byť ťažko rozpoznateľná.

Kľúčové slová

nukleárna medicína, scintilačná kamera, centrum rotácie, bodový zdroj, kontrola kvality

Abstract

My bachelor thesis focus on Centre of rotation stability for Infinia camera. A studied radiology assistant can work in any field of radiology like an conventional radiology, radiotherapy or nuclear medicine. My theme falls into nuclear medicine. Nuclear medicine vary from the other two in that, the radiation source is not X - ray tube placed outside of a body of patient, but it is patient himself, who is applied by a labeled stable carrier radionuclide, which is selectively engaged by the displayed organs or tissue.

Technical equipments, that would be able to see the movement and uptake of radioactive substances or tissues began to emerge almost immediately after the discovery of radioactivity. In 1958 the american physicist H.O. Anger managed to build the first scintillation camera, which was named after him - Anger camera. His scintillation camera includes a scintillation crystal, which allows register X radiation rays coming from a large area over which are placed photomultipliers. Gamma photon causes the scintillation in the crystal, light photons spread through all the directions and falls on photocathodes on individual photomultipliers. This basic principle remains the same until today, but with many technical improvements.

At my work I got closely familiarize with scintillation camera Infinia Hawkeye, which is located in the department of nuclear medicine in the České Budějovice. The aim of my work was to determine whether the centre of rotation (C.O.R.) takes place around a fixed axis, and thus whether there is not movement. The method that I chose to accomplish my goals, was to test the camera , which was performing by 360° acquisition around a point source ^{99m}Tc . The point source was fitted to a rod and placed on the Infinia camera on patient's pallet. Testing was carried out with two collimators LEHR and LEGP in modes H and L. The testing was performed by radiological physicist, always in the afternoon to ensure smooth running of the workplace. The test confirmed my hypothesis that the value will be within the values specified by the manufacturer. Testing was performed once a month for half a year.

In this days because we are apperceiving tremendous technological progress, and devices which allow us to produce more perfectly and detailed images and contribute to better diagnosis and treatment are created it is very important to ensure the quality control. Over the last few years progress in gamma camera designs , have improved all aspects of image quality, particularly in tomographic images. As the system complexity increases, it becomes more important that all nuclear medicine employees are able to recognize the various types of aberrations or artefacts that can occur in nuclear medicine imaging systems.

The primary purpose of the quality control program in department for nuclear medicine is to verify that the images accurately reflect distribution of the radiopharmaceutical within the patient. The purpose of quality control is detect changes of gamma camera system that may adversely affect the interpretation of clinical studies. There are large number of factors that contribute to the final quality of the image (including uniformity, resolution - both intrinsic and energy, pulse frequency, centre of rotation system, rotational stability of the detector head). On a everyday examinations there is a limited amount of time that can be reasonably devoted to quality control system. Hence the main goal of quality control program should be to monitor those parameters that are most sensitive to changes in system performance and are most likely to impact clinical studies. Therefore , the main objective of quality control program should be monitor the parameters that are most sensitive to changes in system performance and most likely have a impact on the clinical studies. Specials series of quality control tests were designed to ensure the optimal performance of the camera. Over the whole time of the entire period of clinical operation, technicians or physicists regularly perform various quality control tests, some daily, others weekly or monthly. The purpose of these tests is monitor day to day camera performance and detect changes from the baselines values. Additional quality control test may be performed to compare characteristics of different systems and to optimize the quality of clinical studies.

As the complexity of the modern systems is continuously higher and higher, it is important that knowledgeable staff are employed at the workplace who will be able to recognize errors which may occur in the camera systems. Workers should be brisk and not to assume that modern system will take care of everything, because failure can occur at anytime, anywhere, and also it can be difficult to recognize.

Keywords:

nuclear medicine, scintillation camera, centre of rotation, point source, quality control

Prehlásenie

Prehlasujem, že svoju bakalársku prácu som vypracoval samostatne len s použitím prameňov a literatúry uvedených v zozname citovanej literatúry.

Prehlasujem, že v súlade s § 47b zákona č. 111/1998 Zb. v platnom znení súhlasím so zverejnením svojej bakalárskej práce, a to - v neskrátenej podobe - v úprave vzniknutej vypustením vyznačených častí archivovaných fakultou - elektronickou cestou vo verejne prístupnej časti databázy STAG prevádzkovanou Jihočeskou univerzitou v Českých Budějoviciach na ich internetových stránkach, a to so zachovaním môjho autorského práva k odovzdanému textu tejto kvalifikačnej práce. Súhlasím ďalej s tým, aby tou istou elektronickou cestou boli v súlade s uvedeným ustanovením zákona č. 111/1998 Zb. zverejnené posudky školiteľa a oponentov práce aj záznam o priebehu a výsledku obhajoby kvalifikačnej práce. Takisto súhlasím s porovnaním textu mojej kvalifikačnej práce s databázou kvalifikačných prác Theses.cz prevádzkovanou Národným registrom vysokoškolských kvalifikačných prác a systémom na odhaľovanie plagiátov.

V Českých Budějoviciach dňa

.....

(meno a priezvisko)

Pod'akovanie

Na tejto stránke by som rád poďakoval Ing. Jindřichovi Pěničkovi, vedúcemu mojej bakalárskej práce, za jeho odborné vedenie, cenné rady a pripomienky, ktoré mi v priebehu spracovania témy poskytol.

Obsah

Zoznam použitých skratiek.....	12
Úvod.....	13
1. Súčasný stav.....	14
1.1. História.....	14
1.2. Planárna gamakamera.....	16
1.2.1. Konštrukčné usporiadanie scintilačnej kamery.....	16
1.2.2. NaI (Tl) scintilačný kryštál.....	17
1.2.3. Kolimátor.....	17
1.2.4. Fotonásobič.....	20
1.3. SPECT kamera.....	21
1.3.1. Základné princípy.....	22
1.3.2. Niektoré dôležité definície.....	23
1.3.3. Komponenty systému.....	24
1.4. Legislatíva.....	26
1.5. Zabezpečenie kvality prístrojovej techniky používanej v nukleárnej medicíne.....	28
1.5.1. Odovzdávacie skúšky.....	29
1.5.2. Prevádzkové skúšky.....	30
1.5.2.1. Jednoduché testy.....	31
1.5.2.2. Náročné skúšky.....	31
1.6. Kontrola kvality zobrazovacích systémov - scintilačných kamier.....	33
1.6.1. Planárne scintilačné kamery (SPECT).....	33
1.6.1.1. Priestorová rozlišovacia schopnosť.....	34
1.6.1.2. Energetická rozlišovacia schopnosť a mŕtva doba.....	35
1.6.1.3. Citlivosť kamery.....	36
1.6.1.4. Homogenita (uniformita).....	37
1.6.1.5. Linearita zorného pola kamery.....	38
1.6.1.6. Stred rotácie C.O.R (Centre Of Rotation).....	39

1.7	Scintilačná kamera Infinia™ Hawkeye™ - popis systému.....	44
2.	Praktická časť.....	49
2.1.	Cieľ práce.....	49
2.2.	Hypotéza.....	49
3.	Metodika.....	50
3.1	Test stredu otáčania (test C.O.R.).....	50
3.1.1	Nastavenie pre test C.O.R s detektormi v režime H.....	50
3.1.2	Nastavenie polohy zdroja pre test C.O.R s detektormi v režime H	51
3.1.3	Postup testu C.O.R s detektormi v režime H.....	52
3.1.4	Nastavenie pre test C.O.R s detektormi v režime L.....	53
3.1.5	Nastavenie polohy zdroja pre test C.O.R s detektormi v režime L.....	54
3.1.6	Postup testu C.O.R s detektormi v režime L.....	55
4.	Výsledky nameraných hodnôt.....	57
4.1	Vyhodnotenie výsledkov C.O.R Testu.....	61
	Diskusia.....	65
	Záver.....	66
	Zoznam použitých zdrojov.....	72

Zoznam použitých skratiek

C.O.R. - Centre of rotation

SPECT - Single Photon Emission Computed Tomography
PET - Positron Emission Tomography

CT - Computed Tomography

NaI (TI) - jodid sodný aktivovaný táliom

HE - High Energy

ME - Medium Energy

LE - Low Energy

HS - High Sensitivity

HR - High Resolution

UHR - Ultra High Resolution

FBP - Filtered Back Projection

ICRP - International Commission on Radiological Protection

IAEA - International Atomic Energy Agency

SÚJB - Štátny Úrad pre Jadrovú Bezpečnosť

NEMA - National Electrical Manufacturers Association

DICOM - Digital Imaging and Communications in Medicine

CUI - Common User Interface

FOV - Field of View

PHA - Analýza výšky impulzov

ONM - Oddelenie Nukleárnej Medicíny

ROI - Region of Interest

LEHR - Low Energy High Reslution

ÚVOD

Bakalársku prácu na tému Stabilita nastavenia centra rotácie u kamery Infinia som si vybral jednak z dôvodu, že nukleárna medicína je oblasť, ktorou by som sa chcel zaoberať aj v budúcnosti a tiež, aby som sa podrobne oboznámil so scintilačnou kamerou Infinia Hawkeye. Pomocou testu, ktorý sa vykonáva s bodovým zdrojom ^{99m}Tc sa pokúsim zistiť, či centrum rotácie (C.O.R) prebieha okolo pevnej osy a teda či nedochádza k pohybu centra rotácie.

Obsahom mojej práce bude teda najskôr teoretická časť, v ktorej bude mojou úlohou objasniť princíp scintilačnej kamery, od histórie cez súčasnosť, legislatívnu stránku, a tiež zabezpečenie kvality prístrojovej techniky a kontrolu kvality. V mojej praktickej časti práce vykonám test C.O.R v H a L režimoch aby som zistil, či sa hodnoty testov budú pohybovať v rozmedzí hodnôt udávaných výrobcom.

1 Súčasný stav

Nukleárna medicína využíva rádiofarmaka v neuzavretej forme buď pre liečenie, alebo určenie diagnózy na štúdium konkrétnej fyziologickej funkcie, alebo vykonanie morfológického vyšetrenia s využitím farmakokinetických vlastností alebo selektívnu lokalizáciu rádiofarmaka v určitom orgáne alebo v tkanive.

Takže nukleárnu medicínu možno rozdeliť do troch hlavných kategórií: in vivo, in vitro a terapiu. Hlavným cieľom in vivo postupov je presne zmerať distribúciu rádioaktivity v ľudskom tele, ktorá je špecificky lokalizovaná v orgáne záujmu a vytvorenie obrazov vykazujúcich najlepšiu diagnostickú kvalitu s čo najmenším radiačným ožiarением pacienta. Cieľom in vitro je štúdium zložky organizmu, ktorý bol izolovaný zo svojho obvyklého biologického kontextu, aby sa umožnila podrobnejšia a pohodlnejšia analýza, ktorá sa môže vykonať v celom organizme pomocou žiarenia, zatiaľ čo hlavným cieľom terapie liečba žiarením.⁽¹²⁾

1.1 História

Technika, ktorá by bola schopná zobrazit' distribúciu rádioaktívnych látok v tele začala byť vyvíjaná okamžite po objavení rádioaktivity v roku 1896 (H Becquerel). Prvým masívne používaným zobrazovacím prístrojom bol však až pohybový scintigraf (1950 - B.Cassen)⁽⁴⁾. Používal pozdĺžnu emisnú tomografiu, ktorá sa zameriavala na konkrétnu rovinu záujmu, avšak z dôvodu neúplného uhlového snímania tieto metódy nemohli poskytnúť obraz bez artefaktov, a aktivita nachádzajúca sa nad alebo pod rovinou bola rozmazaná. Crandall a Cassen vyvinuli pozdĺžny tomografický skener, ktorý používal vysoko ohniskový kolimátor umiestnený na veľkej kryštálovej matici detektora (1966)⁽²⁾. V roku 1958 bola H. Angerom zostavená predchodkyňa všetkých v súčasnej dobe používaných scintilačných kamier pre jednofotonovú scintigrafiu - Angerová kamera⁽⁴⁾. Anger v počiatkových experimentoch používal jednotvorový

kolimátor a scintiláciu, v tenkom kryštály väčšieho priemeru exponoval na fotografickú dosku. Rozhodujúce zlepšenie dosiahol tým, že ku kryštálu priložil fotonásobiče (pôvodne 7 fotonásobičov), ktoré snímali záblesky v scintilačnom kryštály a prevádzali ich na elektrické impulzy, ktoré sa elektronicky vyhodnocovali⁽³⁾.

Teoretické základy zobrazovania pomocou pozitronovej emisnej tomografii boli položení už v roku 1951 (Wrenn a spol.) V 80-tých rokoch minulého storočia sa potom objavujú prvé tomografické prístroje pre nukleárnu medicínu využívajúcu jednofotónovú (SPECT) či pozitronovú (PET) emisnú tomografiu. V posledných niekoľkých rokoch sa potom rozmáha používanie hybridných SPECT/CT či PET/CT prístrojov, ktoré umožňujú presnú fúziu anatomického CT obrazu a funkčného nukleárneho medicínskeho vyšetrenia⁽⁴⁾.



1.2 Planárna gamakamera

Najčastejšie používaným typom scintilačnej kamery je kamera Angerovho typu. Hal O. Anger ju zostrojil v roku 1960. Obsahuje veľkoplošný kryštál, ktorý môže registrovať žiarenie vychádzajúce z veľkej plochy súčasne tak umožňuje záznam dynamických i statických obrazov zo sledovanej záujmovej oblasti pacienta. V súčasnej dobe sú na trhu kamery s mnohými rôznymi technickými vylepšeniami, základný princíp však zostáva totožný.

Rovnako ako nezobrazovacie zariadenia obsahuje scintilačná kamera kolimátor, scintilačný kryštál, fotonásobič, predzosilovač, zosilovač, analyzátor impulzov a záznamové či zobrazovacie zariadenie. Navyše musí byť vybavená XY pozičným obvodom, ktorý vytvára súradnice miesta, v ktorom došlo k interakcii žiarenia s hmotou kryštálu. ⁽⁶⁾

1.2.1 Konštrukčné usporiadanie scintilačnej kamery

Veľkoplošný scintilačný kryštál gama kamery s pritmeleným množstvom fotonásobičov a príslušnou elektronikou je vstavaný v špeciálnom robustnom puzdre, zaistujúcim svetlo tesnosť a radiačné tienenie proti vonkajšiemu ionizujúcemu žiareniu. V spodnej časti puzdra kamery je mechanizmus pre pripevnenie kolimátora (výmenné kolimátory bývajú pripevnené pomocou skrutiek, pri automatickej výmene sú kolimátory uchytané pomocou špeciálnych motoricky ovládaných držiakov), ktoré musia byť tesne priložené ku kryštálu. Celý detektor kamery je potom upevnený na špeciálnom stojane opatrenom elektromotorčekmi pre mechanický pohyb kamery - posun vo vertikálnom, popr. aj horizontálnom smere a natáčanie detektora. U tomografických kamier SPECT je stojan prevedený v prstencovom usporiadaní ako tzv. gantry, umožňujúci pomocou elektromotora rotáciu kamery okolo vyšetřovaného objektu. ⁽³⁾

1.2.2 NaI (Tl) scintilačný kryštál

Scintilačným kryštálom je jodid sodný aktivovaný táliom NaI (Tl) najčastejšie obdĺžnikového tvaru o rozmeroch 40-50 cm a hrúbke zvyčajne 12,7 mm u starších kamier alebo 9,5 mm u modernejších typov. Nad kryštálom je uložených 60-90 fotonásobičov. Fotón žiarenia gama vyvolá v kryštáli scintiláciu, svetelné fotóny sa šíria všetkými smermi a dopadajú na fotokatódy jednotlivých fotonásobičov. Najviac svetelných fotónov sa dostane do fotonásobiča, ktorý je najbližšie k miestu interakcie fotónu gama s kryštálom (miesta záblesku), na jeho výstupe vznikne impulz, ktorého amplitúda je väčšia ako amplitúda impulzov zo vzdialenejších fotonásobičov. Pomocou počítačových obvodov sa vyhodnotia výstupné signály všetkých fotonásobičov, čím vznikne impulz označovaný Z privádzaný do amplitúdového analyzátora. Ďalej sa stanovujú súradnice X a Y miesta, v ktorých došlo v kryštáli ku scintilácii.⁽¹⁾

Akokoľvek neodborné narábanie so scintilačnou kamerou môže viesť k poškodeniu kryštálu čo potom vyžaduje nákladnú výmenu. Veľký povrch ako aj hydroscopická a krehká povaha kryštálu vyžaduje neustálu starostlivosť, aby sa zabránilo prerazeniu krytu, alebo iného poškodenia kryštálu a to najmä v procese výmeny kolimátora. Ponechanie kolimátora na hlave scintilačnej kamery, keď sa nepoužíva, chráni kryštál pred mechanickým poškodením a akýmkoľvek rýchlym výkyvom teploty.⁽¹⁴⁾

1.2.3 Kolimátor

Kolimátor je clona z tieniaceho materiálu (väčšinou olova, niekedy volfrámu), vymedzujúci smer fotónov dopadajúcich na scintilačný kryštál a tiež zorné pole kamery. Najčastejšie je to doska s väčším počtom husto a rovnomerne rozmiestnených otvorov určitého tvaru, veľkosti a smeru. Bez zoslabenia prechádzajú kolimátorom (a na kryštál dopadajú) iba fotóny letiace v smere osi otvorov kolimátora. Ostatné fotóny

iných smerov sú absorbované v olovených priehradkách (septách) medzi otvormi a na kryštál nedopadajú a nie sú detekované. Najskôr sa budem zaoberať kolimátormi s paralelnými otvormi kolmými k scintilačnému kryštálu kamery.

Základným kritériom, podľa ktorého sa kolimátory rozdeľujú je energia žiarenia γ použitá pre scintigrafické zobrazenie:

- Kolimátory pre vysoké energie (HE - High Energy,) najčastejšie používané pre 364 keV ^{131}I , majú pomerne robustnú konštrukciu s hrúbkou priehradiek medzi otvormi cca 2-3 mm.⁽³⁾
- Kolimátory pre stredné energie (Medium Energy), používané napríklad pre ^{111}In alebo ^{67}Ga
- Kolimátory pre nízke energie (LE - Low Energy), najčastejšie používané pre 140 keV $^{99\text{m}}\text{Tc}$, sú subtilnejšej konštrukcie s veľkým počtom drobných otvorov, medzi ktorými sú pomerne tenké priehradky (cca 0,2 - 0,5 mm).⁽³⁾

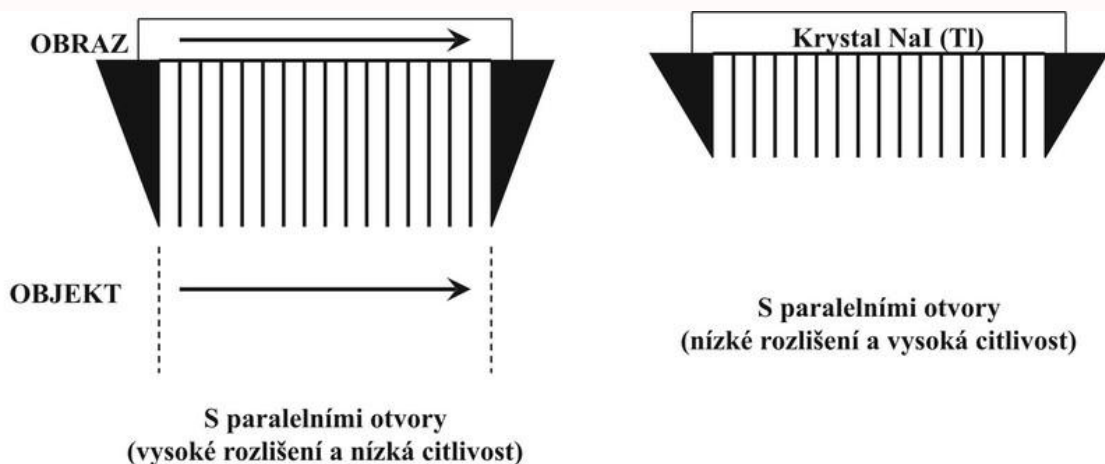
Ďalším kritériom rozdelenia kolimátorov je ich požadované rozlíšenie a citlivosť (účinnosť). Toto sa však týka len kolimátorov pre nízke energie, u robustných kolimátorov pre vysoké a stredné energie, nemôžeme vzhľadom k hrubým priehradkám medzi otvormi dosiahnuť ani dobré rozlíšenie, ani vysokú citlivosť. Podľa rozlíšenia a citlivosti sa teda nízkoenergetické kolimátory ďalej delia na:

- Kolimátory s vysokou účinnosťou (HS - High Sensitivity) majú krátke a trochu väčšie otvory (samozrejme tenké priehradky), aby kolimátorom prechádzalo čo najviac žiarenia γ z väčšieho priestorového uhla pre každý otvor.
- Kolimátory s vysokým rozlíšením (HR - High Resolution) majú dlhšie a drobnejšie otvory (cca 1-2mm) s tenkými priehradkami (cca 0,2-0,4 mm), takže každý otvor sníma žiarenie z pomerne malého priestorového uhla.
- Kolimátory s ultra - vysokým rozlíšením (UHR - Ultra High Resolution) majú dlhé a veľmi drobné otvory (cca 1mm), pri dostatočne tenkých priehradkách (cca 0,1-0,2 mm), čo zaručuje veľmi vysokú rozlišovaciu schopnosť, ktorá sa navyše len pomalšie zhoršuje vzdialenosťou od čela kolimátora.⁽³⁾

Kolimátory s paralelnými otvormi:

Kolimátory s paralelnými otvormi pre žiariče gama s nízkou energiou sú tvorené tisíckami až desiatkami tisíc otvorov (kanálikov) v olove usporiadaných tak, že ich osi sú rovnobežné a zároveň kolmé na čelo kolimátoru. Tieto kolimátory majú dve základné vlastnosti:

- obraz objektu vytváraný v detektore (scintilačným kryštálom) je priamy a má rovnakú veľkosť ako zobrazovaný objekt
- veľkosť obrazu nezávisí na vzdialenosti od čela kolimátora⁽¹⁷⁾



obrázok č.1 Kolimátory s paralelnými otvormi

Okrem kolimátorov s paralelnými otvormi sa pre niektoré špeciálne účely používajú aj kolimátory s inak geometricky usporiadanými otvormi:

- **Pinhole** - jednodierový kolimátor je vôbec najjednoduchším druhom kolimátora na princípe dierkovej komory, využívajúcim priamočiare šírenie fotónov. Jeho detekčná účinnosť je všeobecne veľmi malá, poskytuje nelineárne zobrazenie, ale má pozoruhodnú vlastnosť - veľkosť obrazu (tj. mierka zobrazenia) veľmi silno závisí na vzdialenosti zobrazovaného objektu od otvoru kolimátora Pinhole. Ak je vzdialenosť zobrazovaného predmetu od

otvoru menšia ako vzdialenosť otvoru od kryštálu kamery, poskytuje Pinhole zväčšené zobrazenie.

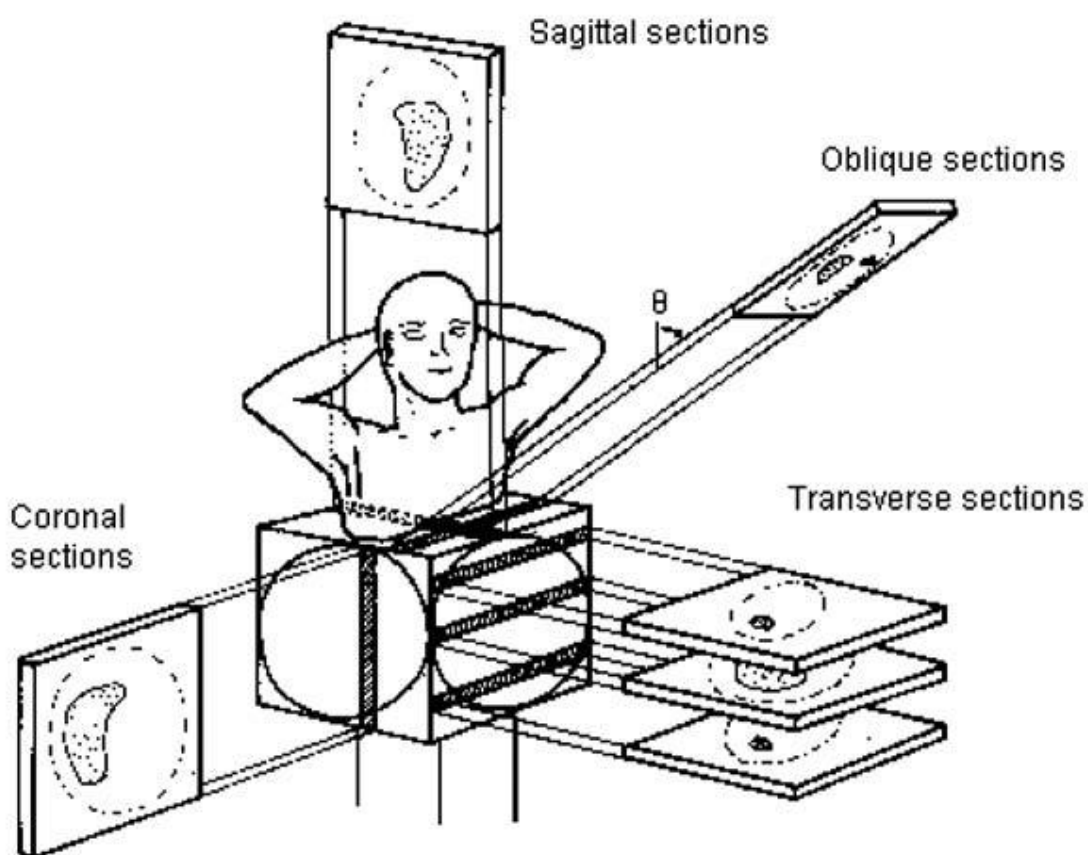
- **Fokusované kolimátory** konvergentné a divergentné sa zbíhajúcimi alebo rozbiehajúcimi sa otvormi smerujúcimi do určitého bodu - ohniska. Tieto kolimátory umožňujú zväčšenie alebo zmenšenie obrazu premietaného na scintilačný kryštál kamery.
- **Kolimátory Fan Beam** - sú konvergentné len v transverzálnom smere, zatiaľ čo v axiálnom smere sú otvory paralelné - ohnisko je priamka. Tieto kolimátory sa občas využívajú u scintigrafii SPECT pri zobrazení mozgu a myokardu. Ich výhodou je, že majú relatívne vysokú citlivosť a zároveň dobré rozlíšenie aj vo väčších vzdialenostiach.⁽³⁾

1.2.4 Fotonásobič

Jedná sa o vákuovú súčiastku, ktorá má fotokatódu a sústavu dynód a anódu. Fotokatóda je citlivou časťou fotonásobiča prevádzajúca dopadajúce scintilačné fotóny na elektróny. Je tvorená tenkou kovovou vrstvičkou naparenou na vstupnom okienku fotonásobiča. Po uvoľnení elektrónu z fotokatódy je tento urýchľovaný napätím medzi fotokatódou a prvou dynódou. Povrch dynódy býva potiahnutý rovnakým kovom ako fotokatoda. Po dopade na dynódu uvoľňuje elektrón niekoľko elektrónov. Medzi jednotlivými dynódami, ktorých býva viac ako 10, postupne sa zvyšujúce napätie. Urýchlený elektrón vyráža po dopade na dynódu niekoľko ďalších elektrónov, tie sú urýchlené priloženým napätím a po dopade na ďalšie dynódy, každý opäť vyráža niekoľko elektrónov. Tento multiplikačný proces je ukončený zobrazením všetkých elektrónov na anóde, kde vzniká elektrický impulz, ďalej prechádzajúci do elektronickej aparatúry.⁽⁸⁾

1.3 SPECT kamera (single photon emission computed tomography)

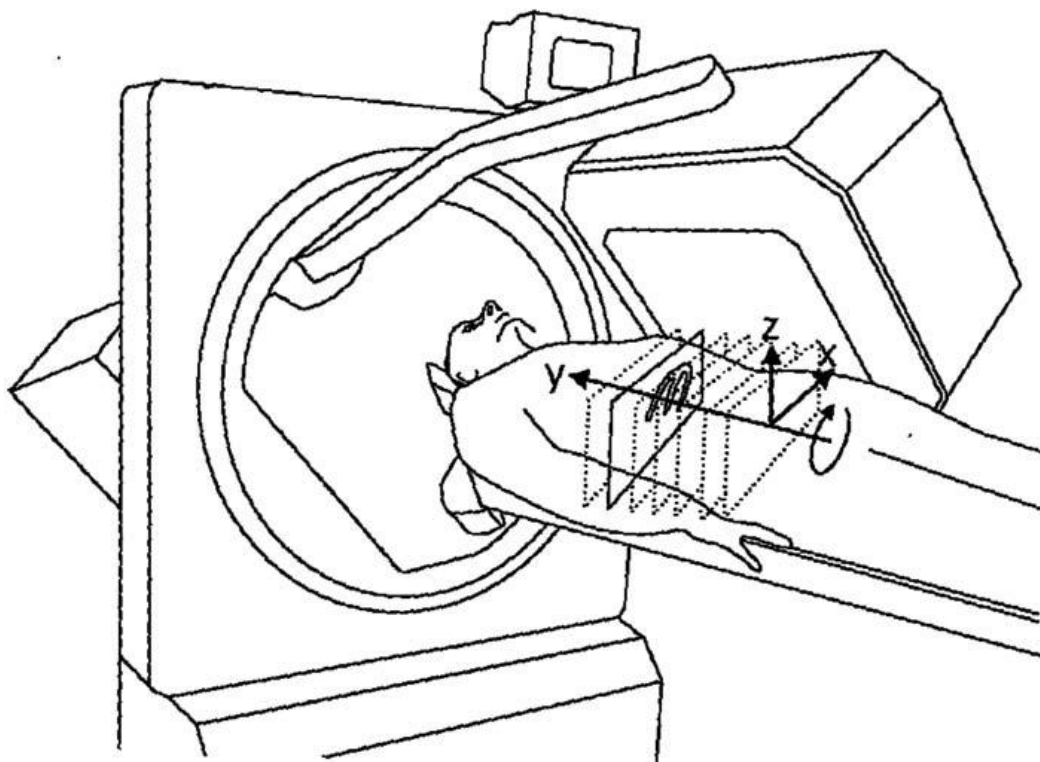
Najzákladnejší typ SPECT systému obsahuje konvenčnú scintilačnú kameru namontovanú na špeciálnej gantry, ktorá je pripojená k vhodnému počítačovému systému.⁽¹⁰⁾ Tento systém umožňuje priestorovo zobrazit' rozloženie radiofarmaka v orgáne pacienta v rezoch v troch základných telesných rovinách (transverzálnej, frontálnej, sagitálnej) a vo forme trojrozmerných obrazov.⁽¹⁶⁾



obrázok č.2 Transaxiálna, sagitálna a koronálna rovina

1.3.1 Základné princípy

Základný princíp SPECT systému závisí na rotujúcej kamere, koncept je taký, že planárne obrazy sú zhromažďované, keď je kamera otáčaná o 180° alebo o 360° okolo pacienta. Tieto planárne snímky sú tzv. projekčné snímky a slúžia na vytvorenie transaxiálnych rezov obrazov filtrovanou spätnou projekciou do transaxiálnej roviny. Na obr.č.2 je schéma takéhoto systému s rôznymi osami a najmä s udanou a identifikovanou osou rotácie. Každý riadok pixelov naprieč obrazom projekcie poskytuje projekčné línie, profil sa počíta pre spoločnú všeobecnú Y hodnotu v tomto snímku. Počty v týchto projekčných líniách môžu byť pri vhodnom uhle spätná projekcia cez transaxiálnu rovinu, čo by malo za následok v prvom poradí aproximáciu dát, ktoré viedli k vzniku súboru projekčných snímkov.⁽¹⁰⁾



Obrázok č.3 Schéma systému SPECT ukazujúca os otáčania

Pre rekonštrukciu obrazov rezu sa najčastejšie používa filtrovaná spätná projekcia (FBP - filtered back projection), kedy sa tomografické rezy kolmé na os rotácie vypočítavajú tak, že frekvencie nasnímané vo všetkých projekciách sa pod uhlom odpovedajúcemu uhlu snímania premietnu späť do vytvoreného rezu a všetky hodnoty sa v reze spočítajú. Súčasne sa pomocou matematického filtra čiastočne odstráni šum z obrazov.⁽¹⁶⁾

Výpočtovo náročnejšie, ale presnejšie je použitie iteratívnych metód, ktoré z počiatočného odhadu tomografického rezu vypočítajú aké projekcie boli z takého rezu SPECT snímané, porovnajú sa so skutočne nasnímanými a korigujú odhad rezu, tak aby sa minimalizovali rozdiely medzi nasnímanými a vypočítanými projekciami. Tento cyklus (výpočet projekcií, porovnanie s nasnímanými projekciami, korekcia odhadu) sa opakuje v niekoľkých iteráciách.⁽¹⁶⁾

1.3.2 Niektoré dôležité definície

- **Projekčný lúč** : priamka kolmá na projekciu, prechádza cez objem, ktorý je skúšaný alebo rekonštruovaný tak, že súčet dát pozdĺž lúča (alebo vážený súčet) sa rovná objemu toho bodu na projekcii, z ktorého bol lúč obsadený.
- **Projekčná línia** : súbor hodnôt pozdĺž jednej línie, na nejakom určitom uhle, hodnota v každom bode zodpovedá súčtu hodnôt pozdĺž projekčného lúča osadeného z tohto bodu.
- **Projekcia obrazu** : 2 - D projekcia (napr. funkcia X a Y), v niektorom stanovenom uhle, ktorý obsahuje súbor paralelných projekčných čiar.
- **Sinogram** : je 2 - D zobrazením súboru všetkých získaných projekcií. Každý riadok sinogramu je zložený z dát urobených pri rozdielnych projekčných uhloch, ale všetky riadky sinogramu pochádzajú z rovnakého rezu zobrazovaným objektom.⁽¹⁵⁾

1.3.3 Komponenty systému

- **lôžko pacienta**

Tomografické lôžka sú zvyčajne špeciálne navrhnuté a značne sa líšia od bežných scintilačných lôžok. Sú oveľa užšie, takže sa kamera môže otáčať s malým polomerom otáčania. Často sú navrhnuté tak, aby dlhá os postele mohla byť upravená v súlade s osou otáčania. Výška lôžka a občas horizontálna poloha lôžka (prične posunutie lôžka) môže byť ovládaná manuálne, alebo motorovým ovládaním. Obzvlášť pre SPECT mozgu, by mala byť poskytnutá podpora hlavy pacienta, ktorá umožní aby polomer otáčania bol znížený na minimum a aby hlava pacienta bola naklonená v požadovanom uhle.⁽¹⁰⁾

- **gantry** : tomografické gantry sú navrhnuté na otáčanie hlavy kamery okolo pacienta. Často sú mechanicky pomerne masívne a v mnohých prípadoch sa pohybujú pomocou mikroprocesora pripojeného k hlavnému počítaču. Tento ovládací pult môže obsahovať len regulátor otáčania alebo oveľa zložitejší systém, bežiaci viac či menej autonómne⁽¹⁸⁾.

- **ovládač otáčania** : toto zariadenie ovláda otáčanie kamery okolo osi otáčania. To je obvykle spojené s hlavným počítačom. Pre systém "step and shoot" toto rozhranie kontroluje uhlový prírastok po sebe idúcimi projekciami obrazov. Pre kontinuálny rotačný systém toto rozhranie riadi rýchlosť otáčania. Okrem toho často umožňuje kamere vrátiť sa do východiskovej polohy. Takýto ovládač tiež kontroluje, kde je vhodná bočná poloha gantry a akékoľvek iné mechanické pohyby pod kontrolou systému. V mnohých prípadoch na moderných systémoch, rotačný ovládač nielen určuje polomer otáčania systému pre všetky uhly, ale aj presnú polohu hlavy pre každý individuálny uhol, aby viaceré známe orbity mohli byť vykonané.

- **núdzový vypínač a iné bezpečnostné nastavenia pacienta** : Všetky tomografické systémy majú (alebo by mali mať) tlačidlo núdzového zastavenia na zabránenie alebo zrušenie pohybu, ktorý by mohol zraniť pacienta. Niektoré systémy majú pridané zariadenie pre bezpečnosť pacienta, ako napríklad podložky

citlivé na tlak, na povrchu kolimátora, ktoré zastavia pohyb alebo automaticky presunú detektor od pacienta, keď sa systém dotkne lôžka alebo pacienta.⁽¹⁰⁾

1.4 Legislatíva

Na medzinárodnom rádiologickom kongrese, ktorý sa konal v roku 1928 v Štokholme, bol ustanovený nezávislý odborný orgán Medzinárodnej komisie rádiologickej ochrany (skratka ICRP z angl. International Commission on Radiological Protection). Súčasná koncepcia radiačnej ochrany vo svete a v Európe sa opiera najmä o odporúčania ICRP 60 z roku 1991 a ICRP 103 z roku 2007, ďalej o štandardy vydané Medzinárodnou atómovou agentúrou (IAAE) vo Viedni a legislatívu Európskej únie (Directive No. 96/29/Euratom)⁽⁵⁾.

Rovnako v ČR bola podľa uvedených dokumentov vytvorená legislatíva, ktorá stanovuje zákonné normy a požiadavky súvisiace s ochranou pred ionizujúcim žiarením. Uvedieme len dve najdôležitejšie položky⁽⁵⁾:

Zákon č 18/1997 Zb. "Atómový zákon", ktorý okrem iného ukladá každému žiadateľovi o povolenie na nakladanie (§ 9 ods písm. i) zákona č 18/1997 Z. z.) so zdrojmi ionizujúceho žiarenia doložiť žiadosť dokumentáciou, požadovanú pre povoľovaciu činnosť, v danom prípade dokumentáciu uvedenú v prílohe k zákonu č.18/1997 Zb. písm. I. Povolenie Štátneho úradu pre jadrovú bezpečnosť (SÚJB), potom môže byť vydané len vtedy, ak SÚJB schváli túto dokumentáciu:

- vymedzenie kontrolovaného pásma, predpokladaný počet osôb pracujúcich v ňom a spôsob zákazu vstupu nepovolaných osôb do tohto pásma
- vnútorný havarijný plán
- rozsah a spôsob merania (program monitorovania) a hodnotenie ožiarenia zamestnancov a osôb a znečistenie pracoviska a jeho okolia rádionuklidmi a ionizujúcim žiarením
- program zabezpečovania kvality pre povoľovaciu činnosť⁽⁷⁾

Vyhláška Štátneho úradu pre jadrovú bezpečnosť č. 307/2002 Zb. o radiačnej ochrane, v znení vyhlášky č. 499/2005 Zb. a vyhláška č. 389/2012 Zb.⁽⁵⁾

Ďalej sa práca na oddeleniach nukleárnej medicíny, tak ako na všetkých pracoviskách s ionizujúcim žiarením v oblasti radiačnej ochrany riadi zásadami v súlade s nasledujúcimi predpismi :

- Vyhláška č. 315/2002 Zb., ktorá stanovuje činnosti, ktoré majú bezprostredný vplyv na jadrovú bezpečnosť a činnosti, zvlášť dôležité z hľadiska radiačnej ochrany, požiadavku na kvalifikáciu a odbornú prípravu (mení vyhlášku č. 146/1997 Zb.)
- Vyhláška č. 132/2008 Zb. o systéme kvality pri realizácii a zaistení činností súvisiacimi s využitím jadrovej energie a radiačných činností a o zabezpečení kvality vybraných zariadení s ohľadom na ich zaradenia do bezpečnostných tried (nahrádza vyhlášku č. 214/1997 Zb.)
- Vyhláška č. 319/2002 Zb. o funkcii a organizácii celoštátnej radiačnej monitorovacej siete, v znení vyhl. č. 27/2006 Zb.
- Vyhláška č. 318/2002 Zb. o podrobnostiach k zaisteniu havarijnej pripravenosti jadrových zariadení a pracovísk so zdrojmi ionizujúceho žiarenia a o požiadavkách na obsah vnútorného havarijného plánu vo znení vyhl. č. 2/2004 Zb.
- Vyhláška č. 317/2002 Zb. Vyhláška o typovom schvaľovaní obalových súborov pre prepravu, skladovanie a ukladanie jadrových materiálov a rádioaktívnych látok, o typovom schvaľovaní zdrojov ionizujúceho žiarenia a o preprave jadrových materiálov a určených rádioaktívnych látok (o typovom schvaľovaní a preprave), v znení vyhl. č. 77/2009 Zb. ⁽¹³⁾

1.5 Zabezpečenie kvality prístrojovej techniky používanej v nukleárnej medicíne

Prístroje používané na pracovisku nukleárnej medicíny nie sú zdroje ionizačného žiarenia a z tohto dôvodu nie sú zaradené výslovne do vyhlášky č. 307/2002 Zb o radiačnej ochrane, v znení vyhlášky č. 499/2005 Zb. a vyhlášky č. 389/2012 Zb. tak ako je tomu u generátorov žiarenia (Röntgenka) a iných zdrojov. Parametre prístrojov sú na pracoviskách nukleárnej medicíny overované odovzdávacími a prevádzkovými skúškami podľa štandardných operačných postupov na danom pracovisku.⁽⁵⁾ Do programu zabezpečenia kvality na pracoviskách nukleárnej medicíny patrí okrem iného i pravidelná kontrola prístrojovej techniky, pomocou ktorej je ionizujúce žiarenie emitované rádioaktívnymi látkami (rádiofarmakami) a je merané a využívané k získavaniu informácií dôležitých pre diagnostiku a liečbu.⁽⁷⁾

Cieľom zabezpečenia kvality prístrojovej techniky používanej v nukleárnej medicíne je predpoveď alebo odhalenie závažných zmien technických parametrov, ktoré by mali za následok nižšiu, prípadne nevyhovujúcu kvalitu diagnostických a liečebných výsledkov. Pre zaistenie optimálnej funkcie prístrojov je nutné splnenie podmienok:

- kontroly v rámci systému zabezpečenia kvality musia byť vykonávané s vhodnou frekvenciou, niektoré kontroly je nutné vykonávať denne, iné v dlhších časových intervaloch
- kontroly musia byť vykonávané s dostatočnou presnosťou a reprodukovateľnosťou, je treba postupovať podľa jasne formulovaného protokolu
- výsledky kontrol vrátane podmienok, za ktorých boli tieto výsledky zmerané musia byť starostlivo dokumentované a ďalej uchovávané
- súčasťou kontrol musí byť aj rozhodovanie ako postupovať v prípade, že výsledky merania nie sú uspokojivé z hľadiska stanovených kritérií ⁽⁷⁾

Do programu zabezpečenia kvality v nukleárnej medicíne sa zahŕňajú tieto aparatúry:

- merače aktivity radiofarmák (kalibrátory)
- jednodetektorové prístroje pre merania in vivo a in vitro (pre nescintigrafické vyšetrenia) a viac detektorové prístroje pre merania in vitro
- zobrazovacie prístroje (scintilačné kamery plnárne, scintilačné kamery pre jednofotonovú emisnú tomografiu - SPECT)
- prístroje pre ochrannú dozimetriu (merače dávkového príkonu, merače povrchovej kontaminácie, operatívne dozimetre)

1.5.1 Odovzdávacie skúšky

Pred uvedením prístroja do prevádzky po jeho inštalácii je dôležité overiť, či jeho detekčné parametre zodpovedajú hodnotám, ktoré predajca uvádza v sprievodnej dokumentácii - sú nutné odovzdávacie skúšky (testovanie), odovzdávacia skúška je nutná tiež po každej väčšej oprave prístroja.⁽⁷⁾

Účelom odovzdávacích skúšok je:

- Porovnať namerané hodnoty parametrov s hodnotami uvádzanými výrobcom
- Skontrolovať všetky parametre a vlastnosti prístroja, ktoré môžu ovplyvniť výsledky vyšetrenia (obzvlášť dôležité u scintilačných kamier)
- Získať podklady na vykonávanie prevádzkových skúšok počas používania prístroja na pracovisku. Do zmluvy s predajcom je potrebné zahrnúť spôsob prevedenia odovzdávacích skúšok a použité kritériá. Podľa zahraničných skúseností existujú v podstate tri možnosti ako realizovať odovzdávacie skúšky:

- Dodávajúca firma vykoná preberacie skúšky priamo na pracovisku, na ktorom prístroj inštalovala, musí to však byť za účasti odborníka (najlepšie fyzika alebo technika) z tohto pracoviska
- Odovzdávacie skúšky vykonajú kvalifikované osoby - zamestnanci organizácie kupujúcej prístroj
- Predávajúci aj kupujúci sa môžu dohodnúť na tom , že odovzdávacie testy sa zveria nezávislým odborníkom - tým sa vylúči akákoľvek predpojatosť pri meraniach. Je zrejmé, že na pracoviskách nukleárnej medicíny v ČR sa ukazuje ako najschodnejšia prvá možnosť. Ak nie sú výsledky odovzdávacích skúšok v súlade s hodnotami parametrov proklamovanými v sprievodnej dokumentácii, nemožno potvrdiť prevzatie prístroja, je potrebné trvať na oprave prípadne žiadať nový prístroj.⁽⁷⁾

1.5.2 Prevádzkové skúšky

Výsledky odovzdávacích testov ak je s nimi zákazník spokojný sú základom pre vykonávanie prevádzkových (rutinných) skúšok. Zvolené postupy pre prevádzkové testy nemusia byť však úplne totožné s metódami vykonávania odovzdávacích skúšok

Účelom prevádzkových skúšok je sledovať, či namerané hodnoty parametrov sú v odporúčanej tolerancii s parametrami stanovenými na pracovisku pri odovzdávacej skúške

Odhaľovať jednak krátkodobé zmeny v parametroch, jednak dlhodobé trendy pri ich pomalých zmenách. Prevádzkové skúšky možno rozdeliť na jednoduché testy vykonávané v krátkych časových intervaloch (obdoba skúšok prevádzkovej stálosti vyžadovaných u zdrojov žiarenia) a náročné testy vykonávané v dlhších časových intervaloch (obdoba skúšok dlhodobej stability vyžadovaných u zdrojov žiarenia).

1.5.2.1 Jednoduché testy

Charakteristikou týchto skúšok je ich časová nenáročnosť, možno ich väčšinou urobiť v čase od niekoľkých minút do pol hodiny, čo je veľmi dôležité vzhľadom k značnému vyťaženiu niektorých prístrojov (najmä scintilačných kamier) klinickou prevádzkou. Ďalšou charakteristikou je malá náročnosť na technické zariadenia potrebné na ich vykonanie, možno ich vykonávať s bežne dostupnými (a len výnimočne nákladnými) pomôckami . Zabezpečovanie jednoduchých prevádzkových skúšok vlastnými silami pracoviska je samozrejmosťou .⁽⁷⁾

1.5.2.2 Náročné skúšky

Náročnosť týchto skúšok je daná buď časovým faktorom, ich vykonávanie môže vyžadovať niekoľko hodín aj viac alebo tým, že vyžadujú špeciálnejšie zariadenia, prípadne sa uplatňujú obidva faktory. Je veľmi výhodné, ak môže pracovisko vykonávať samo nielen jednoduché, ale aj náročné prevádzkové skúšky, ale pokiaľ to v možnostiach pracoviska nie je, musí hľadať pomoc u firiem špecializovaných na kontrolu lekárskeho prístrojov využívajúcich ionizujúceho žiarenia prípadne skupiny odborníkov zameraných na túto problematiku, jednou z možností je dohoda pracoviska s firmou ktorá dodala prístroj, aby náročné skúšky začlenila do servisu aparatúry, takýto postup však vyžaduje odstránenie prípadnej predpojatosti, občasné posúdenie výsledkov skúšok nezávislým odborníkom.

Súčasťou programu zabezpečovania kvality musí byť samozrejme starostlivo vykonávaná preventívna údržba prístrojov, prehliadky, čistenie a nahradzanie opotrebovaných častí, možno tak často predísť náhlym zlyhaniam s následným narušením klinickej prevádzky pracoviska. Výsledky odovzdávacích a prevádzkových skúšok musia byť starostlivo zaznamenávané, pre každý prístroj musia byť pre tento účel vedené zvláštne záznamy. Je potrebné zdôrazniť, že držiteľ povolenia musí pri

zabezpečovaní kvality prístrojovej techniky dodržiavať na prvom mieste pokyny dodávateľa alebo výrobcu uvádzané v sprievodnom návode a dokumentácii. ⁽⁷⁾

1.6 Kontrola kvality zobrazovacích systémov - scintilačných kamier

Dôsledkom chýb nastavenia a porúch zobrazovacích prístrojov je znížená kvalita výsledného obrazu. Je pochopiteľné, že pokiaľ dôjde k poškodeniu alebo úplnému výpadku jedného z fotonásobičov v detektore scintilačnej kamery, obraz bude v mieste zodpovedajúcom polohe chybného fotonásobiča deformovaný, poprípade bude postihnutá oblasť v obraze chýbať úplne. Podobne závažným spôsobom sa však prejavujú aj iné poruchy na prístroji. Ich dôsledkom môže byť napr. strata účinnosti, zníženie priestorovej alebo energetickej rozlišovacej schopnosti a podobne. U tomografických kamier sa navyše uplatňujú veličiny popisujúce stálosť centra rotácie detektora, hrúbku tomografických rezov atď.

Všetky uvedené ukazovatele sú v praxi popisované pomocou tzv. štandardov, ktoré sú najčastejšie definované na základe štandardov NEMA (National Electrical Manufacturers Association, americké združenie výrobcov elektrických zariadení). V Európe sa niekedy používa (ale dnes už ustupuje do pozadia) Medzinárodný štandard CEI / IEC 789. Oba protokoly definujú v podstate zhodnú sadu veličín popisujúcich kvalitu zobrazovania. Líšia sa väčšinou len definíciou podmienok, za ktorých je meranie jednotlivých veličín vykonávané.⁽¹⁾

1.6.1 Planárne scintilačné kamery (SPECT kamery v planárnom režime)

Kontrolujú sa nasledovné detekčné parametre:

- planárna integrálna homogenita,
- priestorová rozlišovacia schopnosť a linearita,
- citlivosť detektora s kolimátorom, energetické rozlíšenie,
- linearita odozvy na aktivitu a mŕtva doba,
- viacokienková priestorová registrácia.

- Z tomografických parametrov je zrejme najdôležitejším parametrom správna poloha a stabilita centra rotácie (COR) ⁽⁷⁾

Kontrola kvality scintilačných kamier slúži na dva účely:

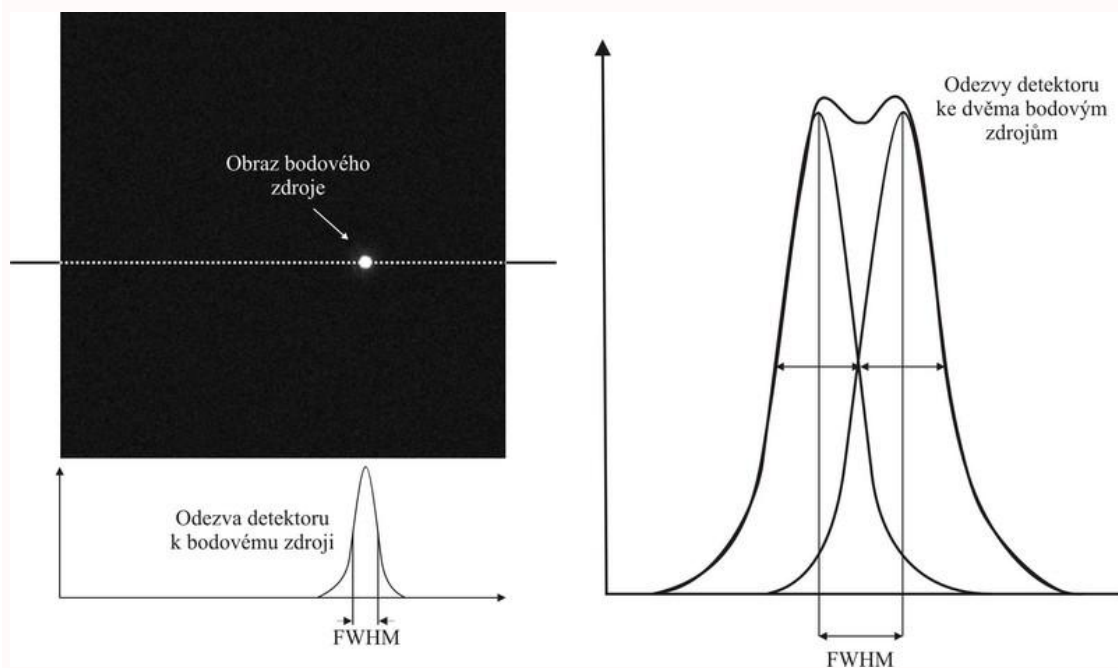
- Overuje, či prístroj produkuje obrazy, ktoré adekvátne zodpovedajú distribúcií rádiofarmák v pacientovi
- Prispieva k zabezpečeniu požiadaviek maximálnej kvality diagnostickej informácie pri čo najmenšej radiačnej záťaži pacientov a pracovníkov.⁽⁷⁾

1.6.1.1 Priestorová rozlišovacia schopnosť

Sa vyjadruje ako šírka profilu v obraze bodového alebo líniového zdroja v polovici výšky tohto profilu - označuje sa FWHM (z angl . full width at half maximum) . Názorná predstava o význame veličiny FWHM je zrejma z obrázku č.3, dva blízko uložené bodové alebo čiarové zdroje žiarenia môžu byť v obraze rozpoznané ako odlišné, ak sú od seba vzdialené najmenej o priestorové rozlíšenie FWHM .

Systémové priestorové rozlíšenie detektora kamery sa skladá z dvoch komponentov - tzv. vnútorného priestorového rozlíšenie detektora (u moderných kamier 3,5 až 4 mm) a priestorového rozlíšenia kolimátora . Vnútorné priestorové rozlíšenie sa na systémovom rozlíšení uplatňuje málo, podstatnejší je vplyv priestorového rozlíšenia kolimátora. Systémové priestorové rozlíšenie detektora sa zhoršuje (FWHM sa zväčšuje) s rastúcou vzdialenosťou od čela kolimátora s paralelnými otvormi, z tohto dôvodu je nutné, aby detektor kamery bol počas vyšetrenia nastavený čo najbližšie k povrchu pacientovho tela. Systémové priestorové rozlíšenie vo vzdialenosti 10 cm od čela detektora je 6 až 10 mm v závislosti na type použitého kolimátora. K zhoršovaniu priestorového rozlíšenia sa vzdialenosťou od detektora prispieva tiež absorpcia a rozptyl žiarenia v tkanive.⁽¹⁾

Priestorovým rozlíšením sa niekedy všeobecne charakterizuje schopnosť zobrazovacieho prístroja rozlíšiť detaily v distribúcii rádiofarmaka v tele, napr. sa tým rozumie lézia najmenšej veľkosti, ktorú je prístroj ešte schopný zachytiť.⁽¹⁾



Obrázok č.4 Spôsob určenia priestorovej rozlišovacej schopnosti FWHM

1.6.1.2 Energetická rozlišovacia schopnosť a mŕtva doba

Energetické rozlíšenie sa vyjadruje ako polovica šírky (šírka v polovičnej výške) fotopíku 140 keV v scintilačnom spektre ^{99m}Tc delená polohou vrcholu fotopíku vo spektre a je vyjadrená v %. Energetické rozlíšenie charakterizuje najmä schopnosť detektora scintilačnej kamery odlíšiť rozptýlené a nerozptýlené žiarenie.⁽⁷⁾

Časová rozlišovacia schopnosť sa charakterizuje tzv. mŕtvou dobou prístroja, teda intervalom, v ktorom kamera po zázname jedného impulzu nie je schopná registrovať ďalší impulz. Mŕtva doba sa obecné prejavuje pri spracovaní signálov. Väčšinou platí, že čím je systém zložitejší, tým dlhšiu mŕtvu dobu vykazuje.

V praxi rozoznávame dva typy mŕtvej doby - paralyzibilnú a neparalyzabilnú . Paralyzabilna mŕtva doba je charakterizovaná tým, že počas nej detektor zaznamenáva aj ďalšie interakcie a každá taká detekcia znovu predĺži mŕtvu dobu o ďalšiu jej dĺžku. Dochádza ku kumulácii mŕtvej doby a detektor môže byť aj paralyzovaný. Naopak počas neparalyzabilnej mŕtvej doby detektor nie je schopný registrovať ďalšiu interakciu a po jej skončení je okamžite pripravený na detekciu. Väčšina detektorov sa chová ako systémy s paralyzabilnou mŕtvou dobou. Počítačové rozhranie, multikanálové analyzátory a pod. sa správajú ako systémy s neparalyzabilnou mŕtvou dobou. Scintilačné kamery patria do skupiny prístrojov s paralyzabilnou mŕtvou dobou.⁽¹⁴⁾

1.6.1.3 Citlivosť scintilačnej kamery

Citlivosťou scintilačnej kamery sa rozumie frekvencia impulzov meraná s plošným zdrojom fotónového žiarenia o priemere 10 cm vzťahnutá na 1 MBq. najčastejšie sa citlivosť udáva pre ^{99m}Tc . Citlivosť kamery je nepriamo úmerná jej priestorovej rozlišovacej schopnosti, čím je citlivosť väčšia, tým horšie je rozlíšenie (tým väčšie je FWHM) a obrátene. Miesto termínu citlivosť kamery sa niekedy používa detekčná účinnosť (krátko účinnosť).⁽¹⁾ Detekčná účinnosť je podstatne závislá na geometrickej účinnosti kolimátora ďalej na tzv. fotopíkovú účinnosť scintilačného kryštálu, tieto faktory sa však v praxi ťažko stanovujú na rozdiel od ľahko merateľné citlivosti.⁽¹⁴⁾

Hodnotenie: citlivosť pri predávacej skúške sa nesmie odlišovať od hodnoty udanej pre daný kolimátor výrobcom o viac než 10%, zistená hodnota citlivosti pri prevádzkových skúškach sa nesmie odlišovať o viac než 10% od hodnoty nameranej pri odovzdávacie skúške, uvedené podmienky platia však len za predpokladu, že meranie citlivosti je vykonávané za stále rovnakých podmienok (najmä pri rovnakej

šírke okienka analyzátoru nastaveného na fotopítk) u viacdetrových kamerách by rozdiel v citlivosti jednotlivých detektorov nemal prekročiť 10%.⁽⁷⁾

1.6.1.4 Homogenita (uniformita)

Je schopnosť kamery zobrazit' homogénne rozloženie aktivity v zdroji žiarenia ako obraz s homogénnym jasom, pri poruche homogenity sa zdroj zobrazuje ako heterogénna plocha s oblasťami nerovnomernej intenzity.

Základnou veličinou, popisujúcou kvalitu obrazu scintilačných kamier, je tzv. integrálna homogenita. Slúži ku kvantitatívnemu popisu odozvy detektora na homogénny zdroj ionizujúceho žiarenia. Na homogénne osvetlenie detektora logicky požadujeme aj homogénnu odozvu vo výslednom obraze. Na odchýlky od tohto ideálneho stavu ukazuje práve veličina integrálnej homogenity, definovaná ako

$$I. U = \frac{I_{max} - I_{min}}{I_{max} + I_{min}} \text{ (x 100 pri vyjadrení v \%)}$$

kde I_{max} znamená maximálnu a I_{min} minimálnu hodnotu nameranú vo výslednom obraze. Hodnota integrálnej homogenity sa u kvalitných komerčných prístrojov pohybuje medzi 2-4%, u špičkových prístrojov okolo 1,5% v centrálnom zornom poli.⁽¹⁾

Ďalšou veličinou slúžiacou ku kontrole a popisu kvality zobrazenia je napr. diferenciálna homogenita. Diferenciálna homogenita je podiel najväčšieho rozdielu počtu impulzov v susedných bunkách (v riadku i stĺpci) v obraze homogénneho zdroja, delená priemerným počtom impulzov v obraze. Pre zníženie vplyvu štatistických fluktuácií sa stanovovaný počet impulzov priemeruje v rozsahu 5 buniek.⁽³⁾

Počet impulzov nutných pri overení homogenity 2% v centrálnom zornom poli sa odporúča až 200 miliónov impulzov na jeden detektor v matici 256x256 (okienko analyzátoru 20%).⁽⁷⁾

Výkyvy integrálnej homogenity vždy signalizujú problémy s funkciou prístroja. Preto je ustáleným zvykom i oficiálne doporučeným od väčšiny výrobcov scintilačných kamier túto veličinu sledovať denne a na základe jej merania popri prípade pristúpiť ku kalibrácii, alebo k oprave.⁽¹⁾

1.6.1.5 Linearita zorného pola kamery

Linearita udáva, či priestorové mierky a proporcie predmetu sú zobrazované verne a neskreslene (lineárne). Pre posúdenie linearity scintigrafického zobrazenia slúžia špeciálne fantómy, v ktorých je realizovaná pravidelná geometrická štruktúra distribúcie rádioaktivity. Môže to byť buď sústava väčšieho počtu pravidelne kvadrangulárne rozmiestnených bodových zdrojov, alebo sústava lineárnych (priamkových) zdrojov (tzv. bar-fantóm, väčšinou transmisné). Scintigrafický obraz by takéto pravidelné geometrické štruktúry mal vykazovať taktiež geometrickou pravidelnosťou. Prípadná nelinearita zobrazenia sa na tomto obraze prejaví ako skreslenie a nepravidelnosti v geometrickom usporiadaní. Môžeme ich sledovať buď vizuálne, alebo ich vyhodnotiť kvantitatívne.

Linearita zobrazenia a homogenita citlivosti zorného poľa scintilačnej kamery spolu úzko súvisia. Nepravidelnosti v účinnosti registrácie scintilácie z rôznych miest scintilačného kryštálu kamery sústavou fotonásobičov sa prejaví na obraze ako geometrická nelinearita a zároveň aj ako nehomogenita v hustote registrovaných impulzov. Dá sa povedať, že nelinearita zobrazenia je hlavným zdrojom nehomogenity obrazu. K nehomogenite scintigrafického zobrazenia môžu ďalej prispievať aj odchýlky v pravidelnom usporiadaní a veľkosti otvorov a priehradok v kolimátore, zvlášť v prípade mechanického poškodenia kolimátora⁽³⁾.

Pri praktickom testovaní vlastností (kvality) scintilačnej kamery sa linearita zobrazenia stanovuje pomerne zriedka, lebo je to zložité a okrem toho aj malá zmena

linearity (ktorá by sa pri cielenom meraní linearity len ťažko preukazovala) sa podstatne zreteľnejšie prejaví v nehomogenite zorného poľa.⁽¹⁹⁾

1.6.1.6 Stred rotácie C.O.R. (Centre Of Rotation)

Pri tomografickej scintigrafii SPECT obiehajú detektory kamery s hmotnosťou niekoľko stoviek kilogramov okolo vyšetrovaného objektu. Ak ložiská v ktorých sú detektory v gantry uchytené vykazujú mechanickú vôľu, dochádza vplyvom gravitačných síl k výkyvom a posunom detektorov, takže rotácia neprebíha okolo pevnej osi a dochádza k pohybu centra rotácie. Tieto nežiaduce mechanické posuny a výkyvy zhoršujú kvalitu rekonštruovaných tomografických obrazov (mohli by prípadne viesť k artefaktom). Pre testovanie centra rotácie umiestnime do zorného poľa kamery bodový zdroj a spustíme jeho scintigrafiu SPECT . Príslušný program potom vyhodnocuje odchýlky vzniknutého obrazca od kruhového pohybu a zisťuje posuny osi rotácie v závislosti na okamžitom uhle detektora. Ďalším miestom s rizikom nežiaducich mechanických pohybov detektorov kamery počas rotácie sú ich vlastné ložiská na ktorých sú upevnené. Pre testovanie týchto eventuálnych axiálnych výkyvov nestačí jeden bodový zdroj - používa sa niekoľko (napr. 5) bodových zdrojov rozmiestnených v stanovených miestach zorného poľa. Príslušné snímanie a korekcia sa robia pomocou špeciálneho softwaru pre akvizíciu u moderných kamier SPECT .

Na základe vyššie uvedených meraní sú pre každý uhol rotácie uložené do pamäte príslušné korekčné koeficienty, ktoré pri akvizícii pacientových štúdií vykonávajú patričné posuny obrazov v smere X a Y tak, aby odchýlky od centra rotácie a axiálne výkyvy boli eliminované.⁽³⁾

Nasledujúce simulácie umožňujú skúmať rôzne typy odchýlok COR od jeho správnej polohy ich vplyv na výsledný obraz. Demonštrované typy odchýlok sú pomenované podľa ich vplyvu na tvar sinogramu a sú nasledujúce :

- sínusový posun (posúva zrekonštruovaný obraz hore / dole)
- kosínusový posun (posúva zrekonštruovaný obraz doľava / doprava)
- lineárny nárast / pokles (vytvára " špirálovitý " artefakt)
- náhodné mechanické nestability (Vedú k rozostreniu obrazov)
- posun centra detektora (vytvára kruhový artefakt)

Sínusový a kosínusový posun vzniká v situácií, keď je bodový zdroj použitý pri kalibrácii umiestnený mimo geometrické centrum rotácie systému. V dôsledku toho potom nesúhlasí geometrický softvérový stred rotácie. Zrekonštruované obrazy sú bez artefaktov, ale posunuté voči stredú zorného poľa. V extrémnych prípadoch môže dôjsť k zobrazeniu orezaného obrazu⁽¹⁴⁾

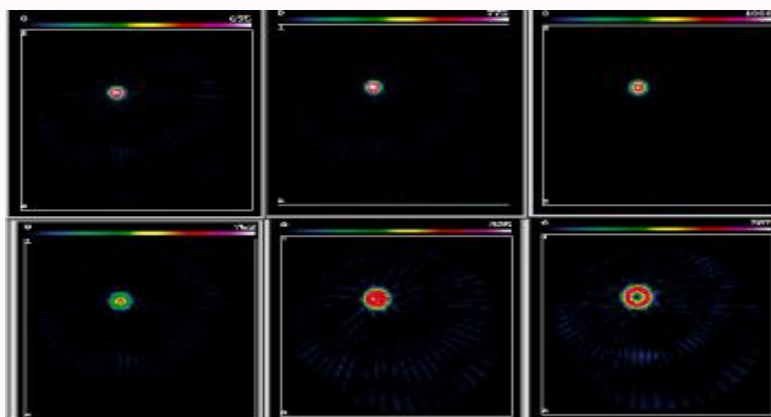
Lineárny nárast / pokles vzniká, keď sa s narastajúcim projekčným uhlom zväčšuje odchýlka pozície aktuálneho stredú otáčania od skutočného stredú otáčania. Teoreticky môže takáto situácia nastať v dôsledku mechanickej únavy gantry, kedy ťahové pôsobenie narastajúcej hmotnosti detektora vychyluje rameno s detektorom tým viac, čím väčší je projekčný uhol. V tomto prípade je softvérové centrum rotácie zhodné s geometrickým. Táto porucha centra rotácie sa prejavuje vznikom špirálovitého artefaktu. V simulácii sa predpokladá trvalý rast tejto výchyľky v rozsahu od 0 do 360 ° a špirála sa teda neustále rozťahuje. Ak by v úseku od 180 do 360° dochádzalo ku znižovaniu výchyľky, špirála by sa uzavrela vo východiskovom bode.

Náhodné mechanické nestability systému sa prejavujú náhodnými posunmi centra rotácie systému voči geometrickému centru rotácie. Môžu byť následkom rotácie o uhol väčší / menší než bol nastavený, uvoľnenie mechanických spojov atď. Ich prejavom je rozostrenie rekonštruovaného obrazu.⁽¹⁴⁾

Posledný typ poruchy COR - **posun centra detektora** nastáva v prípade, kedy celá kalibrácia COR prebehla v poriadku, geometrické centrum rotácie je zhodné so softvérovým, ale detektor je počas akvizície dát naklonený (teda v pozícii 0 ° nie je

rovnobežný so zemou). V tomto prípade mieri kolmica spustená zo stredu detektora neustále rovnakým spôsobom mimo centrum rotácie, čo sa sebe prejaví vznikom kruhového artefaktu.⁽¹²⁾

Príklad č.1: Simulácia bodového zdroja zrekonštruovaného s rôznymi odchýlkami chýb C.O.R.



obrázok č.5 Simulovaná rekonštrukcia bodového zdroja s rôznymi chybami C.O.R

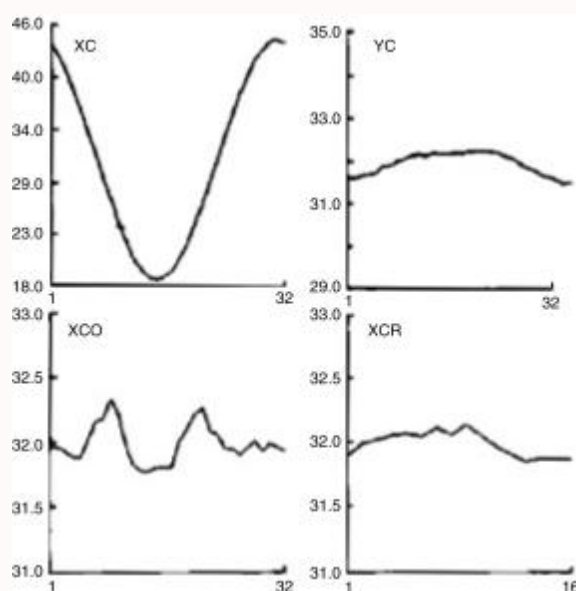
Simulovaná rekonštrukcia bodového zdroja s rôznymi chybami C.O.R. Akvizícia: 37 cm FOV s 1.5 zoom, 64×64 matrix, uhol natočenia celkom 360° , 64 uhlov projekcie, kruhová dráha. Rekonštrukcia na priečných rezoch s použitím ramp filtra a FBP (filtrovaná spätná projekcia). Žiadna korekcia nebola vykonaná pri odchýlkach chýb C.O.R. Veľkosť pixelu 3,85 mm.

- TL: 0 pixel odchýlka (perfektné dáta)
- TM: 0.25 pixel chyba odchýlky
- TR: 0,5 pixel chyba odchýlky
- BL: 1 pixel chyba odchýlky
- BM: 1.5 pixel chyba odchýlky
- BR: 2 pixel chyba odchýlky

Výsledky: Obrázok so žiadnou odchýlkou chyby C.O.R. (TL) ukazuje na najlepšie možné rozlíšenie obrazu pre bodový zdroj. Ako sa zvyšuje odchýlka chyby C.O.R. rekonštruované priestorové rozlíšenie vzrastá (teda sa zhoršuje), až kým sa nakoniec bodový zdroj objaví ako malý krúžok.⁽⁹⁾

Výsledok odchýlky C.O.R. je stratou zrekonštruovaného priestorového rozlíšenia a kontrastu. Korekcia pre odchýlku chýb (offset error) musí byť vykonaná. V moderných SPECT systémoch je prijateľný limit pre COR odchýlku ± 1 mm, ktorá tu zodpovedá asi odchýlke 0,25 pixelu.

Príklad č.2: Analýza kalibrácie C.O.R.



obrázok č.6 Analýza kalibrácie C.O.R.

Bodový zdroj ^{99m}Tc sa použil na získanie údajov pre kalibráciu C.O.R. 64 x 64 matice, 32 projekcií, uhol natočenia celkom 360 °. Výrobca softvéru vyrába štyri grafy s výsledkami merania a kalibračných údajov.

- TL: Uhlová x pozícia sinogramu kalibrácie bodového zdroja
- BL: Uhlový rozdiel polohy medzi sinogramom a vhodnej sínusovej vlny

- TR: Uhlová y poloha bodu
- BR: Uhlová odchýlka hodnoty C.O.R.

Výsledky: V ideálnej situácii, by kalibrovaný bodový zdroj mala nasledovať perfektná sínusoida v X a priamka v Y počas otáčania detektora.

V tomto príklade horný ľavý graf poskytuje nameraný sinogram, alebo uhlovú polohu bodového zdroja v X v priebehu otáčania. Dolný ľavý graf udáva rozdiel medzi nameraným a perfektným sinogramom. Vpravo dole graf ukazuje odchýlku C.O.R s uhlom. V pravom hornom grafe ukazuje, že detektor je naklonený vzhľadom k osi otáčania. Tieto údaje naznačujú, že detektor nie je správne vyrovnaný s osou otáčania v určitých uhlových polohách.⁽⁹⁾

Každý výrobca má svoj vlastný spôsob získavania analýz C.O.R. odchýlok . Je potrebné dodržiavať predpísaný spôsob. Používatelia by si mali pozorne prečítať analýzu dát spojenú s C.O.R kalibráciami, a mali by byť obzvlášť vedomý o hodnotách osí a skutočnosti, že parametre na osiach nemusia byť jasne definované, alebo označené.⁽¹⁹⁾

1.7 Scintilačná kamera Infinia™ Hawkeye™ - popis systému

Infinia je vysoko výkonný zobrazovací systém s univerzálnymi duálnymi detektorami pre hybridný zobrazovací systém SPECT/CT .

Základom je nová pokročilá moderná technológia digitalizovaných detektorov Elite™. Infinia Hawkeye™ je štandardne dodávaná s kryštálom 3/8 ". Infinia^{VC}, s 1" Elite detektorom a 95 fotonásobičmi, ponúka zobrazenie v celom rozsahu nízkoenergetických, stredne a vysoko energetických rádioizotopov. Voľná geometria konštrukcie gantry umožňuje orientáciu detektorov 180 ° a 90 ° pre vysokú skenovaciu účinnosť, ako aj vo zvislej a horizontálnej polohe detektorov pre maximálnu klinickú všestrannosť.

K dispozícii sú planárne (statické, viacnásobne gatované, dynamické, celotelové) a tomografické (Tomo, Gated Tomo, CoDe, potencionálne s niekoľkými možnosťami zorného pola) režimy skenovania. Využiť je možno akvizíciu s jedným a s niekoľkými izotopmi, akvizíciu typu multi-peak frame a jednofotónovú akvizíciu. Medzi voliteľné vlastnosti zvyšujúce kvalitu zobrazenia patrí sortiment kolimátorov, gatovanie fyziologickými signálmi, automatické kontúrovanie tela v reálnom čase, zhromažďovanie dát CT pre vykonávanie korekcie útlmu a funkčné anatomické mapovanie na báze CT (pomocou voľby Hawkeye). Kompletne integrovaný systém s podporou Ignit™ poskytuje možnosť prenosu údajov na spracovateľskú a zobrazovaciu stanicu Xeleris™ stlačením jedného tlačidla.

Opis systému:

Vlastnosti detektorov Elite™

Kvalita zobrazenia pri systémoch Infinia Hawkeye spočíva v dvoch extra veľkých obdĺžnikových digitálnych detektoroch Elite™, zaisťujúcich korekciu štyroch parametrov v reálnom čase.⁽¹¹⁾

- Homogenita
- Linearita
- Energia
- Stred rotácie (COR)

Charakteristika detektoru 3/8":

- 59 kruhových fotonásobičov - 53 x 3" (76 mm) a 6 x 1.5" (38 mm)
- Hrúbka kryštálu: 3/8" (9.5 mm)
- 10 bitový ADC prevodník pre fotonásobiče s 30.3 MHz vzorkovacím kmitočkom
- NEMA UFOV: 21.25" x 15.75" (54 x 40 cm)
- Energetický rozsah: 40 - 511 keV

Vlastnosti gantry:

Infinia je vybavená s klznou tomografickou prstencovou gantry, ktorá umožňuje prenos energie na rotačný modul, ktorý obsahuje detektory a rýchly digitálny prenos dát na akvizičnú stanicu. Gantry obsahuje potrebnú infraštruktúru pre voliteľné Hawkeye aktualizácie.

- Automatický pohyb detektorov v radiálnom smere (dovnútra / von), axiálnom smere (v osi prstenca) a premennú geometriu orientácie detektorov od 180 ° do 90 °.
- Flexibilná konštrukcia umožňuje najrôznejšie skenovacie postupy vrátane sediaceho alebo stojaceho pacienta a vyšetrenie pacienta na nosidlách.
- Stacionárne gantry je pripevnené k podlahe, čím sa zvyšuje presnosť tomografického centra rotácie.
- Nastavenie kamery sa vykonáva interaktívne pomocou diaľkového ovládača s podporou plôch "home - domov", ktoré sú užívateľom dopredu⁽¹¹⁾ naprogramované pre špecifické akvizície. Jednoduché použitie a rýchle nastavenie pacienta, tabuľky nastavenia pre: výmenu kolimátora, 180 °

SPECT, 180 ° Brain SPECT, 180 ° Whole body, vertikálna orientácia smerom von, 90 ° Srdcové SPECT, 90 ° SPECT chrbtice

- Displej na gantry slúži k priebežnému zobrazeniu stavu pohyblivých častí gantry a pacientovho stola.
- Detektory sú vybavené automatickým konturovaním tela v reálnom čase pre zvýšenie účinku skenovania a rozlíšenia v 90° SPECT, 180° SPECT a celotelové (whole body) postupy, čím sa udržiava minimálna vzdialenosť pacienta od detektora čo slúži k vytvoreniu obrazu s vysokým rozlíšením.
- 2 Núdzové tlačidlá, sa nachádzajú na oboch stranách gantry

Operačný systém:

Činnosť stanice zberu dát Infinia Hawkeye™4 je určená bežným interaktívnym užívateľským rozhraním CUI (Common User Interface) pre spustenie a kontrolu všetkých zobrazovacích funkcií. Obrázky, protokoly, správy a ponuky sa zobrazia v grafickom okne alebo ako ikony na pracovnej ploche. Každá aplikácia je aktivovaná cez vlastnú unikátnu ikonu. Užívateľské rozhranie je spoločné pre Xeleris a Infiniu.

Akvizičný softvér zahŕňa kontrolné činnosti údržby kamery, vrátane:

- Analýza výšky impulzov (PHA)
- Stred rotácie (COR)
- Korekciu homogenity máp
- Energia, citlivosť a linearitu máp
- Denne/týždenne kontroly kvality, vrátane kalibrácie gantry
- Nastaviteľné parametre systému
- Definície a nastavenia sekvencií zberu dát
- Správa disku
- Použitie dopredu nastavených protokolov⁽¹¹⁾

Rozhranie CUI zvyšuje výkonnosť nasledujúcimi vlastnosťami :

- Predefinované alebo užívateľom konfigurované protokoly pre rýchly návrat do východiskovej polohy a nastavenie.
- Priebežná korekcia linearity, energie a homogenity.
- Zobrazenie histogramu energetického spektra (PHA) po 16 oknách na detektor. Pre daný izotop zabezpečuje akvizíciu v správnom energetickom okne.
- Ukončenie akvizície vo vopred zadaný počet impulzov, alebo pri manuálnom stopu.
- Rotačný režim.
- Schopnosť pokračovať v prerušenej akvizícii pri celotelovom vyšetrení, pri SPECT a pri hradlovanom SPECT.

Typy akvizícií

- Statická
- Dynamická
- Celotelové skenovanie
- Viac násobne hradlovaná
- SPECT
- Hradlovaný SPECT

Displej

- Súčasné zobrazenie viacerých nezávislých farebných tabuliek na obrazovke pomocou viacnásobných okien
- Kinematické zobrazenie dynamických a všetkých multi-frame dátových súborov
- On-line, živé zobrazenie získaných dát a zobrazovacích parametrov⁽¹¹⁾

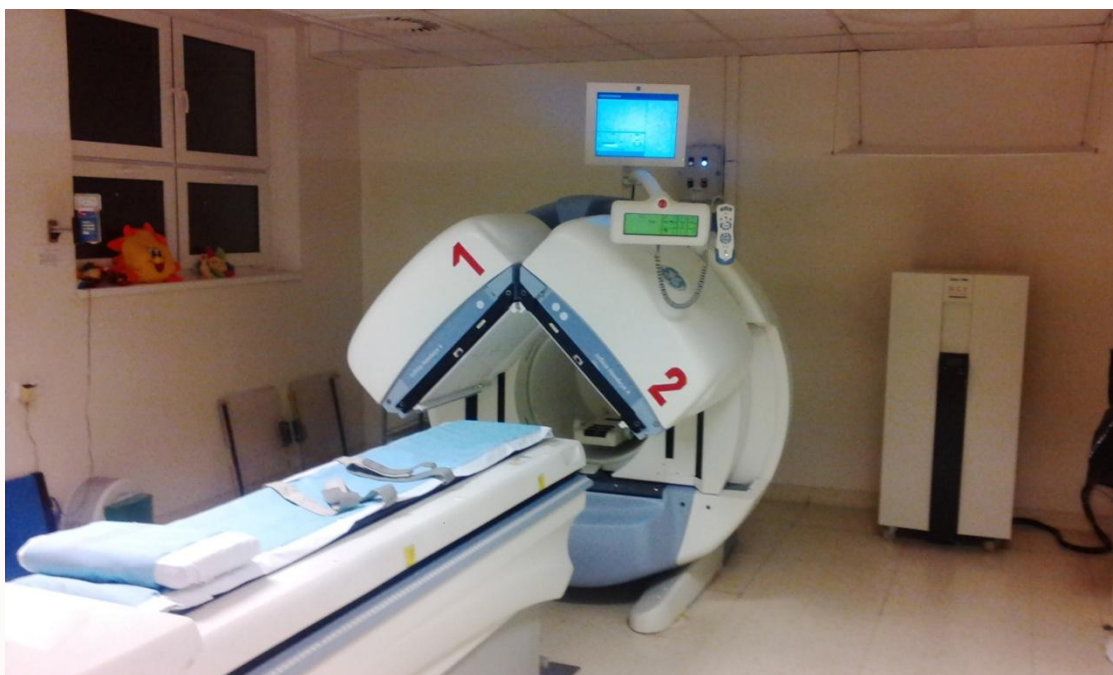
Spracovanie a pripojenie:

Dáta získané z Infinia Hawkeye sa prenášajú do pracovnej a zobrazovacej stanice Xeleris™ pomocou protokolu DICOM 3.0 štandard pre spracovanie, archiváciu a hardcopy. Podrobné technické podmienky sú uvedené v Xeleris™ systéme.

Ingnite™

Spoluprácu Infinia Hawkeye™ a Xeleris pracovnej stanice možno zhrnúť do troch jednoduchých krokov

- Výber pacientov v pracovnom liste
- Nastavenie pacienta s využitím auto-home polohovania
- S jedným stlačením tlačidla začať skenovanie a automatické spracovanie výsledkov na Xeleris⁽¹¹⁾



obrázok č. 7 Hybridný zobrazovací systém SPECT/CT Infinia™ Hawkeye™ 4 v Českých Budějoviciach

2 Ciel' a hypotéza

2.1 Ciel práce

Cieľom mojej práce je odhadnúť obraz bodového zdroja, uhol za uhlom, a teda zistiť či centrum rotácie (C.O.R) prebieha okolo pevnej osy a či nedošlo k pohybu centra rotácie. Výsledky získam pomocou testu s bodovým zdrojom ^{99m}Tc .

2.2 Hypotéza

Hodnoty testov scintilačnej kamery Infinia Hawkeye sa budú pohybovať v rozmedzí hodnôt udávaných výrobcom.

3 Metodika

Pri teste centra rotácie (C.O.R) scintilačnej kamery Infinia Hawkeye musíme vychádzať z odporúčaní vydaných SUJB ale hlavne zo štandardných protokolov pre akvizície a testovanie odchýlky (C.O.R) stanovenými výrobcom. Testovanie budeme vykonávať s dvoma kolimátormi LEHR a LEGP nainštalovanými na detektoroch v režimoch H a L pomocou bodového zdroja ^{99m}Tc o aktivite 40-50 MBq, ktorý bude prichytený na tyč a tá bude umiestnená v držiaku na lôžku.

Na pracovisku ONM v Českých Budějoviciach sa testovanie C.O.R vykonáva v popoludňajších hodinách po ukončení vyšetrení pacientov. Testovanie vykonáva rádiologický fyzik.

3.1 Test stredu otáčania (test C.O.R.)

Tento test je používaný na kontrolovanie centra rotácie, korekcie gantry a detektorov. Dôvod C.O.R. testu je skontrolovať zhodnosť C.O.R. kalibračných parametrov meraných počas fázy kalibrácie a je k dispozícii na testovanie stability C.O.R. v oboch H a L režimoch.

V priebehu testu, sa 360° tomo akvizícia vykonáva s korekciou C.O.R. . Polomer určenia polohy (alebo bočná strana) by mala byť v polovine polomeru (bočný) rozsah. Sínus fit je realizovaný s cieľom vylúčiť vplyv bodových zdrojov na výsledné údaje.

Nasledujúci zdroj a kolimátory by mali byť použité

Rádioaktívny zdroj	Aktivita	Kolimátor
Tc^{99m} bodový zdroj	40-50 MBq	LEHR a LEGP

Test by mal byť vykonaný raz týždenne, alebo podľa miestnych predpisov. Test je vykonaný jeden krát pre H - režime (mode) a jeden krát pre L - režim (mode), s kolimátormi namontovanými na detektoroch.

3.1.1 Nastavenie pre test C.O.R s detektormi v režime H

Prejdeme na vyšetrovací tunel (gantry)

- Pomocou tlačidiel so šípkou hore a dole na diaľkovom ovládači zvolíme predvolenú polohu pre **H mode** (Režim H)
- Stlačíme < **SET**> (Nastaviť) Keď sú detektory otočené na uhol 0° pri maximálnej polohe RADIAL OUT (Radiálne vonku) a lôžko sa začne pohybovať dovnútra, pomocou ľubovoľného tlačidla na diaľkovom ovládači pohyb zastavíme.
- Presunieme stôl do polohy úplne hore
- Pripevnite bodový zdroj na tyč. Umiestnite tyč na lôžko alebo ho umiestnite na držiak tyče

3.1.2 Nastavenie polohy zdroja pre test C.O.R s detektormi v režime H

Obrazovka "Procedure selection" (Výber postupu)

- Stlačíme Karta QC (QC Tab) : zvolíme kartu [QC] (Kontrola kvality), ak už nebola zvolená
- Stlačíme C.O.R QC (Kontrola kvality COR) : otvára zložku
- Stlačíme C.O.R.Test : otvorí sa obrazovka **Source Positioning Key Parameters** (Kľúčové parametre umiestňovania zdroja). Skontrolujeme, či sú

zvolené správne parametre. Východisková poloha by mala byť nastavená na H QC D1D2.

Objaví sa obrazovka **Source Positioning Key Parameters** (Kľúčové parametre umiestňovania zdroja)

- Ideme na Energy Settings (Energetické nastavenie) : skontrolujeme, či sú zvolené správne parametre (energetická relácia a kolimátory).
- Stlačíme <Apply> (Použiť) : Otvorí sa obrazovka C.O.R. **Calibration Source Position** (Poloha C.O.R. zdroje kalibrácia)
- Na diaľkovom ovládači stlačíme <SET> (Nastaviť) : počkáme na dokončenie automatického pohybu.

Upravíme polohu zdroja tak, aby sa jeho obraz nachádzal vo vnútri červeného kruhu (ROI) na oboch detektoroch.

Skontrolujeme, či je radiálna poloha oboch detektorov 20,0 cm a potom vykonáme úplné otočenie. Týmto spôsobom si overíme, že zdroj nenarazí do detektorov.

- Stlačíme <Start> : Spustí sa akvizícia polohy zdroja.
Účelom tejto akvizície je potvrdenie zodpovedajúcej polohy zdroja. Okrem toho možno budeme musieť počas nasledujúcej tomografickej akvizície stanoviť hodnotu času projekcie.
Keď je zdroj veľmi silný, môžeme použiť nižšiu hodnotu času projekcie.
- Stlačíme <Cancel> (Storno) : Po dokončení klepnutím na (Cancel) zastavíme a zrušíme akvizíciu

3.1.3 Postup testu C.O.R s detektormi v režime H

Na obrazovke Source Positioning Key Parameters (Kľúčové parametre umiestňovania zdroja)

- Ideme na **COR Test Acquisition** (Akvizícia testu COR, na ľavej strane obrazovky) : Otvorí sa obrazovka Acquisition Key Parameters (Kľúčové parametre akvizície)
Skontrolujeme či sú zvolené správne parametre. V prípade potreby upravíme parametre (napr. čas zastavenia projekcie nastavíme nasledovne : pre frekvenciu 5 kct/ s na detektor nastavíme približne 5 s na projekciu)
Zvolíme správnu energetickú reláciu (^{99m}Tc)
Polomer bude nastavený automatický neskôr.
- Stlačíme <Apply> (Použiť)
- Ďalej na diaľkovom ovládači stlačíme <Go> Začne akvizícia. Počkáme na dokončenie akvizície (ukazovateľ priebehu signalizuje 100%)
- Pokračujeme na COR Test Processing (Spracovanie testu COR na ľavej strane obrazovky) : Otvorí sa obrazovka **C.O.R Test Processing** (Spracovanie testu C.O.R). Zvolíme príslušný snímok. Východiskovým nastavením je posledný získaný snímok.
- Stlačíme <Next> (Ďalší) : Zobrazí sa výsledok testu C.O.R
- Opäť stlačíme <Next> (Ďalší) : Otvorí sa ďalšia zostava výsledkov testov C.O.R. Výsledky, ktoré sú mimo povolené limity sú zvýraznené červenou farbou.

3.1.4 Nastavenie pre test C.O.R s detektormi v režime L

Prejdeme na vyšetrovací tunel (gantry)

- Pomocou tlačidiel so šípkou hore a dole na diaľkovom ovládači zvolíme predvolenú polohu pre **L mode** (Režim L)
- Stlačíme < **SET**> Keď detektory dosiahnu **L mode** (Režim L) a sú uložené na maximálnom vonkajšom polomere, pomocou ľubovoľného tlačidla na diaľkovom ovládači pohyb zastavíme.

- S digitálnou úrovňou skontrolujte či sú detektory na 45° pozícii. Ak nie prekalibrujte SWIVEL, automatická kalibrácia Swivels 0°
- Pripevníme bodový zdroj na tyč, potom tyč položíme na lôžko, alebo ho umiestnime na držiak tyče.

3.1.5 Nastavenie polohy zdroja pre test C.O.R s detektormi v režime L

Obrazovka "Procedure selection" (Výber postupu)

- Stlačíme Karta QC (QC Tab) : zvolíme kartu [QC] (Kontrola kvality), ak už nebola zvolená
- Stlačíme C.O.R QC (Kontrola kvality COR) : otvoríme zložku
- Stlačíme C.O.R.Test : otvorí sa obrazovka **Source Positioning Key Parameters** (Kľúčové parametre umiestňovania zdroja). Východisková poloha by mala byť nastavená na L QC D1

Objaví sa obrazovka **Source Positioning Key Parameters** (Kľúčové parametre umiestňovania zdroja)

- Karta korekcií (Corrections tab) : Skontrolujeme, či sú zvolené správne parametre (energia kolimátor).
- Stlačíme <Apply> (Použiť) : Otvorí sa obrazovka C.O.R. **Calibration Source Position** (Poloha C.O.R. zdroja kalibrácia)
- Na diaľkovom ovládači stlačíme <SET> (Nastaviť): počkáme na dokončenie automatického pohybu.

Upravíme polohu zdroja tak, aby sa jeho obraz nachádzal vo vnútri červeného kruhu (ROI) na oboch detektoroch.

Skontrolujeme, či je laterálna poloha oboch detektorov 20,0 cm a potom vykonáme úplné otočenie. Týmto spôsobom si overíme, že zdroj nenarazí do detektorov.

- Stlačíme <Start> : Spustí sa akvizícia polohy zdroja.
Účelom tejto akvizície je potvrdenie zodpovedajúcej polohy zdroja. Okrem toho možno budeme musieť počas nasledujúcej tomografickej akvizície stanoviť hodnotu času projekcie.
Keď je zdroj veľmi silný, môžeme použiť nižšiu hodnotu času projekcie.
- Stlačíme <Cancel> (Storno) : Po dokončení klepnutím na (Cancel) zastavíme a zrušíme akvizíciu

3.1.6 Postup testu C.O.R s detektormi v režime L

Na obrazovke Source Positioning Key Parameters (Kľúčové parametre umiestňovania zdroja)

- Prejdeme na **COR Test Acquisition** v režime L (Akvizícia testu COR, ľavá strana obrazovky) : Otvorí sa obrazovka Acquisition Key Parameters (Kľúčové parametre akvizície)
Skontrolujeme či sú zvolené správne parametre. V prípade potreby upravíme parametre (napr. čas zastavenia projekcie nastavíme nasledovne : pre frekvenciu 5 kct/ s na detektor nastavíme približne 5 s na projekciu)
Zvolíme správnu energetickú reláciu (^{99m}Tc)
Polomer bude nastavený automatický neskôr.
- Stlačíme <Apply> (Použiť)
- Ďalej na diaľkovom ovládači stlačíme <Go> Začne akvizícia. Počkáme na dokončenie akvizície (ukazovateľ priebehu signalizuje 100%)
- Pokračujeme na COR Test Processing (Spracovanie testu COR na ľavej strane obrazovky) : Otvorí sa obrazovka **C.O.R Test Processing** (Spracovanie testu C.O.R). Zvolíme príslušný snímok. Východiskovým nastavením je posledný získaný snímok.
- Stlačíme <Next> (Ďalší) : Zobrazí sa výsledok testu C.O.R

- Opäť stlačíme <Next> (Ďalší) : Otvorí sa ďalšia zostava výsledkov testov C.O.R. Výsledky, ktoré sú mimo povolené limity sú zvýraznené červenou farbou.

4 Výsledky nameraných hodnôt

Test centra rotácie bol uskutočňovaný raz mesačne v období niekoľkých mesiacov (október 2013 - marec 2014), na oddelení nukleárnej medicíny v Českých Budějoviciach a to vždy po skončení vyšetrení na pracovisku. Počas tejto doby sa nepreukázalo, že by namerané hodnoty neboli v medziach, ktoré výrobca určil pre hybridný prístroj Infinia / Hawkey

Tabuľka č.1: záznam výsledkov COR testu pre kolimátor LEHR v H- Režime zo dňa 25.10.2013

Názov parametru	Hodnota	Kritéria hodnôt
Delta X - Detektor 1	0.31980 mm	≥ -0.5 a ≤ 0.5
Delta X - Detektor 2	0.39003 mm	≥ -0.5 a ≤ 0.5
Delta Y - Detektor 1	0.00000 mm	≤ 0.0
Delta Y - Detektor 2	-0.29740 mm	≥ -0.5 a ≤ 0.5

Tabuľka č.2: záznam výsledkov COR testu pre kolimátor LEHR v L- Režime zo dňa 25.10.2013

Názov parametru	Hodnota	Kritéria hodnôt
Delta X - Detektor 1	0.24066 mm	≥ -0.5 a ≤ 0.5
Delta X - Detektor 2	0,07038 mm	≥ -0.5 a ≤ 0.5
Delta Y - Detektor 1	0.00000 mm	≤ 0.0
Delta Y - Detektor 2	-0.22414 mm	≥ -0.5 a ≤ 0.5

Tabuľka č.3: záznam výsledkov COR testu pre kolimátor LEGP v H- Režime zo dňa 25.10.2013

Názov parametru	Hodnota	Kritéria hodnôt
Delta X - Detektor 1	-0.02299 mm	≥ -0.5 a ≤ 0.5
Delta X - Detektor 2	0.00392 mm	≥ -0.5 a ≤ 0.5
Delta Y - Detektor 1	0.00000 mm	≤ 0.0
Delta Y - Detektor 2	-0.05835 mm	≥ -0.5 a ≤ 0.5

Tabuľka č.4: záznam výsledkov COR testu pre kolimátor LEGP v L- Režime zo dňa 25.10.2013

Názov parametru	Hodnota	Kritéria hodnôt
Delta X - Detektor 1	-0.19998 mm	≥ -0.5 a ≤ 0.5
Delta X - Detektor 2	0.16407 mm	≥ -0.5 a ≤ 0.5
Delta Y - Detektor 1	0.00000 mm	≤ 0.0
Delta Y - Detektor 2	0.18617 mm	≥ -0.5 a ≤ 0.5

Tabuľka č.5: záznam výsledkov COR testu pre kolimátor LEHR v H- Režime zo dňa 29.11.2013

Názov parametru	Hodnota	Kritéria hodnôt
Delta X - Detektor 1	0.41597 mm	≥ -0.5 a ≤ 0.5
Delta X - Detektor 2	0.35871 mm	≥ -0.5 a ≤ 0.5
Delta Y - Detektor 1	0.00000 mm	≤ 0.0
Delta Y - Detektor 2	-0.29480 mm	≥ -0.5 a ≤ 0.5

Tabuľka č.6: záznam výsledkov COR testu pre kolimátor LEHR v L- Režime zo dňa 29.11.2013

Názov parametru	Hodnota	Kritéria hodnôt
Delta X - Detektor 1	0.28472 mm	≥ -0.5 a ≤ 0.5
Delta X - Detektor 2	0.09098 mm	≥ -0.5 a ≤ 0.5
Delta Y - Detektor 1	0.00000 mm	≤ 0.0
Delta Y - Detektor 2	-0.20790 mm	≥ -0.5 a ≤ 0.5

Tabuľka č.7: záznam výsledkov COR testu pre kolimátor LEGP v H- Režime zo dňa 29.11.2013

Názov parametru	Hodnota	Kritéria hodnôt
Delta X - Detektor 1	-0.10398 mm	≥ -0.5 a ≤ 0.5
Delta X - Detektor 2	0.02572 mm	≥ -0.5 a ≤ 0.5
Delta Y - Detektor 1	0.00000 mm	≤ 0.0
Delta Y - Detektor 2	-0.03426 mm	≥ -0.5 a ≤ 0.5

Tabuľka č.8: záznam výsledkov COR testu pre kolimátor LEGP v L- Režime zo dňa 29.11.2013

Názov parametru	Hodnota	Kritéria hodnôt
Delta X - Detektor 1	-0.20066 mm	≥ -0.5 a ≤ 0.5
Delta X - Detektor 2	0.00513 mm	≥ -0.5 a ≤ 0.5
Delta Y - Detektor 1	0.00000 mm	≤ 0.0
Delta Y - Detektor 2	-0.13912 mm	≥ -0.5 a ≤ 0.5

Tabuľka č.9: záznam výsledkov COR testu pre kolimátor LEHR v H- Režime zo dňa 31.01.2014

Názov parametru	Hodnota	Kritéria hodnôt
Delta X - Detektor 1	-0.15635 mm	≥ -0.5 a ≤ 0.5
Delta X - Detektor 2	0.14061 mm	≥ -0.5 a ≤ 0.5
Delta Y - Detektor 1	0.00000 mm	≤ 0.0
Delta Y - Detektor 2	0.26155 mm	≥ -0.5 a ≤ 0.5

Tabuľka č.10: záznam výsledkov COR testu pre kolimátor LEHR v L- Režime zo dňa 31.01.2014

Názov parametru	Hodnota	Kritéria hodnôt
Delta X - Detektor 1	0.13647 mm	≥ -0.5 a ≤ 0.5
Delta X - Detektor 2	0.20462 mm	≥ -0.5 a ≤ 0.5
Delta Y - Detektor 1	0.00000 mm	≤ 0.0
Delta Y - Detektor 2	0.35213mm	≥ -0.5 a ≤ 0.5

Tabuľka č.11: záznam výsledkov COR testu pre kolimátor LEGP v H- Režime zo dňa 31.01.2014

Názov parametru	Hodnota	Kritéria hodnôt
Delta X - Detektor 1	0.13021 mm	≥ -0.5 a ≤ 0.5
Delta X - Detektor 2	0.09133 mm	≥ -0.5 a ≤ 0.5
Delta Y - Detektor 1	0.00000 mm	≤ 0.0
Delta Y - Detektor 2	-0.21714 mm	≥ -0.5 a ≤ 0.5

Tabuľka č.12: záznam výsledkov COR testu pre kolimátor LEGP v L- Režime zo dňa 31.01.2014

Názov parametru	Hodnota	Kritéria hodnôt
Delta X - Detektor 1	-0.03617 mm	≥ -0.5 a ≤ 0.5
Delta X - Detektor 2	0.07027 mm	≥ -0.5 a ≤ 0.5
Delta Y - Detektor 1	0.00000 mm	≤ 0.0
Delta Y - Detektor 2	0.01396 mm	≥ -0.5 a ≤ 0.5

Tabuľka č.13: záznam výsledkov COR testu pre kolimátor LEHR v H- Režime zo dňa 28.03.2014

Názov parametru	Hodnota	Kritéria hodnôt
Delta X - Detektor 1	-0.20037mm	≥ -0.5 a ≤ 0.5
Delta X - Detektor 2	0.00831 mm	≥ -0.5 a ≤ 0.5
Delta Y - Detektor 1	0.00000 mm	≤ 0.0
Delta Y - Detektor 2	0.24249 mm	≥ -0.5 a ≤ 0.5

Tabuľka č.14: záznam výsledkov COR testu pre kolimátor LEHR v L- Režime zo dňa 28.03.2014

Názov parametru	Hodnota	Kritéria hodnôt
Delta X - Detektor 1	-0.13263 mm	≥ -0.5 a ≤ 0.5
Delta X - Detektor 2	0.11852 mm	≥ -0.5 a ≤ 0.5
Delta Y - Detektor 1	0.00000 mm	≤ 0.0
Delta Y - Detektor 2	0.27010 mm	≥ -0.5 a ≤ 0.5

Tabuľka č.15: záznam výsledkov COR testu pre kolimátor LEGP v H- Režime zo dňa 28.03.2014

Názov parametru	Hodnota	Kritéria hodnôt
Delta X - Detektor 1	-0.04127 mm	≥ -0.5 a ≤ 0.5
Delta X - Detektor 2	0.28140 mm	≥ -0.5 a ≤ 0.5
Delta Y - Detektor 1	0.00000 mm	≤ 0.0
Delta Y - Detektor 2	-0.11346 mm	≥ -0.5 a ≤ 0.5

Tabuľka č.16: záznam výsledkov COR testu pre kolimátor LEGP v L- Režime zo dňa 28.03.2014

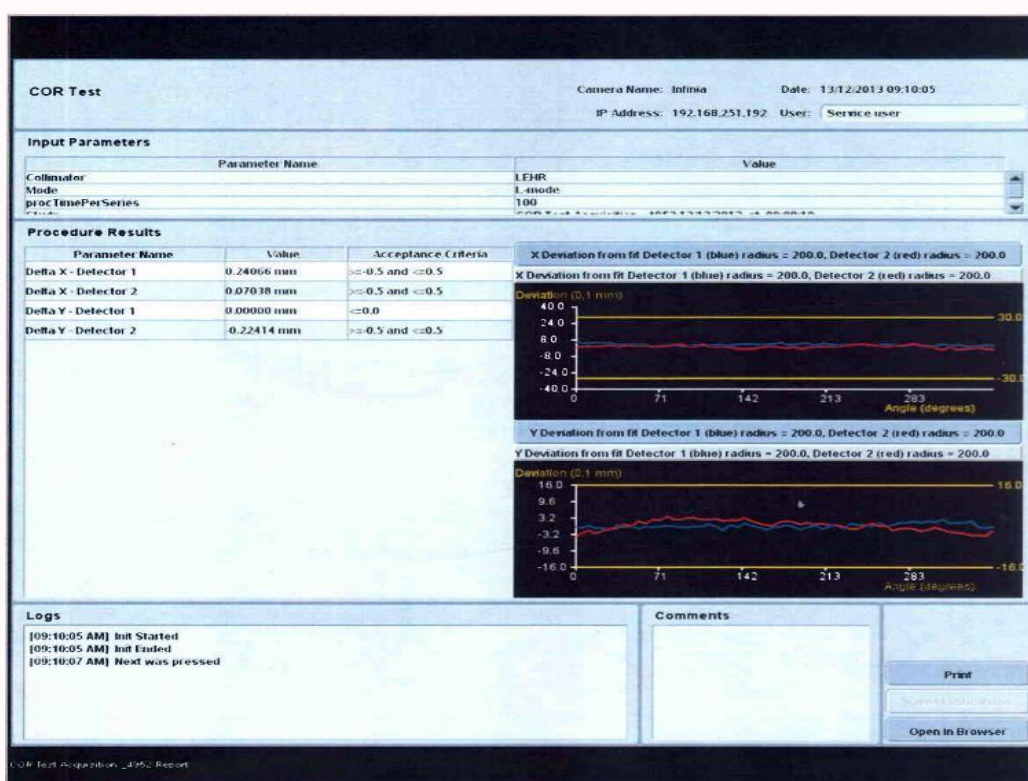
Názov parametru	Hodnota	Kritéria hodnôt
Delta X - Detektor 1	-0.06195 mm	≥ -0.5 a ≤ 0.5
Delta X - Detektor 2	0.13310 mm	≥ -0.5 a ≤ 0.5
Delta Y - Detektor 1	0.00000 mm	≤ 0.0
Delta Y - Detektor 2	-0.16214 mm	≥ -0.5 a ≤ 0.5

4.1 Vyhodnotenie výsledkov C.O.R Testu

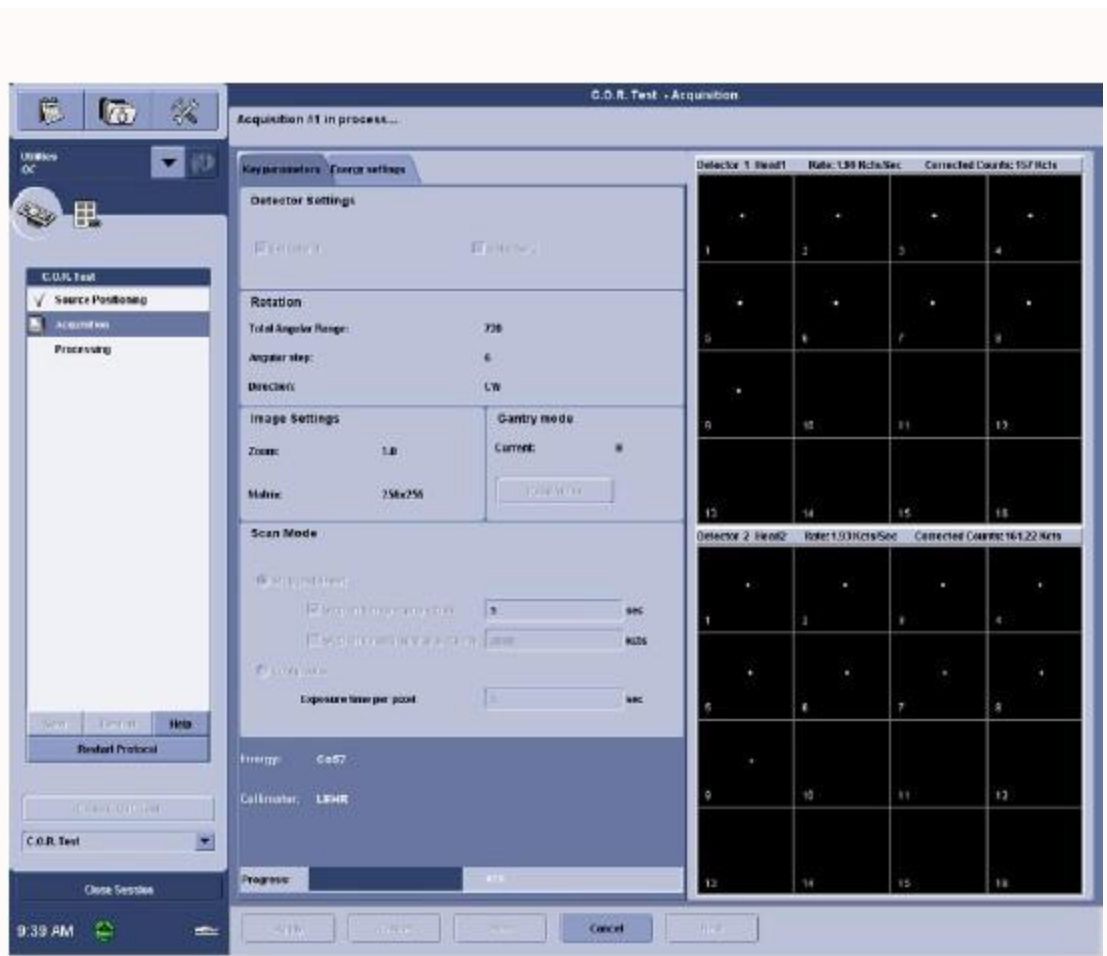
Zistené odchýlky stredu rotácie nesmú prevyšovať 2 mm (v niektorých odporúčaní sa uvádza, že odchýlka stredu rotácie nesmie prevyšovať 0.5 pixelu).

Grafy z X a Y odchýlkami sú zobrazené na karte grafov. Žlté čiary znázorňujú vizuálnu referenčnú krivku. Grafy z detektora 1 sú zobrazené modrou farbou zatiaľ čo grafy detektora 2 sú zobrazené červenou farbou. Grafy ukazujú C.O.R X/Y zvyškový nepomer pre každú projekciu, kde C.O.R X/Y zvyškový nepomer odráža nepresnosť použitej C.O.R korekcie.

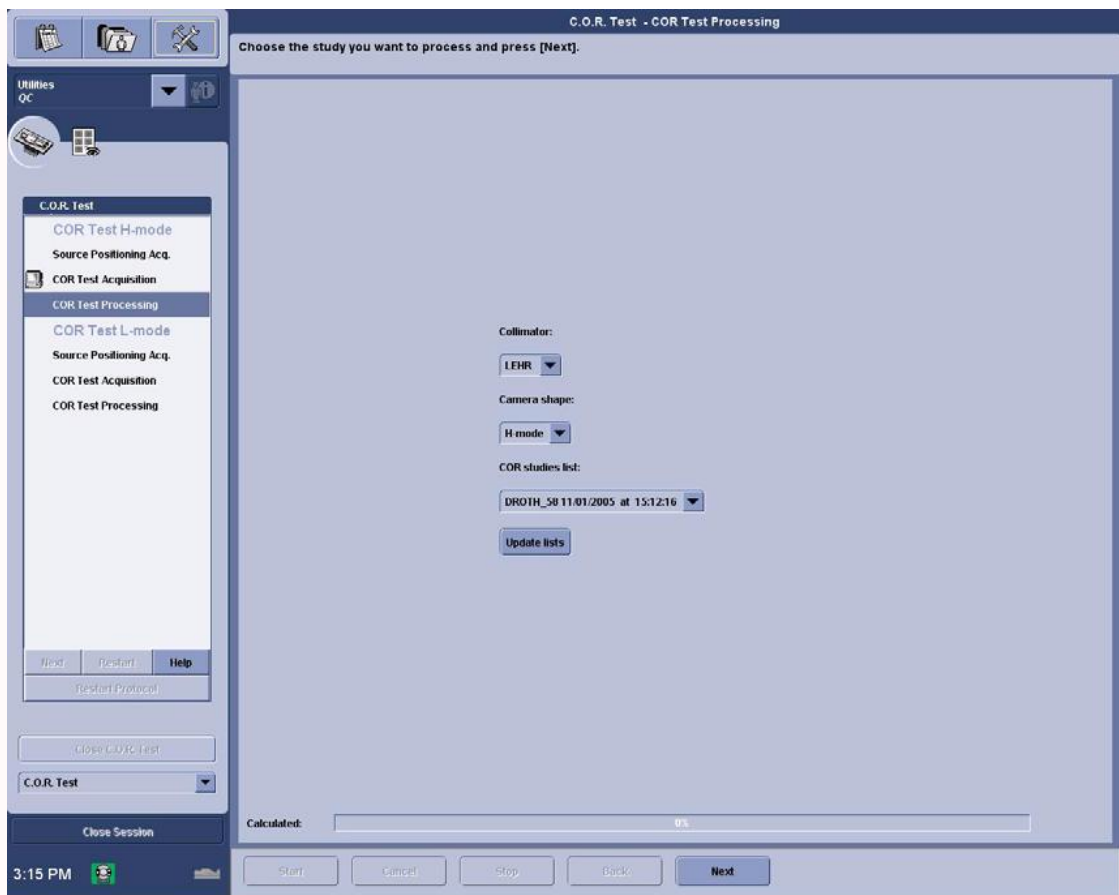
Horizontálne žlté línie reprezentujú maximálne povolené hroty a skoky spôsobené rozdielom v štatistike akvizícii, alebo v mechanike gantry. Zvislá os má mierku vynásobenú 0.1 mm, limity sú +/- 3mm v X a +/- 1mm v Y.



obrázok č.8 Spracovanie testu C.O.R. - tabuľky a grafy



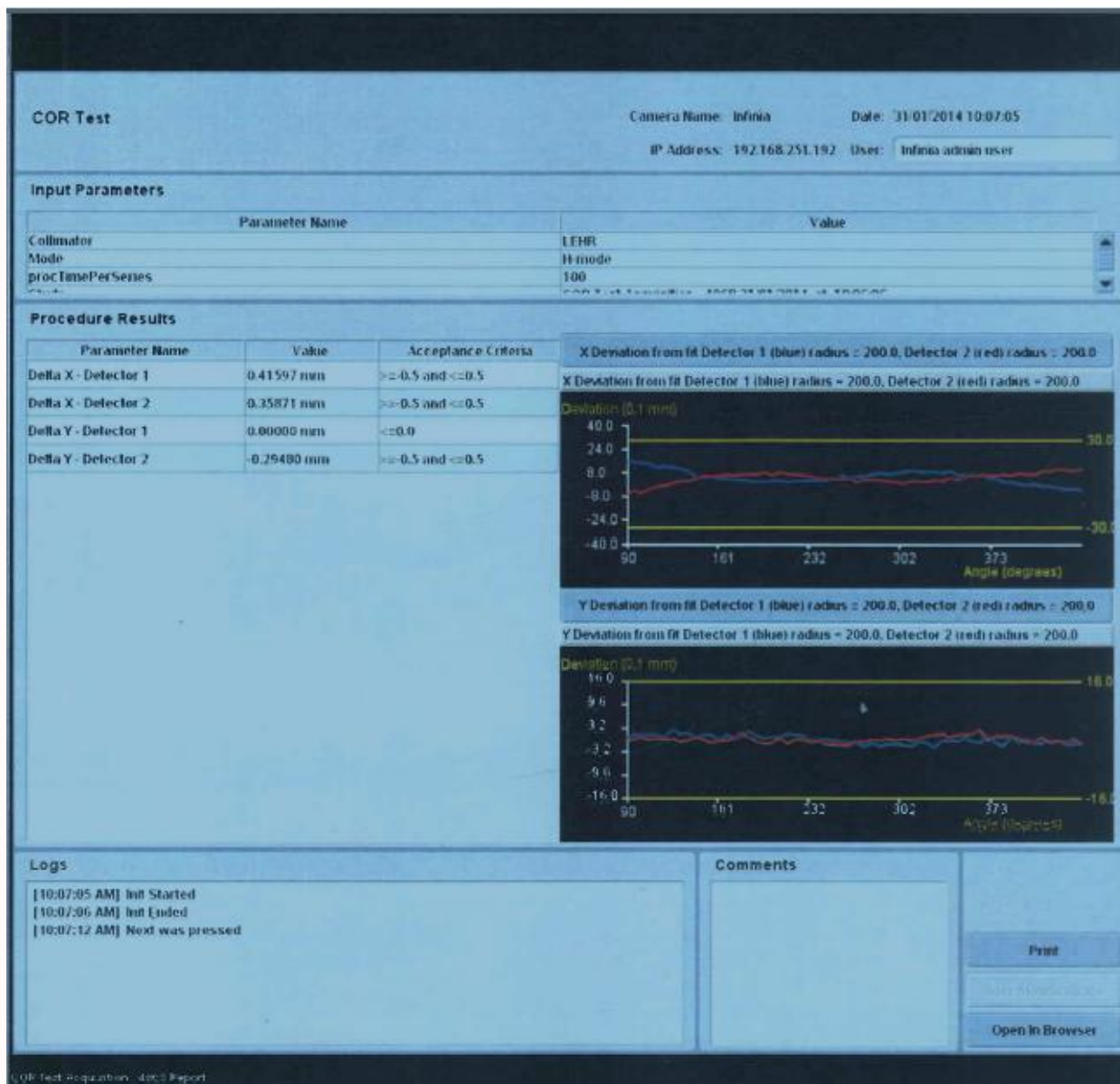
Obrázok č. 9 Kľúčové parametre akvizície testu C.O.R.



Obrázok č. 10 Spracovanie testu C.O.R.

Test stredu otáčania (test C.O.R.)

Postup testu C.O.R. s detektormi v režime H



obrázok č.11 Výsledky spracovania testu C.O.R. - tabuľky a grafy

Diskusia

Získanie informácií z oblasti nukleárnej medicíny je pre študentov náročné a pracné, pretože nie je dostupná literatúra v takom rozsahu, ako by bolo potrebné. Aby bola moja bakalárska práca dostatočná, rozsiahla a úplná, navštívil som pracovisko ONM v Českých Budějoviciach, kde sa vykonávalo testovanie na scintilačnej kamere Infinia Hawkeye, aby som mohol splniť cieľ svojej práce a to, zistiť, či centrum rotácie (C.O.R.) prebieha okolo pevnej osy a či nedochádza k jeho pohybu.

Testovanie sa vykonávalo raz mesačne po dobu niekoľkých mesiacov (od októbra 2013 až do marca 2014) vždy v popoludňajších hodinách a po ukončení vyšetrovania pacientov, aby sa zabezpečil plynulý chod pracoviska. Testovanie vykonával rádiologický fyzik.

Správna poloha a stabilita centra rotácie (C.O.R) je jedným z najdôležitejších tomografických parametrov. Z tohto dôvodu je dôležité dbať na kvalitu kontroly scintilačných kamier, pretože možným chybným nastavením alebo prípadnou poruchou zobrazovacích prístrojov je znížená kvalita výsledného obrazu. Pri testoch centra rotácie musíme postupovať podľa odporúčaní Štátneho úradu pre jadrovú bezpečnosť, a podľa štandardných protokolov stanovených výrobcom. Testovanie sa vykonáva s dvoma kolimátormi LEHR a LEGP nainštalovanými na detektoroch v režimoch H a L pomocou bodového zdroja ^{99m}Tc s aktivitou 40-50 MBq, ktorý je prichytený na tyči umiestnenej na lôžku.

Mojou hypotézou bolo, že hodnoty testov scintilačnej kamery Infinia Hawkeye sa budú pohybovať v rozmedzí hodnôt, ktoré udáva výrobca. Moja hypotéza sa potvrdila počas doby testovania, pretože sa preukázalo, že namerané hodnoty spĺňali medze, ktoré výrobca prístroju určil.

Záver

Nukleárna medicína sa v širšom rozsahu začala rozvíjať ako výhodná diagnostická metóda začiatkom 50-tych rokov 20. storočia. V roku 1950 bola objavená prvá scintilačná kamera, ktorú pomenovali gamakamera a musím konštatovať, že za uplynulých viac ako 60 rokov prešla nukleárna medicína obrovským vývojom. Práve o tom svedčí systém, ktorý bol vytvorený. Do tohto systému zahrňujem legislatívnu stránku nukleárnej medicíny, zabezpečovanie kvality a tiež kontrolu kvality.

V 21. storočí existujú výrobcovia, ktorí vyrábajú prístroje pre nukleárnu medicínu, ktoré sú bezpečné a užitočné. Dokážu transformovať kvalitný obraz, vďaka čomu je zabezpečená aj kvalitnejšia diagnostika a liečba.

Cieľom mojej práce bolo zistenie stability nastavenia centra rotácie u kamery Infinia, ktoré som vykonával pomocou testovania. Testovanie sa vykonávalo raz mesačne po dobu od októbra 2013 do marca 2014, pričom sa preukázalo že moja počítačová hypotéza je správna a že merania neodhalili nijakú odchýlku, ale boli v rozmedzí, ktoré stanovil výrobca.

Systém kvality bol vytvorený práve preto, aby sa zaistil plynulý chod pracovísk a pre včasné odhalenie zmien parametrov, prípadných porúch. Tento systém zabezpečuje aby diagnostické a liečebné výsledky mali vyhovujúcu kvalitu. Preto som toho názoru, že každý pracovník pracujúci na oddelení nukleárnej medicíny by mal byť s predpismi, normami a systémom zabezpečovania kvality oboznámený a ovládať ich.



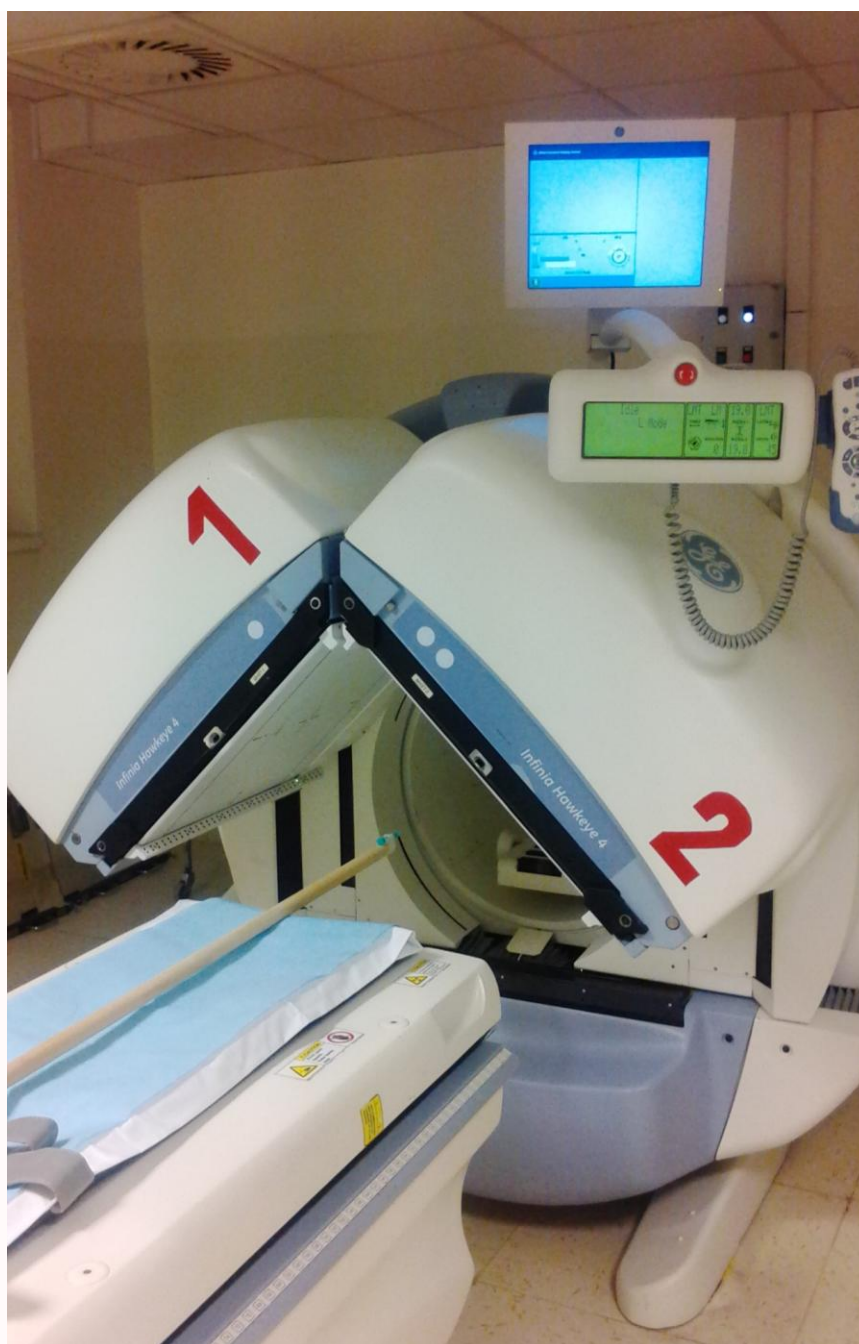
obrázok č. 11. Hybridný zobrazovací systém SPECT/CT Infinia™ Hawkeye™ 4 v Českých Budějoviciach



obrázok č.12 Diaľkový ovládač a displej s informáciami o pozícii hlavy detektora



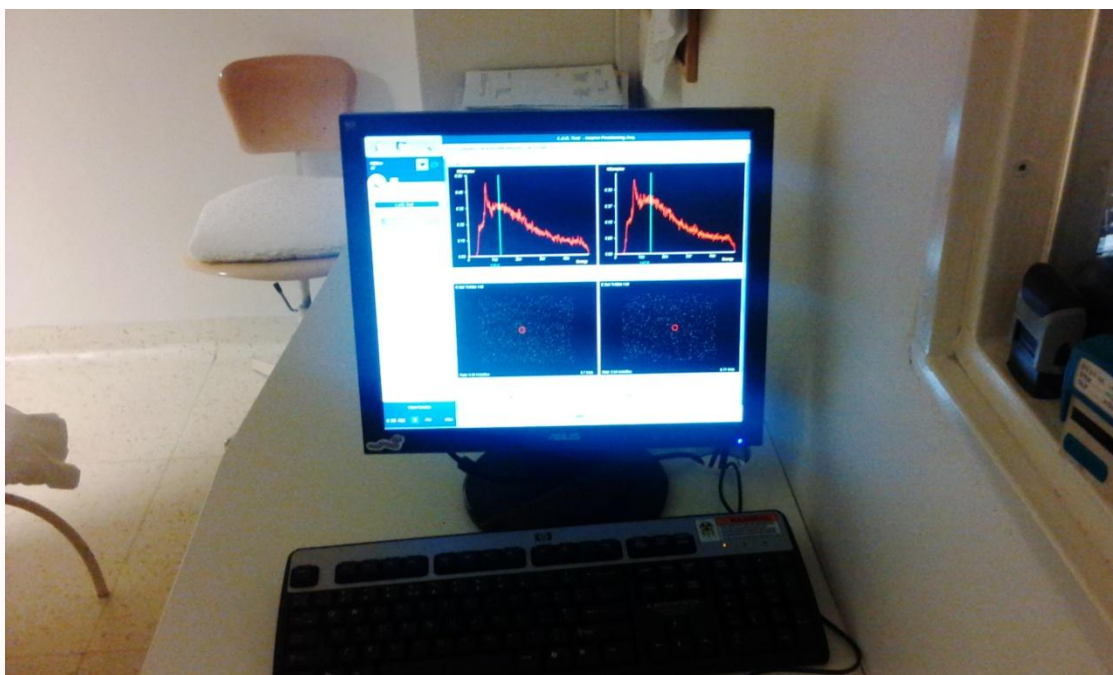
Obrázok č.13 Bodový zdroj pripevnený na tyči s detektormi v režime H



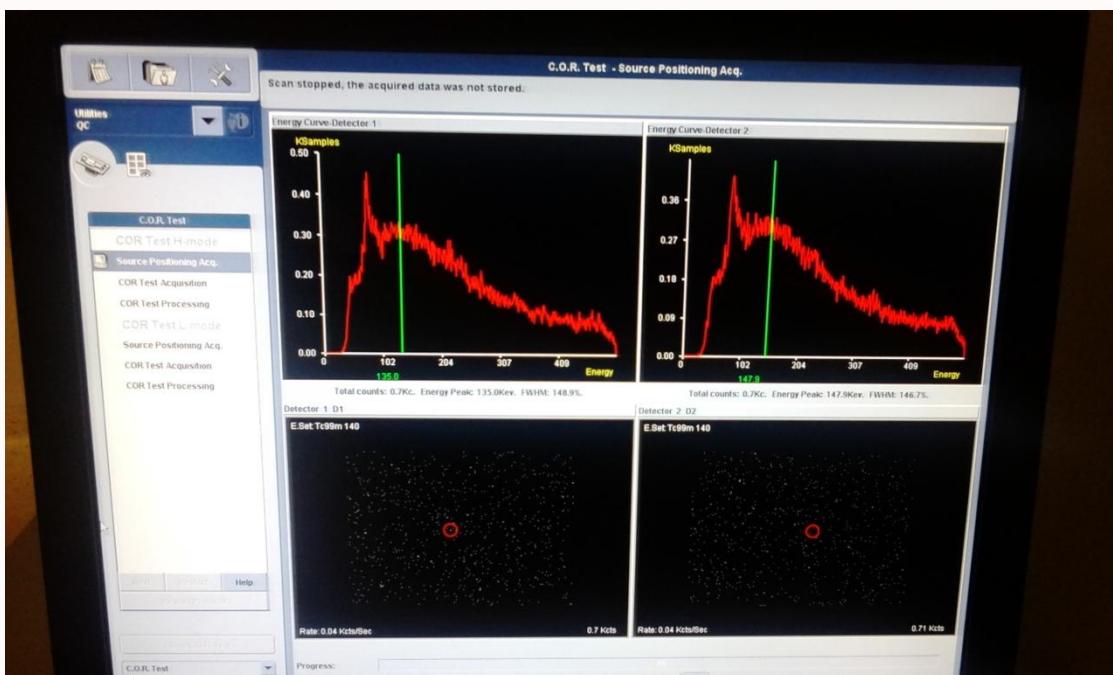
Obrázok č.14 Bodový zdroj pripevnený na tyči s detektormi v režime L



obrázok č.15 Kolimátorové vozíky



obrázok č. 16 Užívateľské rozhranie CUI



obrázok č.17 C.O.R. test - akvizícia umiestnenia zdroja

Zoznam použitých zdrojov

1. KUPKA, Karel, KUBINYI, Jozef, ŠÁMAL, Martin a kol., *Nukleární medicína*, P3K Praha, 2007. ISBN 978-80-903584-9-2
2. JASZCZAK Ronald, *The early years of single photon emission computed tomography (SPECT): an anthology of selected reminiscences*, 2006 [online] [cit. 16.03.2014] : Dostupné z http://iopscience.iop.9155/51/13/R07/pdf/0031-org/0031-9155_51_13_R07.pdf
3. ULLMANN, Vojtěch. *Radioisotopová scintigrafie*, [online] [cit. 19.05.2014] Dostupné z: <http://www.astronuklfyzika.cz/Scintigrafie.htm>
4. *Scintilační kamera – planární a SPECT*, Olomouc. Univerzita Palackého, [online] [cit. 17.07.2014] Dostupné z: <http://www.upol.cz/vyhledavani/>
5. HUŠÁK, Václav a kol., *Radiačná ochrana pre rádiologických asistentov*, 2009, ISBN 978-80-244-2350-0
6. LANG, Otto, *Nukleární medicína I Základní znalosti*, Praha 1998, ISBN80-7184-721-6
7. SÚJB, *Systém zabezpečení jakosti na pracovištích nukleární medicíny - přístrojová technika*, Praha : Nuklin, 1999, ISBN: 8070730773
8. *Scintilační kamera - základní konstrukce*, Olomouc. Univerzita Palackého, [online] [cit. 13.05.2014] Dostupné z: <http://www.upol.cz/vyhledavani/>
9. IAEA, *Quality control atlas for scintillation camera systems*, Vienna 2003, ISBN 92-0-101303-5

10. IAEA, *Quality assurance for SPECT systems*, Vienna 2009, ISBN 978-92-0-103709-1
11. *Prospekt InfiniaTM HawkeyeTM 4. 1*, vyd. – cenzurní povolení 1.0M4, Copyright 2006 GE Healthcare 12. 6 2006, ISSN 5195413-100
12. *Evaluating the effect of acquisition parameters on image quality in SPECT with LEAP using quadrant-bar phantom*, [Online] [Cit. 13.07.2014] Dostupné z: http://www.journalofsciencetechnology.org/archive/2013/july_vol_2_no_7/5426756613258.pdf
13. SÚJB, *Vyhláška Státního úřadu pro jadernou bezpečnost č. 307/2002 Sb. o radiační ochraně, ve znění vyhlášky č. 499/2005 Sb.*
14. *Parametry scintilačních kamer*, Olomouc. Univerzita Palackého, [online] [cit. 17.07.2014] Dostupné z: <http://www.upol.cz/vyhledavani/>
15. IAEA, *Quality control of nuclear medicine instruments*, Vienna 1991, ISSN 1011-4289
16. LANG, Otto, KAMÍNEK, Milan, TROJANOVÁ, Helena, *Nukleární kardiologie*, Praha 2008, ISBN 978-80-7262-481-2
17. *Kolimátory*, Olomouc. Univerzita Palackého, [online] [cit. 20.04.2014] Dostupné z: <http://www.upol.cz/vyhledavani/>
18. SHARP, Peter, GEMMELL, Howard, MURRAY, Alison, *Practical nuclear medicine*, London 2005, ISBN 978-1-85233-875-6

19. MATTSSON, Soren, HOESCHEN, Christoph, *Radiation protection in nuclear medicine*, Berlin 2013, ISBN 978-3-642-31167-3

