

Uputa za izradu priručnika za provedbu provjere kvalitete SPECT/CT uređaja

Sadržaj

Sadržaj	1
1. SPECT/CT uređaj.....	3
2. Cilj ispitivanja, učestalost ispitivanja, popis mjerila/uređaja koji se koriste	6
3. Analiza podataka, uvid odgovorne osobe u rezultate ispitivanja i prikladnost uređaja za kliničku uporabu	7
4. Parametri koji se kontroliraju, tolerancija i učestalost kontrole	8
4.1 NM testovi	8
4.2 CT testovi	9
5. NM testovi	10
5.1 Opći pregled uređaja	10
5.2 Sat računala, temperatura i vlažnost zraka	10
5.3 Osnovno zračenje.....	10
5.4 Vizualna provjera vidnog polja.....	11
5.5 Kontrola energetskog prozora, fotovrha (peaking) i automatsko usklađivanje pojačanja napona na fotomultiplikatorima (tuning).....	12
5.6 Intrinzična uniformnost (preplavljivanje) vidnog polja gama kamere.....	15
5.7 Ekstrinzična uniformnost	18
5.8 Provjere za druge radionuklide	20
5.9 Energetska rezolucija	21
5.10 Kalibracije višestruke registracije glava (MHR) , središta rotacije (COR) i nekružne orbite (NCO).....	22
5.11 Intrinzična uniformnost	25
5.12 Ekstrinzična uniformnost	28
5.13 Intrinzična prostorna rezolucija i prostorna linearnost	29
5.14 Ekstrinzična prostorna rezolucija i prostorna linearnost	31
5.15 Planarna sistemska osjetljivost	32
5.16 Provjera udaljenosti.....	34
5.17 Brzina brojanja	35
5.17.1 Vrijeme razlučivanja i brzina brojanja kod 20% gubitka impulsa.....	35
5.17.2 Maksimalna brzina brojanja	35

5.18	Kontrola SPECT sustava pomoću Jaszczak fantoma	36
5.19	Provjera kalibracijskog faktora za akumulaciju I131 u štitnjači	39
6.	CT testovi	42
6.1	Vizualna provjera	42
6.2	Ispitivanje postojanosti CT-a	42
6.3	Artefakti	43
6.4	Kružna simetrija	44
6.5	Šum	44
6.6	Homogenost CT broja	46
6.7	Točnost CT brojeva	47
6.8	Rezolucija visokog kontrasta	48
6.9	Rezolucija niskog kontrasta	49
6.10	Debljina sloja	50
6.11	Točnost topograma	51
6.12	CT dozni indeks (CTDI _w)	53
6.13	CT dozni indeks u zraku (CTDI _{air})	55
7.	Mjerenja koja se provode nakon preventivnog servisa uređaja	59
8.	Popis literature	60
9.	Dodaci	61

1. SPECT/CT uređaj

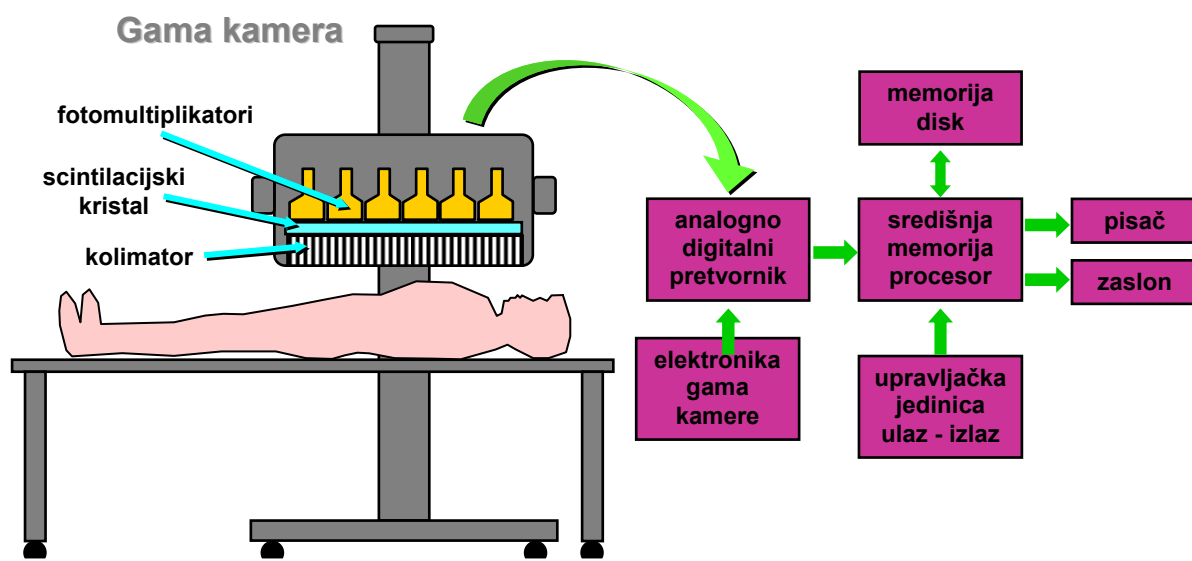
SPECT/CT je hibridni uređaj koji se sastoji od dva dijagnostička dijela: SPECT (Single Photon Emission Computed Tomography) gama kamere i CT (Computed Tomography) uređaja (Slika 1.).



Slika 1. Primjer SPECT/CT uređaja.

Gama kamera je uređaj pomoću kojeg se dobiva slikovni prikaz prostorne i vremenske raspodjele nakupljanja radiofarmaka u organu ili dijelu tijela od interesa. Bolesniku se aplicira radiofarmak intravenozno ili per os i nakon određenog vremena (minute, sati ili dani) koje je potrebno za biodistribuciju u nekom organu, rade se snimke gama kamerom. Snimka - scintigram je dvodimenzionalni prikaz raspodjele radioaktivnosti. Ako se snima tomografskom tehnikom dobiva se trodimenzionalni prikaz određenog dijela tijela.

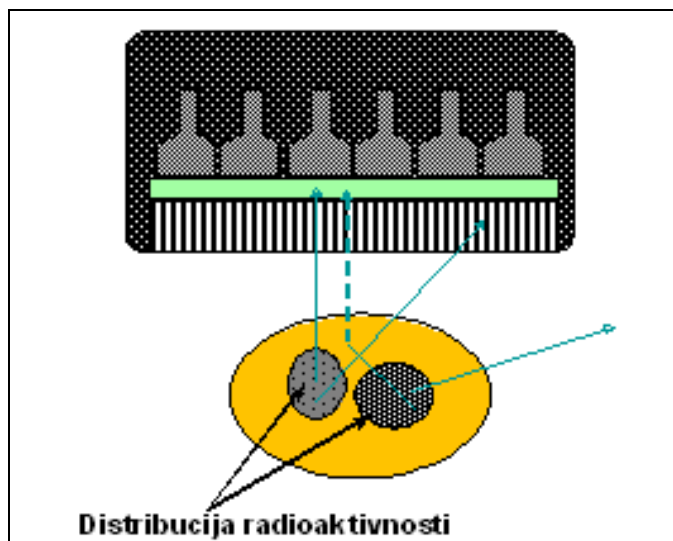
Na slici je prikazana shema gama kamere (Slika 2). Osnovni dijelovi su kolimator, kristal, fotomultiplikatori, pripadajuća elektronika, procesor, upravljačka jedinica sa računalom i nuklearno medicinskim računalnim programom za analizu i obradu dobivenih snimki. Scintigram nastaje tako da iz tijela pacijenta izlaze gama zrake u svim smjerovima. Kako bi jedna gama zraka bila zabilježena, nakon izlaska iz tijela, prolazi kroz kanale kolimatora, ulazi u pločasti kristal detektora (NaI(Tl)) gdje atenuira, tj. predaje mu svoju energiju.



Slika 2. Shema gama kamere.

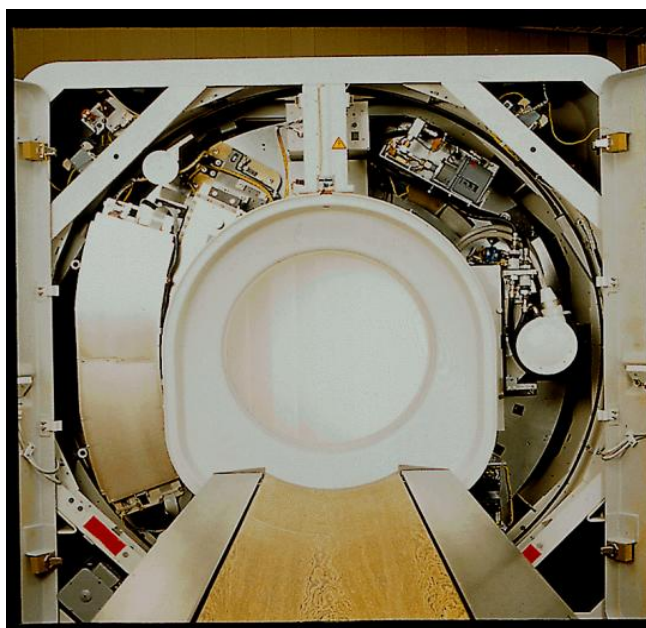
U kristalu to dovodi do scintilacije, tj. do emisije svjetlosnih bljeskova čija je valna duljina na samoj granici vidljivog spektra, u njegovom plavom dijelu. Scintilacije koje nastaju u kristalu na fotokatodama fotomultiplikatorskih cijevi detektora izbijaju elektrone (fotoefekt). Elektroni se u fotomultiplikatorskoj cijevi umnažaju i na izlazu se dobije električni impuls. Izlazni električni signal fotomultiplikatora nosi informaciju o mjestu međudjelovanju ulaznog gama fotona s detektorom (Slika 3.). Broj fotomultiplikatora ovisi o izvedbi gama kamere, a najčešći su od 37 do 120.

Signali iz svih fotomultiplikatora se zbrajaju u sumarni z-signal. On prolazi kroz provjeru u analizatoru visine impulsa, gdje se energetske prozore postiže izbor samo onih impulsa koji odgovaraju energiji gama fotona određenog radionuklida.



Slika 3. Prolaz gama zraka u detektor.

Kod SPECT/CT uređaja, CT dio prvenstveno služi za izračun korekcije atenuacije scintigrafskim nalazima, kao i za precizniju lokalizaciju lezija (Slika 4).



Slika 4. CT dio SPECT/CT uređaja.

2. Cilj ispitivanja, učestalost ispitivanja, popis mjerila/uređaja koji se koriste

CILJ

Definirati proces kontrole kvalitete gama kamere: metode, potrebnu opremu, način i učestalost obavljanja procedura. Time se osigurava da u svakom trenutku rada s bolesnicima značajke uređaja budu, u granicama prihvatljivosti, jednake onima prilikom primopredaje uređaja.

UČESTALOST ISPITIVANJA

Prema učestalosti procedure su podijeljene na dnevne, tjedne, mjesečne, kvartalne, polugodišnje i godišnje. Dodatno, nakon svakog servisa ili popravka uređaja potrebno je obaviti za to određenu proceduru kontrole kvalitete.

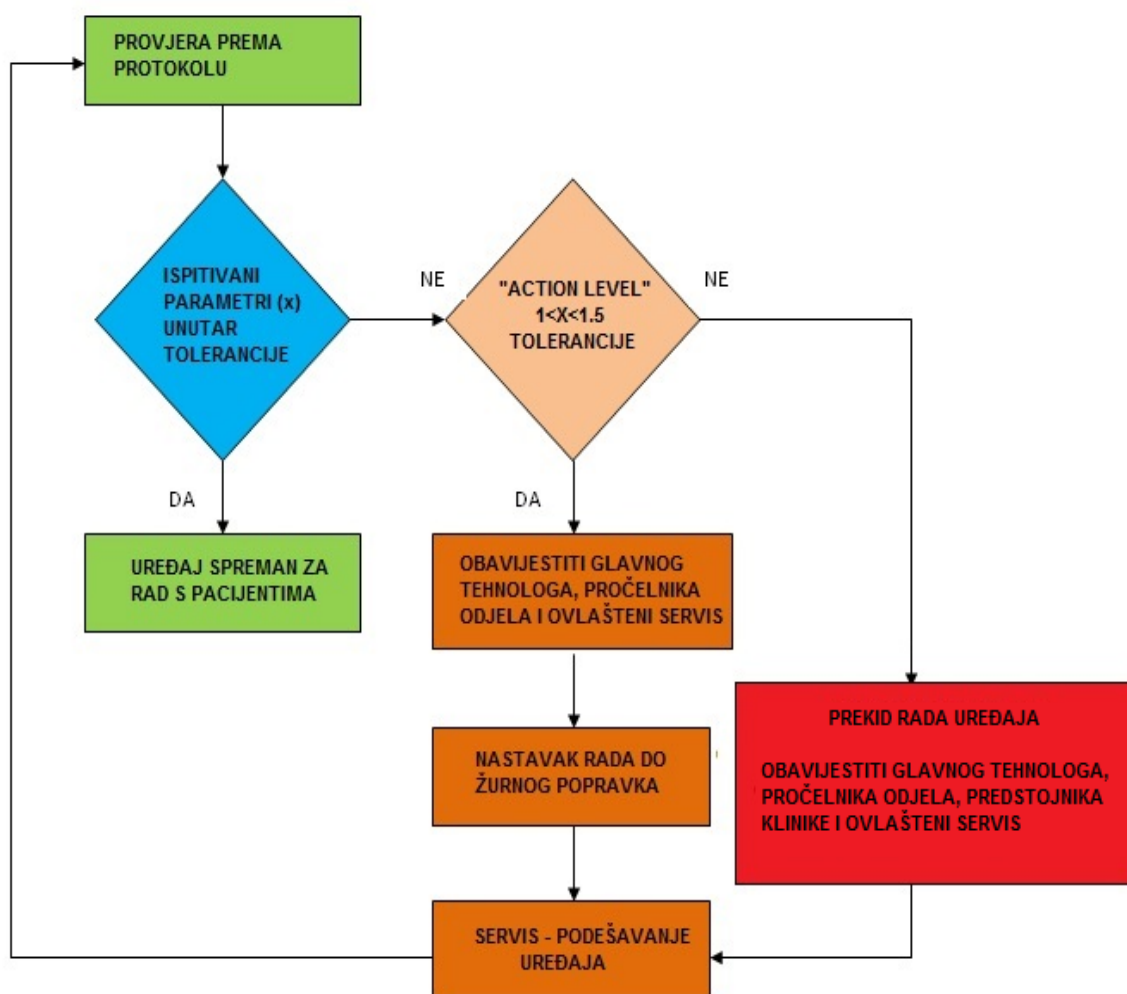
POPIS MJERILA/UREĐAJA KOJI SE KORISTE

- Kalibrator aktivnosti
- Točkasti izvori radioaktivnosti – plastična posudica s Tc99m
- Ravni izvor Co57 – pravokutna ploča koja sadrži Co57
- MHR/COR fantom - fantom od pleksiglasa
- Ravni plastični kvadar - fantom od pleksiglasa koji se puni s Tc99m
- 4 Quadrant bar fantom – fantom za provjeru prostorne rezolucije i linearnosti
- Jaszczak fantom – fantom za provjeru SPECT sustava u cjelosti
- nosač od pleksiglasa za ravni izvor
- staklena petrijevka
- linijski izvor radioaktivnosti
- ravnalo
- fantom štitnjače
- CT fantom (od proizvođača) - fantom za ispitivanje postojanosti uređaja
- Fantom za provjeru kvalitete slike (Pro-CT, ACR Gammex, ...)

- CTDI fantom
- Multimetar
- CTDI komora

3. Analiza podataka, uvid odgovorne osobe u rezultate ispitivanja i prikladnost uređaja za kliničku uporabu

Analizu podataka izvode fizičari. U slučaju da je odstupanje nekog od ispitivanih parametara izvan propisane tolerancije postupiti po uputama danim u procesnom dijagramu:



4. Parametri koji se kontroliraju, granice prihvatljivosti i učestalost kontrole

4.1 NM testovi

PARAMETAR	Prijemni test	Referentni test	GRANICE DOPUŠTENIH ODSTUPANJA	Učestalost ispitivanja					
				dnevno	tjedno	mesečno	tromesečno	polugod	godišnje
Opći pregled uređaja	x		Pravilno				x	x	x
Sat računala, temperatura i vlažnost zraka			Pravilno, 20-24°C, 50%	x	x	x	x	x	x
Osnovno zračenje	x	x	Inicijalno	x	x	x	x	x	x
Vizualna provjera vidnog polja	x	x	Pravilno	x	x	x	x	x	x
Kontrola energetskog prozora – fotopika (peaking)	x	x	±3%		x	x	x	x	x
Automatsko usklađivanje napona na fotomultiplikatorima (tuning)	x	x	±5		x	x	x	x	x
Intrinsična uniformnost	x	x	IU 5-6% DU 2.5-3%		x	x	x	x	x
Ekstrinzična uniformnost i vizualna provjera vidnog polja detektora	x	x	8%		x	x	x	x	x
Provjere za druge radionuklide	x	x	Inicijalno	Po potrebi					
Energetska rezolucija za Tc99m	x	x	Inicijalno; <15%				x	x	x
MHR/COR (Multiple Head Registration/Center of Rotation)	x	x	Pravilno			x	x	x	x
Intrinsična uniformnost (mjesečna provjera)	x	x	IU 5-6% DU 2.5-3%			x	x	x	x
Ekstrinzična uniformnost	x	x	8%				x	x	x
Intrinsična prostorna rezolucija i prostorna linearnost	x	x	$\Delta < 20\%$, FWHM < 6mm				x	x	x
Ekstrinzična prostorna rezolucija	x	x	$\Delta < 20\%$				x	x	x
Planarna osjetljivost sustava	x	x	$\Delta < 10\%$					x	x
Provjera udaljenosti	x	x	±2mm					x	x
Brzina brojanja	x	x	Inicijalno					x	x
Kontrola SPECT sustava pomoću Jaszczak fantoma	x	x	Pravilno						x
Provjera kalibracijskog faktora za akumulaciju I131 u štitnjaču	x	x	Inicijalno						x

4.2 CT testovi

PARAMETAR	Prijemni test	Referentni test	GRANICE DOPUŠTENIH ODSTUPANJA	Učestalost ispitivanja		
				dnevno	mjesečno	godišnje
Postojanost uređaja	x	x	Ispravno		x	x
Artefakti	x	x	ne	x	x	x
Kružna simetrija	x	x	ne			x
Šum	x	x	<25%	x	x	x
Homogenost CT brojeva	x	x	± 20 HU u središtu, <4HU od bazne vrijednosti	x	x	x
Točnost CT brojeva	x	x	± 10 HU za vodu, ± 30 HU ostalo			x
Prostorna rezolucija visokog kontrasta	x	x	<10% ili 0.5lp/mm			x
Prostorna rezolucija niskog kontrasta	x	x	nije definirana			x
Debljina sloja	x	x	± 0.5 mm za 1mm, 50% za 1-2mm, ± 1 mm za >2mm			x
Točnost topograma	x	x	<2mm			x
CT dozni indeks	x	x	<20%			x
CT dozni indeks u zraku	x	x	<20%			x

5. NM testovi

5.1 Opći pregled uređaja

Provjera služi za utvrđivanje ispravnog stanja uređaja. Vizualno se pregledavaju sljedeće stavke:

- oplata izvana kako bi se uočila eventualna mehanička oštećenja
- kolica s kolimatorima
- površina kolimatora
- oplata kristala
- nakon uključanja provjeriti prekidač za zaustavljanje u slučaju opasnosti
- dodirni senzori (touch pads)
- prekidači, sklopke, kablovi i daljinski upravljač
- konzola, računalo, monitor, pisač
- dokumentacija i priručnici za upotrebu

Ispravnost uređaja	DA / NE
---------------------------	----------------

Kriterij prihvatljivosti: ispravno stanje uređaja.

5.2 Sat računala, temperatura i vlažnost zraka

Potrebno je provjeriti točnost sata na računalu, temperaturu prostorije i vlažnost zraka.

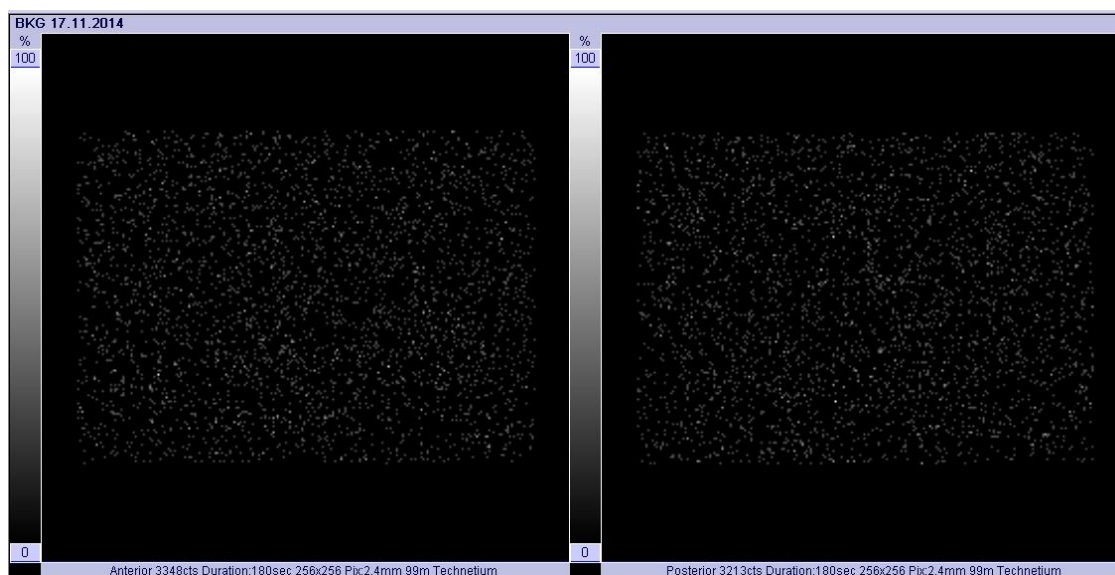
Kriterij prihvatljivosti: $t = 20 - 24^{\circ}\text{C}$; vlažnost zraka do 50%.

Napomena: rezultati se upisuju u Obrazac za dnevne i tjedne provjere (Dodatak 1.).

5.3 Osnovno zračenje

Mjerenje osnovnog zračenja izvodi se iznad sredine ležaja s licem kolimatora paralelno s ležajem i razmakom od 50 cm u trajanju od 3 min. U programu odabrati radionuklid, najčešće

Tc 99m. Dobivena vrijednost mora se usporediti s vrijednosti osnovnog zračenja i brzine brojanja prilikom prihvata uređaja (Slika 5.).



Slika 5. Prikaz mjerenja osnovnog zračenja.

Značajno povećanje osnovnog zračenja može biti posljedica kontaminacije ležaja, kolimatora, poda ili okoline (izvor u kanti za smeće), kao i od pacijenta koji se nalazi u blizini. Snimanje kratke statičke scintigrafije može biti od pomoći da se odredi mjesto kontaminacije, a nakon toga slijedi dekontaminacija.

Ako je isključena kontaminacija, povećanje može biti od električnog šuma i tada treba kontaktirati ovlašteni servis.

Kriterij prihvatljivosti: inicijalna vrijednost osnovnog zračenja i brzine brojanja

Napomena: rezultati se upisuju u Obrazac za dnevne i tjedne provjere (Dodatak 1.).

5.4 Vizualna provjera vidnog polja

Potrebno je vizualno provjeriti vidno polje za obje glave gama kamere. Za provjeru se koristi ravni izvor Co57, koji se postavlja na ležaj na istoj udaljenosti od dviju glava. Dovoljno je na monitoru pratiti kako kamera skuplja impulse tokom jedne minute, i provjeriti korektnost vidnog polja.

Kriterij prihvatljivosti: korektnost vidnog polja

Napomena: rezultati se upisuju u Obrazac za dnevne i tjedne provjere (Dodatak 1.).

5.5 Kontrola energetskog prozora, fotovrha (*peaking*) i automatsko usklađivanje pojačanja napona na fotomultiplikatorima (*tuning*)

Provjera služi za utvrđivanje snimanja u energetskom prozoru, tj. provjerava se da li kamera snima impulse iz fotovrha određenog radionuklida, ne uzimajući u obzir Comptonovo raspršenje.

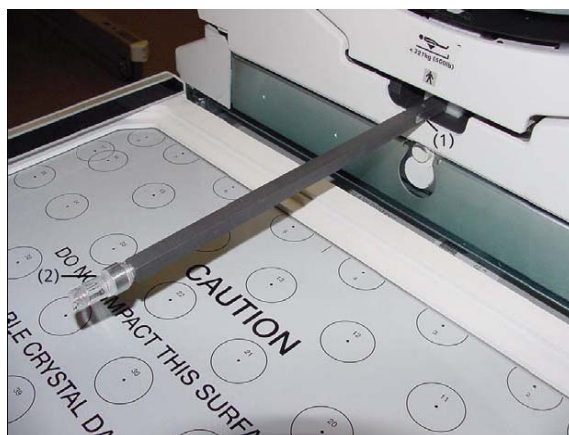
Za provjeru je potrebno napraviti točkasti izvor od 740-1110kBq (20-30 μ Ci) Tc99m. Točkasti izvor je mala plastična posudica u koju se stavlja navedena količina radioaktivnosti (Slika 6.). Iz bočice s tehnecijem, u insulinsku špricu treba povući mali volumen tehnecija i izmjeriti njegovu aktivnost u kalibratoru. U posudicu se dodaje ili oduzima aktivnost dok se ne dobije odgovarajuća. Kako bi se spriječila kontaminacija u posudicu se stavlja vatica. Napravljeni izvor koristi se i za provjeru intrinzične uniformnosti gama kamere (točka 5.6).



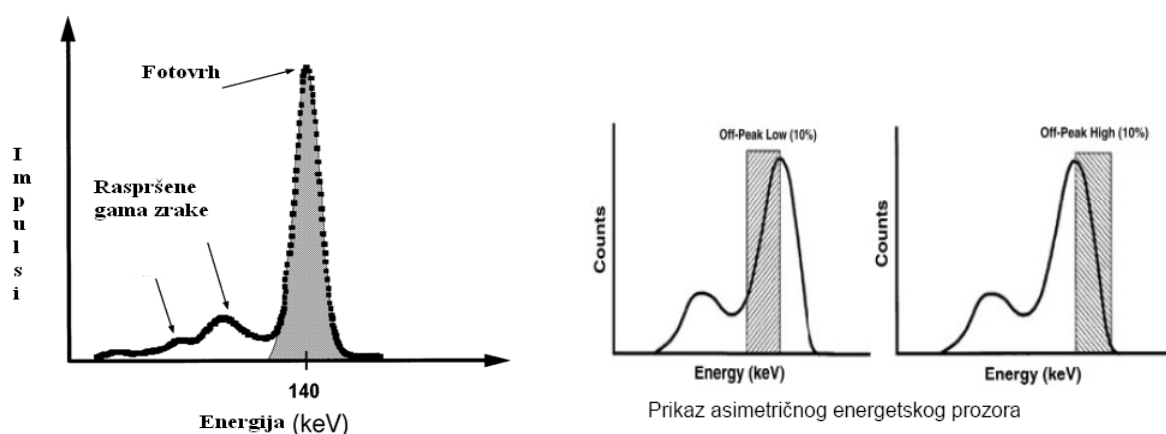
Slika 6. Točkasti izvor radioaktivnosti.

Prije postavljanja izvora zračenja potrebno je skinuti kolimatore. Provjeriti je li prikaz pozadinskog očitavanja detektora na PPM (patient positioning monitor) ekranu manji od 0.4 kcts/s.

Nakon toga postaviti detektore na 180° , izvući integrirani metalni držač i umetnuti točkasti izvor zračenja (slika 7.). Izvor se postavlja na istoj udaljenosti od dviju glava gama kamere i na sredini vidnog polja detektora. Brzina mjerenja prikazana na ekranu mora biti približno ista za obje glave kamere. Odabrati akviziciju na monitoru u programu Kalibracija. Aktivnost treba biti takva da je mrtvo vrijeme (dead time) kamere između 4% i 8%. Ako nije, potrebno je oduzeti ili dodati aktivnost u točkasti izvor. Provjeriti na PPM ekranu brzinu brojanja impulsa. Preporuča se od 15 kcts/s do 50 kcts/s i prema tome prilagoditi aktivnost izvora. Provjeriti energetski spektar na analizatoru, širinu energetskog prozora i simetričnost fotovrha. Asimetrični energetski prozor, utjecat će na daljnja mjerenja uniformnosti vidnog polja (Slika 8.).



Slika 7. Primjer metalnog držača točkastog izvora.



Slika 8. Prikaz spektra radionuklida (lijevo) i asimetričnog energetskog prozora (desno). Prema uputama proizvođača započeti usklađivanje pojačanja napona na fotomultiplikatorima za svaki detektor posebno. Ponoviti postupak nekoliko puta dok vrijednosti pojačanja ne

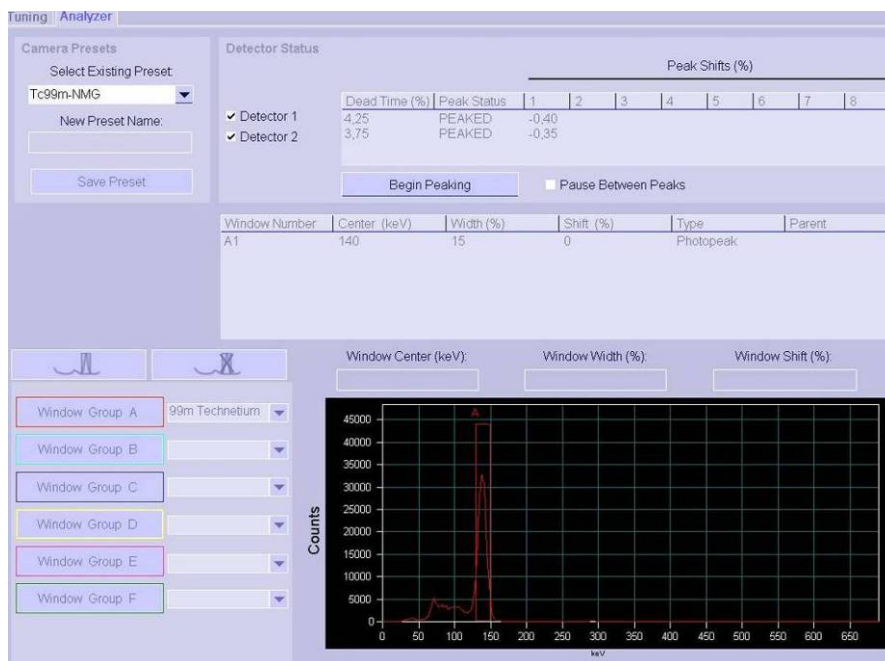
budu usklađene i energetski prozor ne bude u fotovrhu. Dozvoljeno odstupanje u poziciji fotovrha je $\pm 3\%$. Slika 9. prikazuje primjer dobivenih rezultata nakon kontrole energetskog prozora i fotovrha.

Svaki fotomultiplikator daje svoj fotovrh, svi fotovrhovi se zbrajaju i daju Z –signal. Ako su pojačanja napona na PMT dobro namještena (tuning) Z veličina će biti manja. Vrijednosti Z mape na (PMT) trebaju biti do ± 5 . Zelena boja na prikazu fotomultiplikatora znači da su vrijednosti u granicama prihvatljivosti (Slika 10). Širina fotovrha uvelike ovisi o preciznom namještanju pojačanja na fotomultiplikatorima.

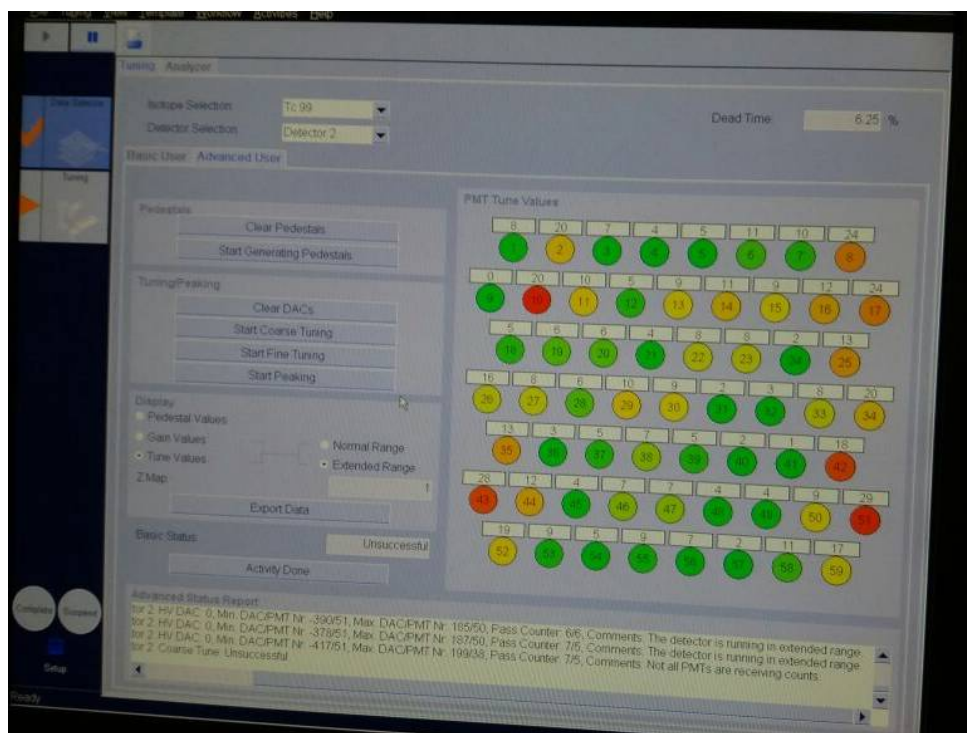
Za tehnećij se ova provjera radi na dnevnoj, dok za ostale radionuklide povremeno i neposredno prije upotrebe.

Kriterij prihvatljivosti: odstupanje fotovrha $\pm 3\%$, Z map ± 5 .

Napomena: rezultati se upisuju u Obrazac za dnevne i tjedne provjere (Dodatak 1.).



Slika 9. Primjer dobivenih rezultata nakon kontrole energetskog prozora i fotovrha.



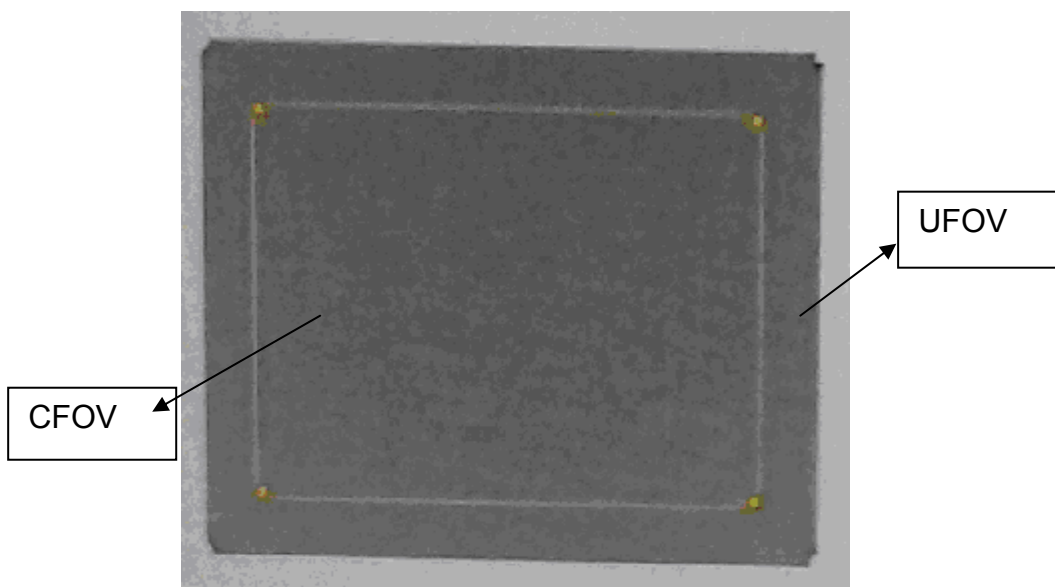
Slika 10. Primjer prikaza automatskog programa za usklađivanje pojačanja napona na fotomultiplikatorima.

5.6 Intrinzična uniformnost (preplavljivanje) vidnog polja gama kamere

Ova provjera se izvodi neposredno nakon provjere 5.5. Postojećim točkastim izvorom provjeriti intrinzičnu uniformnost koristeći postojeći test pod nazivom Daily Intrinsic Flood Calibration sa 10 000 000 impulsa. Provjeriti da brzina impulsa bude od prilike ista za oba detektora. Nakon snimanja pogledati izračun uniformnosti za Central FOV i Useful FOV (Slika 11.). Vrijednost integralne uniformnosti se izračunava na sljedeći način:

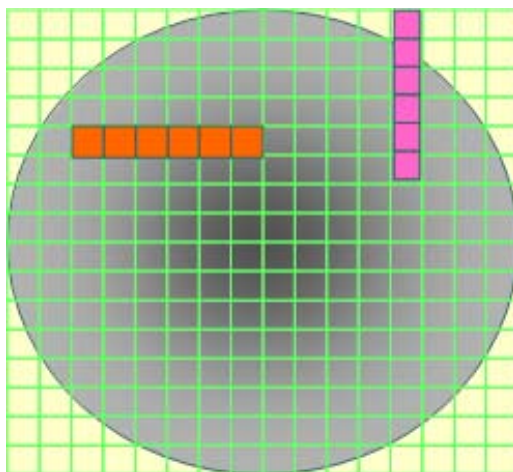
$$IU = \frac{\max.\text{pixel} - \min.\text{pixel}}{\max.\text{pixel} + \min.\text{pixel}} \times 100\%,$$

gdje *max.pixel* i *min.pixel* su maksimalna i minimalna vrijednost pixela unutar odabranog područja (CFOV ili UFOV).



Slika 11. Central FOV i Useful FOV.

Diferencijalna uniformnost računa se istom formulom. Vrijednosti se odnose na maksimalnu i minimalnu vrijednost pixela unutar jednog stupca od 5 pixela u FOV-u (Slika 12.).



Slika 12. Izračun diferencijalne uniformnosti.

Slike se pregledaju vizualno i računski pomoću programa za izračun uniformnosti – preplavlivanja. U slučaju da jedan dio vidnog polja nakuplja impulse više ili manje od dozvoljenog, prilikom snimanja pacijenta može doći do lažno pozitivnog ili lažno negativnog nalaza. Sustav radi akviziciju jednoliko ispravljenog preplavlivanja (*flooding* - jednolika raspodjela radioaktivnosti) s 10 milijuna impulsa istovremeno za oba detektora. Kad je

snimanje završeno, radni postupak automatski prelazi na izračun uniformnosti ili preplavlivanja.

Na slici 13. prikazan je primjer korektnih rezultata dobivenih nakon testa intrinzične uniformnosti. Na slici 14. crvenom bojom je upozorenje da uniformnost nije u prihvatljivim granicama. Rubni fotomultiplikator ne radi.

Kriterij prihvatljivosti:

Tablica 1. Tolerantne vrijednosti za IU i DU.

Uniformnost	CFOV	UFOV
Integralna	5%	6%
Diferencijalna	2.5%	3%



Slika 13. Primjer rezultata za intrinzičnu uniformnost.

Kod vraćanja kolimatora, uvijek provjeriti ispravnost rada dodirnih senzora (touch pads).

Napomena: rezultati se upisuju u Obrazac za dnevne i tjedne provjere (Dodatak 1.).



Slika 14. Primjer rezultata izvan tolerancije: uniformnost na drugom detektoru je 52.05% zbog ispada rubnog fotomultiplikatora.

5.7 Ekstrinzična uniformnost

Provjera se radi s ravnim izvorom Co57 (Slika 15.) koji se postavlja na ležaj iznad nosača od pleksiglasa, u sredini vidnog polja detektora (Slika 16.). Udaljenost između izvora i detektora treba biti 10 cm. Prvi detektor je postavljen na 0°, drugi na 180° i tilt je na 0°.

Potrebno je skinuti podlogu na ležaju za pacijenta i poravnati osnovicu držača ravnog izvora zračenja. Metalne nogice na osnovici držača ravnog izvora zračenja ulaze u staze na obje strane ležaja, osiguravajući stabilnost. Automatska konfiguracija sustava za ekstrinzičnu provjeru ovisi o ispravnom podešavanju položaja držača ravninskog izvora zračenja na ležaju i pažljivom centriranju ravninskog izvora zračenja na držaču. Neispravno pozicioniranje položaja držača rezultirat će neispravnim položajem ravninskog izvora zračenja u vidnom polju.



Slika 15. Ravni izvor Co57 za provjeru ekstrinzične uniformnosti.

Akvizicija se radi s povećanjem (zoom) 1, s najčešće upotrebljivanim kolimatorima. Koristi se test Extrinsic Flood Calibration. U akviziciju se upisuje vrsta kolimatora i datum izvođenja testa (series name).



Slika 16. Držač ravnog izvora.

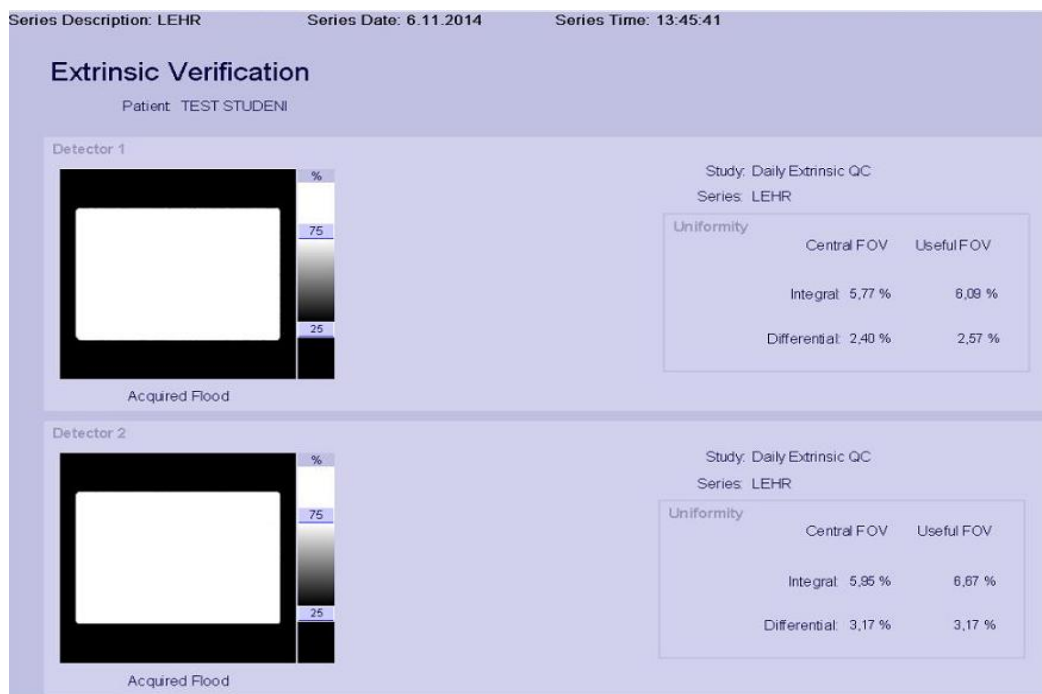
Provjeriti da li je na analizatoru izabran (preset) Co57. Snima se statička scintigrafija od 10 miliona impulsa po svakom detektoru i pogleda izračun uniformnosti kao i vizualni izgled vidnog polja kamere. Nakon testiranja prvog detektora kamera se postavlja u poziciju za

provjeru drugog detektora. Kod novijih kamera postupak je automatiziran. Nakon akvizicije izračunavaju se vrijednosti uniformnosti (Slika 17.).

Na ekstrinzičnu uniformnost utječe loša podešenost energetskog prozora, naponi i kvar na fotomultiplikatorima i mehaničko oštećenje kolimatora.

Kriterij prihvatljivosti: <8%.

Napomena: rezultati se upisuju u Obrazac za dnevne i tjedne provjere (Dodatak 1.).



Slika 17. Ekstrinzična uniformnost: primjer dobivenih rezultata.

5.8 Provjere za druge radionuklide

Za svaki radionuklid koji se koristi potrebno je izvršiti sljedeće provjere:

- Kontrola energetskog prozora–fotovrha i automatsko usklađivanje napona na fotomultiplikatorima
- Intrinzična uniformnost

Procedure za provjere su iste kao kod Tc99, samo što se točkasti izvor zračenja mijenja. Provjere nemaju određenu učestalost, nego se rade po potrebi, neposredno prije korištenja radionuklida. Radionuklidi koji se obično koriste su I131, Tl 201, In111, I123.

Kriterij prihvatljivosti: inicijalna vrijednost.

5.9 Energetska rezolucija

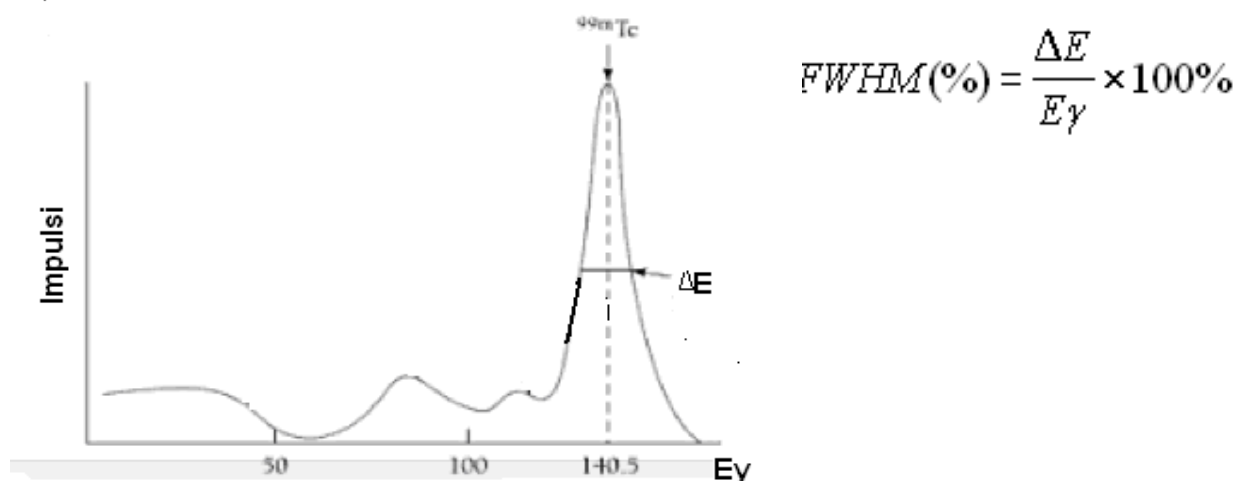
Energetska rezolucija je sposobnost detektora da razlikuje dvije energije fotona. Izražava se kao % FWHM. Što je postotak manji to je energetska rezolucija bolja, fotovrh je uži. (Slika 18.). Faktori koji kvare rezoluciju su loše podešeni fotomultiplikatori, greške u njima, defekti u kristalu, odvojenost fotomultiplikatora od kristala i velika brzina brojanja impulsa (high count rate). Energetska rezolucija za Tc99m se računa kao % FWHM za fotovrh od 140 keV, sa energetske rezolucije na 140 keV su 8-13% . Koristi se sljedeći izraz:

$$FWHM(\%) = \frac{\Delta E}{E_{\gamma}} \times 100\%$$

gdje su ΔE širina fotovrha u keV i E_{γ} energija fotovrha za određeni radioizotop. Što je vrijednost % FWHM manja, to je energetska rezolucija bolja. Uobičajene vrijednosti energetske rezolucije na 140 keV su 8-13%.

Kriterij prihvatljivosti: inicijalna vrijednost; <15% .

	Inicijalna	Izračunata
Energetska rezolucija		



Slika 18. Određivanje energetske rezolucije: primjer izračuna za Tc99m

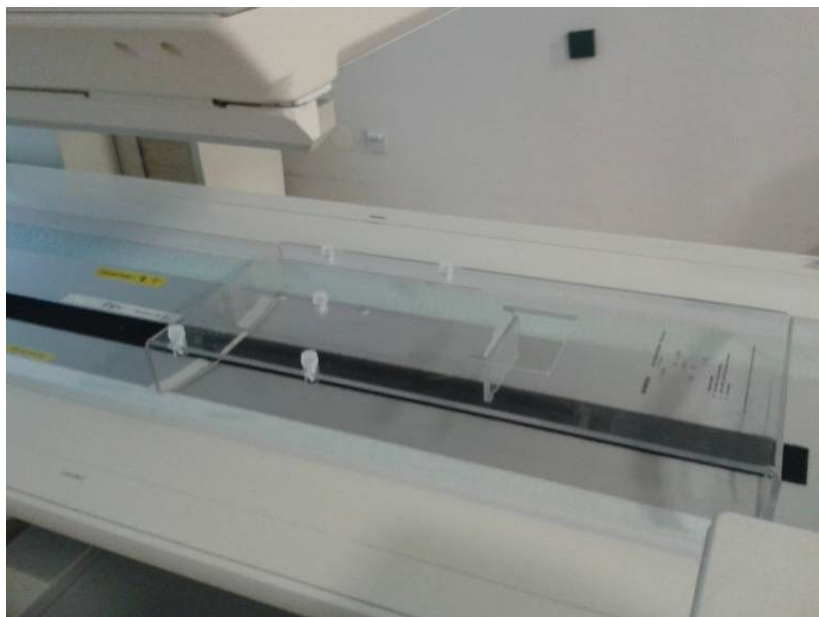
5.10 Kalibracije višestruke registracije glava (MHR) , središta rotacije (COR) i nekružne orbite (NCO)

(Multiple Head Registration/Center of Rotation (MHR/COR) i Noncircular Orbit (NCO))

Provjera MHR/COR služi za testiranje korektnosti rekonstrukcije slika dobivenih s dva detektora i poklapanje centra rotacije i centra slikovne matrice.

Kalibracije MHR/COR (*Multiple Head Registration/ Center of Rotation*) izvode se za svaki kolimator i konfiguraciju koja se klinički koristi. Kalibracija poravnava detektor sa središtem rotacije kućišta.

Za izvođenje provjere treba potpuno uvući ležaj i skinuti podlogu. Postaviti MHR/COR fantom na vrh ležaja na zabilježenoj poziciji. Koristiti informacije otisnute na fantomu za postavljanje 3 ili 5 izvora po 37MBq (1 mCi) Tc99m u odgovarajuću konfiguraciju (Slika 19.). U akvizicijski protokol preporuča se upisati datum i vrstu kolimatora. Postaviti glave gama kamere u konfiguraciju 180° ili 90°. Provjera za konfiguraciju 76° se radi po potrebi. Kod novijih kamera ležaj se automatski postavlja u početnu poziciju. Provjeriti je li prikaz pozadinskog očitavanja detektora na monitoru manji od 0.4 kcts/s.



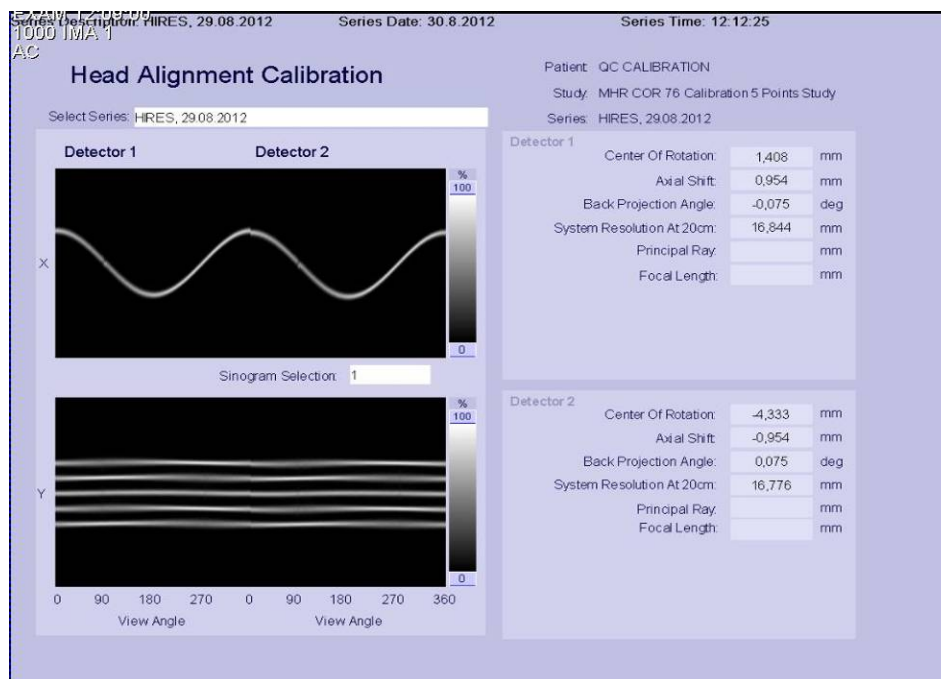
Slika 19. Fantom za MHR/COR i NCO sa pet točkastih izvora (LEHR kolimatori).

Za sljedeće kolimatore treba koristiti tri točkasta izvora:

- ekstra-visoka energija
- srednja energija niska probojnost
- visoka energija
- visoka osjetljivost

Za sljedeće kolimatore treba koristiti pet točkastih izvora:

- visoka razlučivost
- ultra visoka razlučivost
- niska energija za sve namjene
- lepezastog snopa



Slika 20. Primjer rezultata za HIRES kolimatore i konfiguraciju 76°.

Testovi se rade za kolimatore LEHR (niske energije i visoke rezolucije) i HE (visoke energije) i položaje detektora od 180°, 90° i po potrebi 76° (slike 20. i 21.)

Kada rezultati ne zadovoljavaju specifikacije sustava onda su vrijednosti prikazane crvenom bojom i potrebno je ponoviti provjeru. Ako vrijednosti ni onda nisu u granicama tolerancije, obavijestiti ovlaštenog servisera.



Slika 21. NCO: primjer rezultata

Kriterij prihvatljivosti:

Tablica 2. Tolerantne vrijednosti za MHR/COR kalibraciju.

Parametar	Tolerancija
Središte rotacije (Center Of Rotation)	± 5 mm
Osni pomak (Axial Shift)	± 5 mm
Kut stražnje projekcije (Back Projection Angle)	± 0.8 stupnjeva

Tablica 3. Tolerantne vrijednosti za NCO

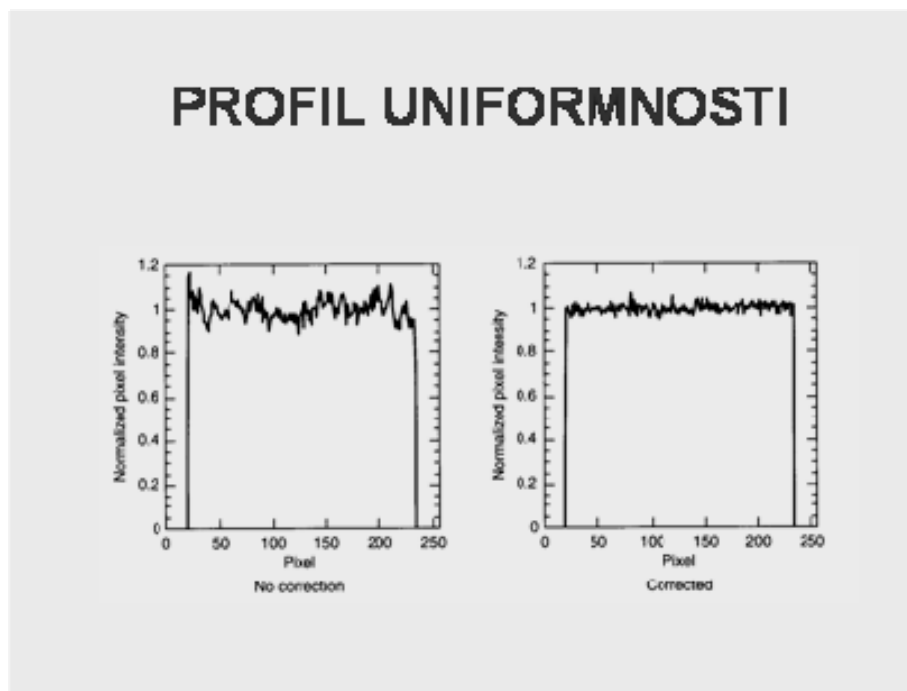
Parametar	Tolerancija
PHS Angle	$-2.0^{\circ} - +2.0^{\circ}$
Standard deviation (PSH Angle)	$<0.5^{\circ}$
Gantry angle	$-1.0^{\circ} - +1.0^{\circ}$
Standard deviation (Gantry Angle)	$\leq 0.5^{\circ}$

MHR/COR 180	pravilan/nepravilan
MHR/COR 90	pravilan/nepravilan
MHR/COR 76	pravilan/nepravilan
NCO	pravilan/nepravilan

Kod vraćanja kolimatora, uvijek provjeriti korektnost rada dodirnih senzora (touch pads).

5.11 Intrinzična uniformnost

Test se izvodi na isti način kao i dnevna provjera intrinzične uniformnosti (točka 5.6.), samo je broj impulsa veći. Za mjesečnu provjeru potrebno je sakupiti cca. 200 000 000 impulsa. Snimke sa velikim brojem impulsa pohranjuju se u memoriju i služe za korekciju uniformnosti (Slika 22.).



Slika 22. Primjer profila uniformnosti prije i poslije korekcije.

Nakon snimanja rezultati se analiziraju pripadajućim programom koji izračunava i korigira uniformnost. (Slika 23.).

Mogući uzroci koji pogoršavaju uniformnost su loše podešeni fotomultiplikatori ili kvar istih, asimetrično postavljen energetski prozor i oštećenje kristala.

Kriterij prihvatljivosti:

Tablica 3. Tablica dozvoljenih vrijednosti uniformnosti.

Uniformnost	CFOV	UFOV
Integralna	5%	6%
Diferencijalna	2.5%	3%



Slika 23. Mjesečne provjere uniformnosti: primjer rezultata.

U slučaju odstupanja, provjeriti postavke i pozadinsko zračenje. Po potrebi podesiti detektore ili izvesti novu intrinzičnu kalibraciju.

INTRINSIČNA UNIFORMNOST (mjesečna provjera)	Detektor 1		Detektor 2	
	CFOV	UFOV	CFOV	UFOV
Integralna uniformnost				
Diferencijalna uniformnost				

Kriterij prihvatljivosti: inicijalna vrijednost.

Kod vraćanja kolimatora, uvijek provjeriti ispravnost rada dodirnih senzora (touch pads).

5.12 Ekstrinzična uniformnost

Provjera se radi ravnim izvorom koji može biti Co57 ili plastični kvadar od pleksiglasa koji se puni s Tc99m.

Plastični kvadar se najprije napuni destiliranom vodom. Zatim se špricom doda kroz otvor čepa 740MBq (20mCi) Tc99m (Slika 24.). Napunjeni kvadar je važno dobro protresti kako bi se Tc99m uniformno izmješao s vodom i pažljivo ispustiti sve mjehuriće zraka. Ravni izvor stavlja se na poseban nosač od pleksiglasa, koji ima određenu poziciju na ležaju. Udaljenost izvora od prvog detektora je oko 10 cm. Prvi detektor je postavljen na 0°, drugi na 180° i nagib glave detektora (tilt) je na 0°. Na PPM monitoru provjeriti da li je izvor dobro promiješan. Akvizicija se radi s povećanjem (zoom) 1 sa svim kolimatorima koji se upotrebljavaju u radu.

U izborniku testova odabrati Extrinsic Flood Calibration i u akvizicijski protokol preporuča se upisati vrstu kolimatora i datum izvođenja testa. Provjeriti odabrani radionuklid u analizatoru.



Slika 24. Ravni plastični kvadar napunjen s Tc99m.

Po svakom detektoru treba nakupiti 120 000 000 impulsa, a brzina brojanja ne smije biti veća od 75 kcounts/sec. Na ekstrinzičnu uniformnost utječu svi prethodno nabrojani mogući uzroci: loša intrinzična uniformnost, loše napunjen ravni izvor i mehanička oštećenja na kolimatorima.

Kriterij prihvatljivosti: <8%.

EKSTRINSIČNA UNIFORMNOST (mjesečna provjera)	Detektor 1		Detektor 2	
	CFOV	UFOV	CFOV	UFOV
Integralna uniformnost				
Diferencijalna uniformnost				

5.13 Intrinzična prostorna rezolucija i prostorna linearnost

Prostorna rezolucija je parametar kvalitete koji opisuje svojstvo gama kamere da razluči dva bliska točkasta ili linijska izvora radioaktivnosti i registrira ih kao zasebne objekta. Postoje dva načina za kvantifikaciju prostorne rezolucije koja su međusobno ekvivalentna:

- Presjek kroz digitalnu sliku linijskog izvora okomito na njegovu dužu os. Širina krivulje presjeka na pola visine (FWHM) je indeks rezolucije
- Izražava se kao minimalna udaljenost dva izvora čije se slike još mogu razlučiti. Što je taj razmak manji ili FWHM manje to je rezolucija bolja.

Intrinzična prostorna rezolucija govori o inherentnoj sposobnosti gama kamere bez kolimatora da točno locira izvor gama zrake u X-Y ravni.

Za provjeru intrinzične prostorne rezolucije i linearnosti 4-Quadrant bar fantom (Slika 25.) postavlja se na mjesto kolimatora i koristi se točkasti izvor Tc99m na maksimalnoj udaljenosti od detektora.



Slika 25. 4-Quadrant bar fantom.

Snimanje se ponavlja za oba detektora. Snima se statička scintigrafija od 5000 kcounts. Vrijednost prostorne rezolucije se računa kao:

$$\text{FWHM} = 1.75 \times B,$$

gdje je B razmak najmanjih vidljivih linija na bar fantomu, tj. 2, 2.5, 3 ili 3.5 mm (Slika 26.).

Prostorna linearnost se vizualno provjerava analizom dobivenih slika. Pruge na fantomu moraju biti ravne, bez znakova zakrivljenosti.

Bar fantomi za pojedine kamere napravljeni su tako da se najuži razmak pruga ne vidi na snimci.

Kriterij prihvatljivosti: FWHM ne smije odstupati više od 20% od inicijalne vrijednosti proizvođača; slika nije zakrivljena.

Intrinsična prostorna rezolucija	Inicijalna	Izračunata
	D1:	D1:
	D2:	D2:
Prostorna linearnost zadovoljavajuća	DA / NE	



Slika 26. Primjer rezultata za intrinzičnu prostornu rezoluciju.

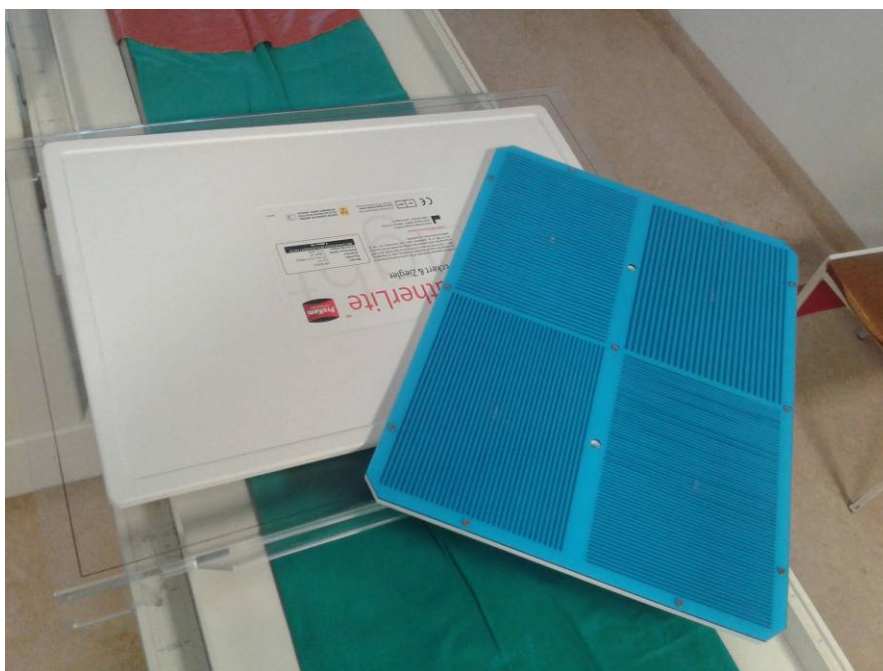
Kod vraćanja kolimatora, uvijek provjeriti ispravnost rada dodirnih senzora (touch pads).

5.14 Ekstrinzična prostorna rezolucija i prostorna linearnost

Testovi se izvode s kolimatorima, 4-Quadrant bar fantomom i ravnim izvorom punjenim tehnecijem ili Co57 (Slika 27.). Vizualno se ocjenjuje moguća zakrivljenost i razlučivost pruga na bar fantomu. Testirani fantom ima razmak pruga 2, 2.5, 3 i 3.5 mm. Zadnji kvadrant ne treba se vidjeti.

Prostorna linearnost se vizualno provjerava analizom dobivenih slika. Pruge na fantomu moraju biti ravne, bez znakova zakrivljenosti.

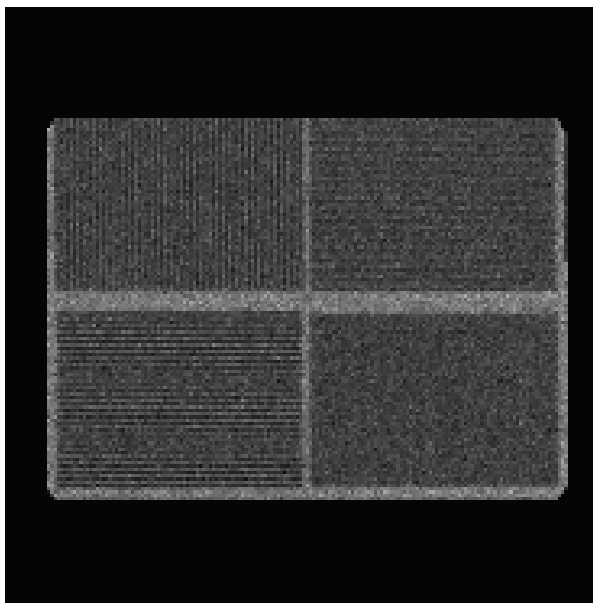
Primjer dobivenih slika za provjeru ekstrinzične prostorne rezolucije prikazan je na Slici 28.



Slika 27. 4-Quadrant bar fantom i ravni izvor Co 57.

Kriterij prihvatljivosti: FWHM ne smije odstupati više od 20% od inicijalne vrijednosti proizvođača; slika nije zakrivljena.

Ekstrinzična prostorna rezolucija	Inicijalna	Izračunata
	D1:	D1:
	D2:	D2:
Prostorna linearnost zadovoljavajuća	DA / NE	



Slika 28. Primjer rezultata provjere ekstrisične rezolucije.

5.15 Planarna sistemska osjetljivost

Osjetljivost je parametar kvalitete kojim se karakterizira sposobnost gama kamere da efikasno detektira upadno gama zračenje. Osjetljivost detektora izražava se kao broj imp/s/Bq za određeni kolimator i udaljenost od izvora (npr. 10 cm). Osjetljivost je direktno proporcionalna s debljinom kristala i širinom energetskog prozora, s omjerom površine svih kolimatorskih rupa prema totalnoj površini detektora, a obrnuto proporcionalna sa debljinom kolimatora i mogućim oštećenjima.

Određenu aktivnost (37MBq)) staviti u posudicu (petrijevka promjera 10cm) i dodati destiliranu vodu da se prekrije dno (Slika 29.). Ostatak u šprici potrebno je zabilježiti i oduzeti od aplicirane aktivnosti. Vrijeme mjerenja aktivnosti točno zabilježiti zbog kasnije korekcije za radioaktivni raspad.

Test planarne sistemske osjetljivosti radi se nizom statičkih scintigrafija u trajanju od 4 minute (Slika 30.). Za svaku kasniju scintigrafiju potrebno je izračunati korekciju za radioaktivni raspad. Mjerenja napraviti za svaki detektor posebno.



Slika 29. Snimanje planarne sistemske osjetljivosti.



Slika 30. Primjer akvizicije i snimke petrijevke s aktivnosti 1mCi.

Prema standardima Nuclear Education in Medicine Association (NEMA) prihvatljivo je ako je osjetljivost 90c/s/MBq za LEHR kolimatore i 100c/s/MBq za LEAP kolimator. Vrijednosti dobivene kod prihvata uređaja mogu biti više, i one se koriste kao referentne. Važno je provjeravati da li detekcija kamere s vremenom opada.

Kriterij prihvatljivosti: $\Delta < 10\%$ od inicijalne vrijednosti.

	DETEKTOR 1	DETEKTOR 2
Vrijeme akvizicije (s)		
Broj impulsa (kcounts)		
Izračunata aktivnost (MBq)		
Osjetljivost uređaja (counts/s/MBq)		

5.16 Provjera udaljenosti

Test služi za provjeru točnosti alata i programa za mjerenje udaljenosti. Postaviti linijski izvor Tc99m ili Co57 i odabrati poznatu duljinu pomoću ravnala (Slika 31.). Napraviti kratku statičku scintigrafiju izvora (4 minute) na dijagnostičkoj udaljenosti između izvora i detektora. Na konzoli odabrati alat za mjerenje udaljenosti i provjeriti korektnost podataka.

Kriterij prihvatljivosti: 2mm

	Realna	Izmjerena
Udaljenost		



Slika 31. Linijski izvor koji se koristi za provjeru udaljenosti.

5.17 Brzina brojanja

	DETEKTOR 1	DETEKTOR 2
--	------------	------------

5.17.1 Vrijeme razlučivanja i brzina brojanja kod 20% gubitka impulsa

Provjera se izvodi pomoću dva izvora podjednake aktivnosti, npr. 55.5 MBq (1.5 mCi - maksimalno 10% razlike). Za ovu provjeru potrebno je skinuti kolimatore i okrenuti glavu prema izvoru koji se mora postaviti na udaljenosti od cca. 1.5-2m od detektora. Testirati izvor 1, skupiti 1 000 000 impulsa i zabilježiti vrijeme. Zatim snimati kroz isto vrijeme drugi izvor, pa oba zajedno i osnovno zračenje. Mjerenja se moraju odvojeno raditi za obje glave. Dobivene impulse korigirati za osnovno zračenje i odrediti brzinu brojanja (imp/sek) za svaki pojedini slučaj kao R_1 , R_2 , $R_{1,2}$. Vrijeme razlučivanja T_r se računa po formuli:

$$T_r = \frac{2R_{1,2}}{(R_1 + R_2)^2} \times \ln\left(\frac{R_1 + R_2}{R_{1,2}}\right)$$

Brzina brojanja kod koje nastupa 20% gubitka impulsa izračunava se kao:

$$S_{-20\%} = 0.2231 / T_r$$

Kriterij prihvatljivosti: Rezultati se ne smiju razlikovati više od 10% od vrijednosti proizvođača.

5.17.2 Maksimalna brzina brojanja

Maksimalna brzina brojanja izvodi se točkastim izvorom od 18.5MBq (500μCi) koji približavamo prema kameri. Za ovu provjeru potrebno je skinuti kolimatore. Koristiti konfiguraciju 180, tako da je jedna glava na +90° a druga na -90° (vertikalna pozicija). Detektore postaviti tako da nagib (tilt) bude 90° (glave moraju gledati prema izvoru). Približavajući izvor detektoru broj impulsa se povećava, a onda počinje padati. Zabilježiti maksimalni broj impulsa koji se određuje za čitavo vidno polje.

Kod vraćanja kolimatora, uvijek provjeriti ispravnost rada dodirnih senzora (touch pads).

Kriterij prihvatljivosti: inicijalna vrijednost.

	Inicijalno	Izračunato	Inicijalno	Izračunato
Vrijeme razlučivanja				
Brzina brojanja kod 20%gubitka impulsa				
Maksimalna brzina brojanja				

5.18 Kontrola SPECT sustava pomoću Jaszczak fantoma

Provjera služi za kvalitativnu kontrolu prostorne rezolucije, kontrasta, centra osi rotacije, artefakata i uniformnosti. Jaszczak fantom je cilindrični fantom od pleksiglasa s različitim sferama i cjevčicama poznatih veličina za simulaciju «hladnih» točaka/lezija (Slika 32. i 33).

Fantom se puni destiliranom vodom u koju treba staviti aktivnost 10-20 mCi Tc99m.

Potrebno je sve dobro izmješati i izbaciti mjehuriće zraka.

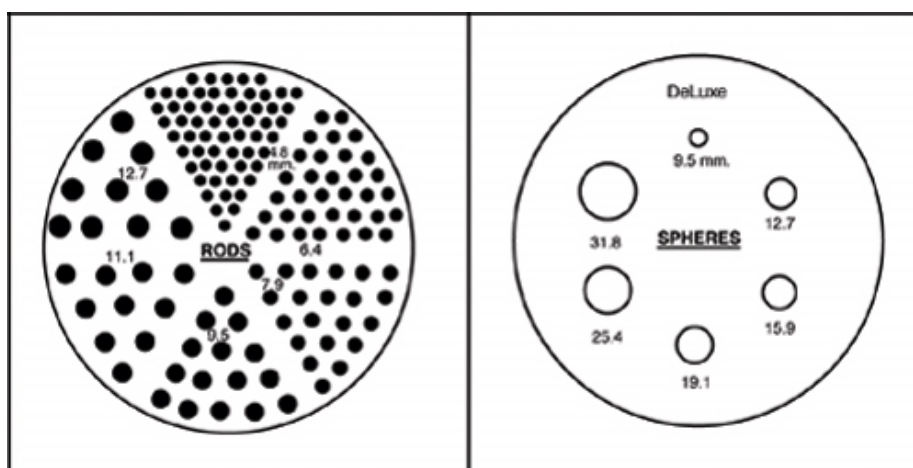
Fantom se pozicionira na krevet tako da duža os fantoma (visina cilindra) bude paralelna s osi rotacije kamere i unutar 2 cm od osi rotacije (Slika 34.). Fantom je potrebno pričvrstiti za stol.

Parametri akvizicije su:

- kolimatori: LEHR
- veličina matrice: 128x128
- povećanje: zoom 1
- način akvizicije: Step and shoot
- vrsta orbite: Non Circular
- područje rotacije svakog detektora: 360°
- raspored detektora: 180°
- broj projekcija: 180
- vrijeme po pogledu: 20 s



Slika 32. Jaszczak fantom.



Slika 33. Presjek kroz Jaszczak fantom: «hladne» cjevčice (lijevo) i «hladne» sfere (desno) i njihove veličine.

Nakon rekonstrukcije slike se vizualno i kvantitativno analiziraju (Slika 35).

Dio sa hladnim cjevčicama služi za provjeru prostorne rezolucije i centra osi rotacije. Potrebno je zapisati veličinu najmanje vidljive cjevčice i vizualno provjeriti korektnost centra osi rotacije. Hladne sfere omogućuju provjeru kontrasta slike. Potrebno je zapisati veličinu najmanje razlučive sfere. Osim kvalitativne provjere kontrasta moguće je izračunati vrijednost kontrasta izrazom:

$$C_{image} = \left| \frac{(Counts \cdot Pixel^{-1})_{sphere} - (Counts \cdot Pixel^{-1})_{bkg}}{(Counts \cdot Pixel^{-1})_{bkg}} \right| = Signalcnts / backgroundcnts$$

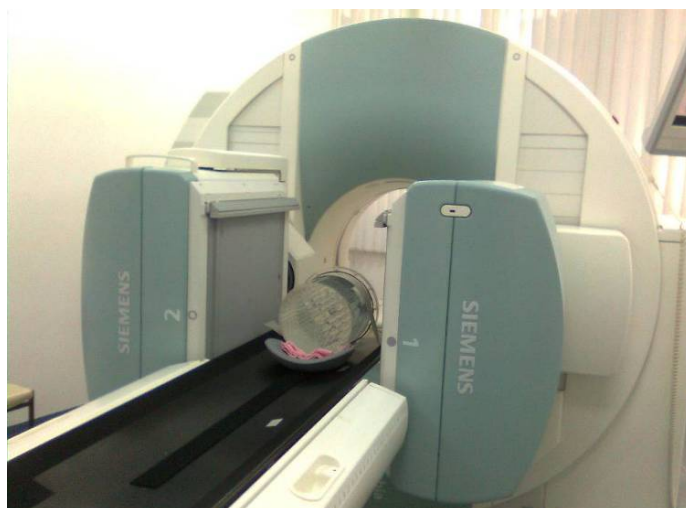
Za izračun kontrasta potrebno je očitati vrijednosti za dvije regije od interesa -ROI, jedna unutar najmanje razlučive sfere, druga pored te iste sfere.

Analizom uniformnog dijela fantoma moguće je izračunati šum slike i vizualno provjeriti uniformnost i prisutnost artefakata.

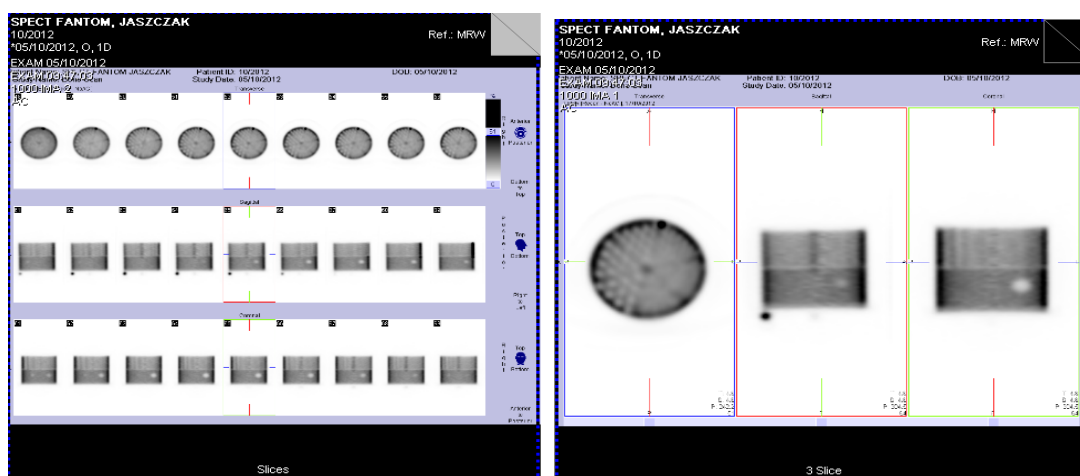
Kvantitativna analiza šuma radi se izračunom „percent root-mean-square noise“ (%rms) prema izrazu:

$$\%rms = \left(\frac{S_{dev}}{Y_{avg}} \right) \times 100$$

gdje su S_{dev} standardna devijacija i Y_{avg} srednja vrijednost gustoće impulsa (Sample mean count density) unutar odabrane ROI u sredini uniformnog dijela SPECT fantoma .



Slika 34. Postavljanje fantoma za provjeru SPECT sustava



Slika 35. Primjer 3D rekonstrukcije Jaszczak fantoma.

Kriterij prihvatljivosti: korektnost parametara i inicijalne vrijednosti.

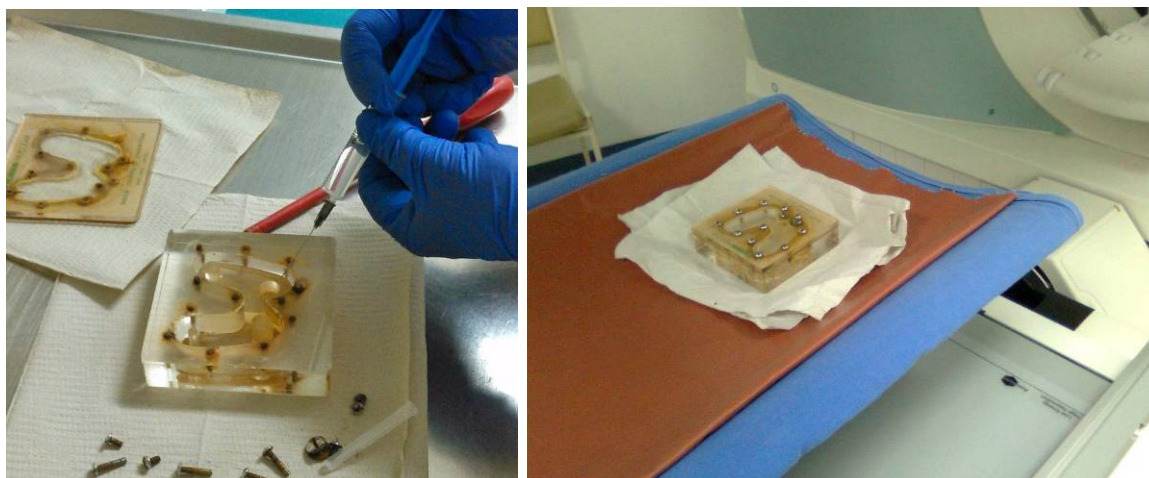
Prostorna rezolucija (mm)	
Korektnost centra osi rotacije	DA / NE
Kontrast slike (mm)	
C_{image}	
Artefakti	DA / NE
Uniformnost	DA / NE
$\%rms$	

5.19 Provjera kalibracijskog faktora za akumulaciju I131 u štitnjači

Kalibracijski faktor predstavlja broj impulsa po jedinici aktivnosti: Kcpm/ μ Ci, ili Kcpm/MBq. Ovisi o tehničkim karakteristikama kamere kao što su osjetljivost i brzina brojanja. Prethodno napone na fotomultiplikatorima uskladiti, 'pikirati' kameru na I131, provjeriti fotovrh i staviti HE kolimatore.

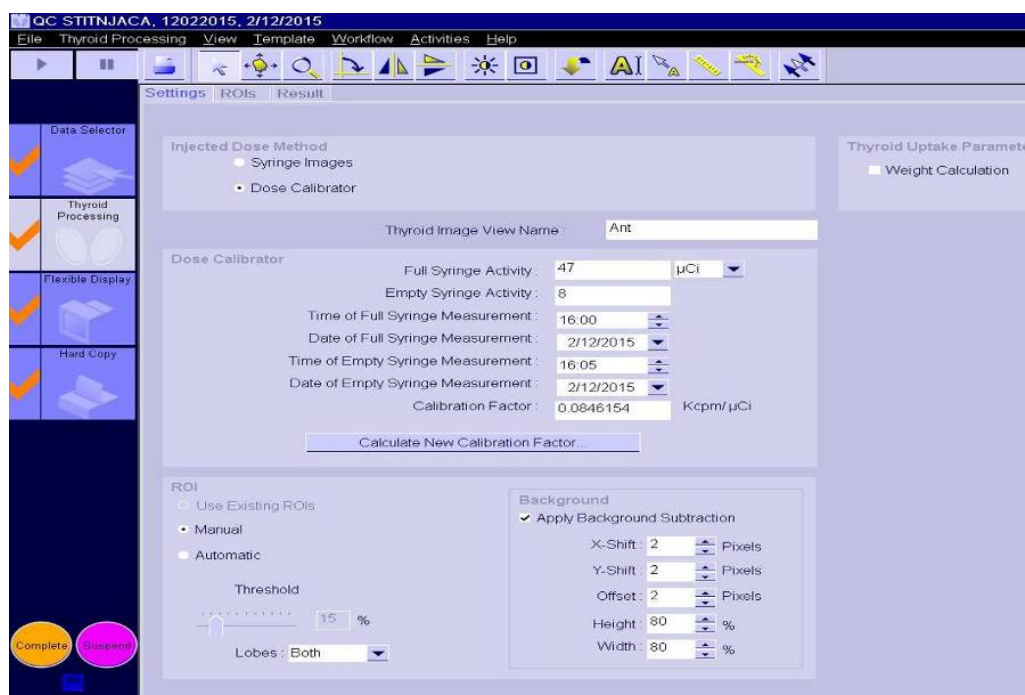
Za izračun kalibracijskog faktora za akumulaciju I131 u štitnjači upotrijebiti fantom štitnjače prikazan na Slici 36 ili raditi po uputama proizvođača. U slučaju korištenja fantoma, vijci se odvijaju i u fantom se stavlja određena aktivnost I131 (1.1-1.9 MBq), a preostali volumen se nadopuni vodom i zatvori. Izmjeriti aktivnost u šprici prije i poslije apliciranja i zabilježiti vrijeme mjerenja. Za akviziciju, analizu i izračun koristi se postojeći program. Potrebno je upisati vrijeme trajanja akvizicije (obično 600 s). Nakon završene akvizicije analizirati snimku. Upisati izmjerenu aktivnost u šprici prije i poslije apliciranja i vrijeme mjerenja (Slika 37.). Nakon toga treba izračunati novi kalibracijski faktor. U ROIs (regije od interesa) nacrtati područja kako bi se dobile vrijednosti za površinu, volumen, težinu štitnjače i broj impulsa (Slike 38.).

Nakon unosa svih parametara izračunava se faktor kalibracije.

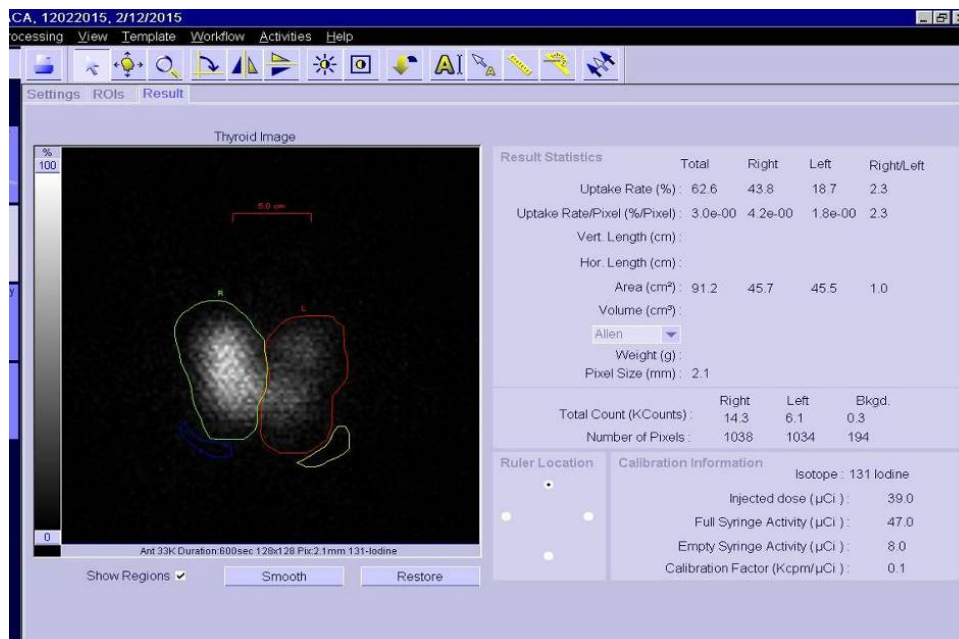


Slika 36. Fantom štitnjače za provjeru kalibracijskog faktora za akumulaciju I131 u štitnjači i njegovo pozicioniranje.

Kriterij prihvatljivosti: inicijalna vrijednost.



Slika 37. Primjer program za izračun kalibracijskog faktora za akumulaciju I131 u štitnjači.



Slika 38. Primjer rezultata izračuna kalibracijskog faktora i prikaz regije od interesa.

6. CT testovi

6.1 Vizualna provjera

Cilj ove provjere je utvrditi postoje li neka vidljiva vanjska oštećenja na uređaju. Potrebno je vizualno ispitati postojanje vanjskih oštećenja (upravljačka konzola, stativ, ležaj za pacijenta, kablovi...). Provjeriti zatvaraju li se vrata na ispravan način. Provjeriti postoje li na vratima upozorenja o ionizirajućem zračenju i upozorenje za trudnice. Provjeriti dostupnost zaštitnih pregača u prostoriji. Provjeriti jesu li sve dnevne i mjesečne provjere provedene.

Ispravnost uređaja	DA / NE
--------------------	---------

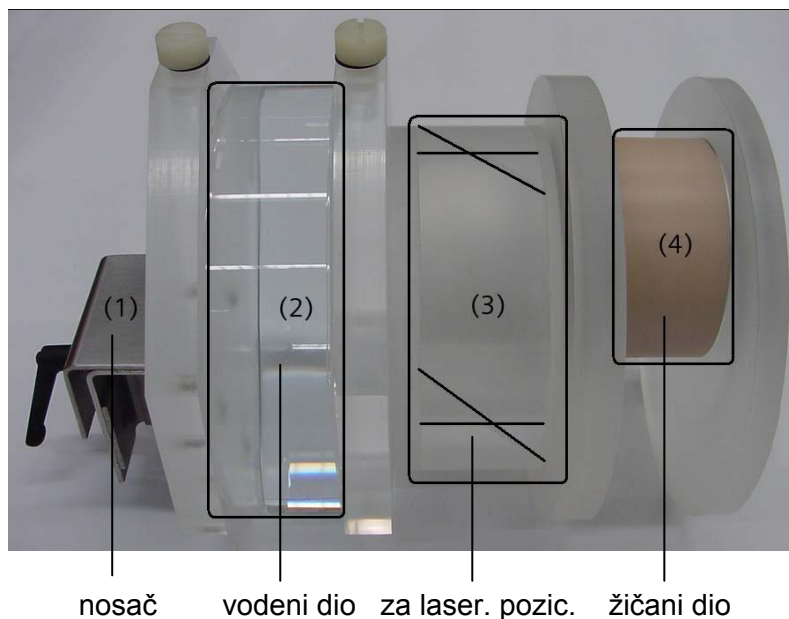
Kriterij prihvatljivosti: Nema oštećenja. Vrata se ispravno zatvaraju. U prostoriji postoje pregače. Provedene dnevne i mjesečne provjere.

6.2 Ispitivanje postojanosti CT-a

Uobičajena je praksa da CT skeneri, neovisno o proizvođaču, imaju predefinirane testove sustava. Nakon pokretanja tzv. QA procedure sustav automatski vrši samoprovjeru određenih parametara. Uloga operatera je da postupa po uputama (npr. postaviti određeni fantom na određeni način, postaviti stol u određenu poziciju...). Ispitivanje postojanosti CT uređaja radi se pomoću fantoma dobivenog uz uređaj (Slika 39.). Kriterije prihvatljivosti je definirao proizvođač uređaja i ugrađeni su u sustav. Rezultati se automatski pohranjuju u sustav. Rezultate ispisati i priložiti ostalim rezultatima.

Po zadanim postavkama, tijekom ispitivanja postojanosti provjeravaju se sljedeći parametri:

1. Položaj laserske oznake (lasera)
2. Položaj sagitalne/koronalne laserske oznake
3. Automatski položaj tomografske ravnine koji se provjerava pretpreglednom snimkom
4. Stvarna debljina sloja (debljine svih slojeva)
5. Homogenost (sve vrijednosti u kV)
6. Šum piksela (sve vrijednosti u kV);
7. MTF – Funkcija modulacije odašiljanja
8. Položaj stola



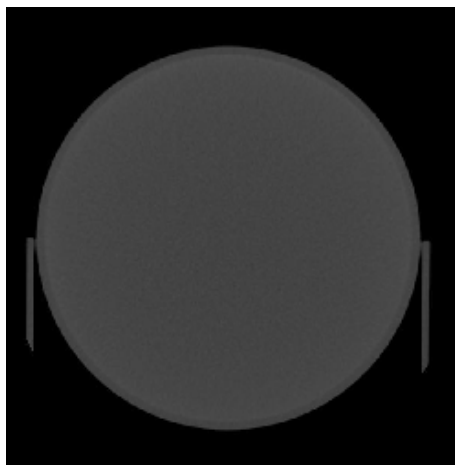
Slika 39. Primjer fantoma za ispitivanje postojanosti uređaja.

Kriterij prihvatljivosti: tolerancije je definirao proizvođač uređaja i ugrađene su u sustav.

6.3 Artefakti

Provjera služi za utvrđivanje postojanja artefakata. Koristi se fantom za provjeru kvalitete slike.

Postaviti fantom u stalak isporučen s modulom, a stalak na ležaj za pacijenta. Postaviti stativ u vertikalni položaj. Provjeriti prelaze li obje horizontalne laserske zrake (ili jedna, ako je u CT uređaj ugrađen jedan laser za horizontalno pozicioniranje) po gornjem rubu stalka. Odabrati najčešće korišteni protokol za glavu i aksijalni način rada osim ako u uputama fantoma nije definirano drugačije. Postaviti ravninu skeniranja po sredini homogenog dijela fantoma i skenirati fantom. Napraviti vizualnu evaluaciju snimke. Značajnijih artefakata i izobličenja ne bi trebalo biti (Slika 40.).



Slika 40. Primjer slike fantoma bez vidljivih artefakata.

Postavljene vrijednosti i rezultate evaluacije upisati u tablicu u Dodatku 2 i 3.

Kriterij prihvatljivosti: nema vidljivih artefakata.

6.4 Kružna simetrija

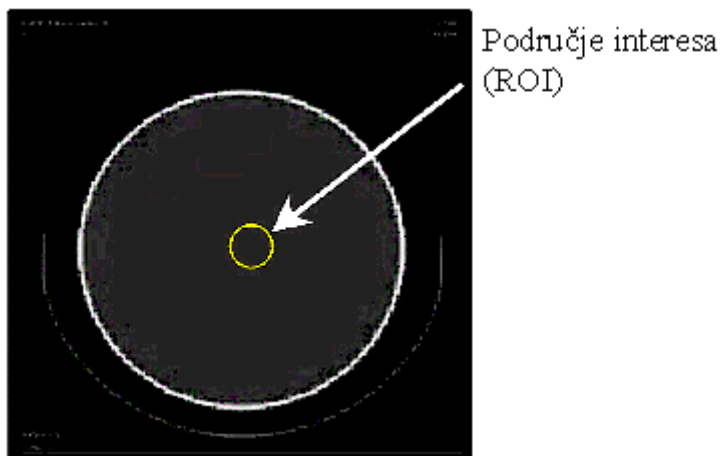
Provjera se radi kako bi se utvrdilo da je slika kružnog oblika. Za evaluaciju koristiti snimku dobivenu u prethodnom testu (točka 6.3.). Ocijeniti je li kružna slika deformirana mjerenjem promjera u x i y smjeru. Rezultate evaluacije upisati u tablicu u Dodatku 2 i 3.

Kriterij prihvatljivosti: Slika nije deformirana.

6.5 Šum

Šum je definiran kao lokalna statistička fluktuacija (standardna devijacija) CT brojeva homogenog područja interesa slike (ROI). Ova vrijednost jako utječe na rezoluciju niskog kontrasta i ovisi o dozi. Za provjeru se koristi fantom za provjeru kvalitete slike.

Koristiti snimku dobivenu u testu 6.3. U centru slike odabrati područje interesa (ROI) površine oko 500 mm², odnosno promjera oko 25 mm (Slika 41.).



Slika 41. Analiza slike za provjeru šuma.

Očitati standardnu devijaciju CT broja za dano područje interesa (SN_{σ}). Izračunati odstupanje šuma:

$$\varepsilon = \frac{(SN_{\sigma} - SN_V)}{SN_V} \cdot 100\%,$$

gdje su:

SN_{σ} – očitana standardna devijacija CT broja u području interesa (ROI);

SN_V - standardna devijacija CT broja u području interesa (ROI) dana od strane proizvođača.

Odstupanje usporediti s granicama dopuštenog odstupanja. Postavljene, očitane i izračunate vrijednosti upisati u tablicu u Dodatku 2 i 3.

Kriterij prihvatljivosti: odstupanje od bazne vrijednosti mora biti <25 %.

NAPOMENA: Poslije instalacije, popravka ili zamjene bitnih dijelova CT uređaja, potrebno je odrediti baznu vrijednost šuma. Bazna vrijednost šuma određuje se nalaženjem srednje vrijednosti od 5 očitanih vrijednosti standardne devijacije CT brojeva u području interesa.

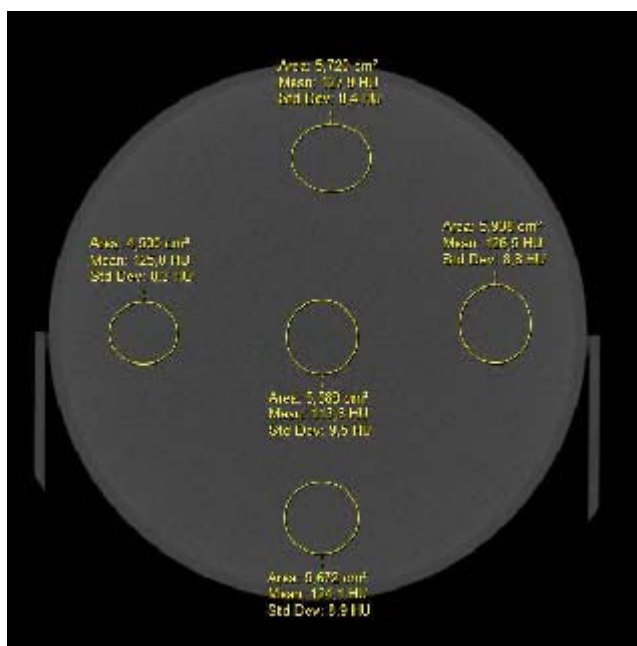
U slučaju dnevnih ispitivanja, dovoljno je jednom očitati vrijednost standardne devijacije CT brojeva u području interesa (ROI) i usporediti ju s utvrđenom baznom vrijednosti.

6.6 Homogenost CT broja

Ovim testom provjerava se da li je CT broj svakog piksela na slici homogenog objekta isti u svim različitim područjima. Koristiti snimku dobivenu u testu 6.3.1. Očitati srednju vrijednost CT broja (*mean*) u područjima interesa (ROI) površine oko 500 mm², (promjera oko 25 mm) u centru slike (ROI_{central}) i na četiri rubna mjesta uz rub slike modula (ROI_{1,2,3,4}), kao na slici (Slika 42.). Vrijednosti upisati u pripadajuću tablicu u Dodatku. Za svako rubno područje interesa izračunati razliku srednje vrijednosti srednjih vrijednosti CT broja tog područja interesa (ROI_{1,2,3,4}) i područja interesa u centru (ROI_{central}). Razlike upisati u pripadajuću tablicu i usporediti s granicama dopuštenog odstupanja. Postavljene, očitane i izračunate vrijednosti upisivati u tablicu u Dodatku 2 i 3.

Kriterij prihvatljivosti: odstupanje CT broja od CT broja u središtu slike ± 20 HU;

odstupanje razlike rubnog i središnjeg CT broja od bazne vrijednosti < 4 HU



Slika 42. Analiza slike za provjeru homogenosti CT brojeva.

NAPOMENA: Poslije instalacije, popravka ili zamjene bitnih dijelova CT uređaja, potrebno je odrediti nove bazne vrijednosti razlike srednje vrijednosti CT broja pojedinog rubnog područja interesa (ROI_{1,2,3,4}) od srednje vrijednosti CT broja za centralno područje interesa (ROI_{central}). Određuje se nalaženjem razlike srednje vrijednosti 5 očitanih srednjih vrijednosti

CT broja za pojedino područje interesa ($ROI_{1,2,3,4}$) i srednje vrijednosti 5 očitanih srednjih vrijednosti CT broja za centralno područje interesa ($ROI_{central}$).

Prema preporukama, odstupanje dnevno izračunatih vrijednosti razlika očitane srednje vrijednosti CT broja pojedinog rubnog područja interesa ($ROI_{1,2,3,4}$) od očitane srednje vrijednosti CT broja za centralno područje interesa ($ROI_{central}$) ne bi smjelo biti veće od ± 4 HU u odnosu na vrijednosti bazne razlike i s vremenom se ne bi smjelo mijenjati.

6.7 Točnost CT brojeva

Utvrđiti odgovara li očitana srednja vrijednost CT broja danog materijala vrijednosti danoj u uputama. Za provjeru se koristi CT fantom s umecima različite gustoće (Slika 43.)

Pozicionirati fantom prema uputama proizvođača i stativ postaviti u vertikalni položaj. Odabrati najčešće korišteni protokol za glavu i odabrati aksijalni način rada osim ako u uputama fantoma nije definirano drugačije. Postaviti ravninu skeniranja po sredini fantoma i skenirati. Očitati srednju vrijednost CT broja (*mean*) u područjima interesa (ROI) odabranima u centru svakog od senzimetrijskog objekta i bilo gdje u modulu koji je od materijala ekvivalentnog vodi te u području gdje je zrak. Izračunati odstupanje srednje vrijednosti CT broja (*mean*) u područjima interesa (ROI) za svaki od senzimetrijskog umetka od vrijednosti danih u uputama fantoma. Upisati u odgovarajuću tablicu. Odstupanje usporediti s kriterijem prihvatljivosti.



Slika 43: Primjer CT fantom sa umecima različitih gustoća.

Kriterij prihvatljivosti: odstupanje CT broja od vrijednosti dane u uputama fantoma: ± 10 HU za vodu, ± 30 HU za zrak, ± 30 HU za ostalo; odstupanje od bazne vrijednosti < 4 HU

NAPOMENA: Poslije instalacije, popravka ili zamjene bitnih dijelova CT uređaja, potrebno je odrediti bazne srednje vrijednosti CT broja u području interesa (ROI) za svaki senzimetrijski objekt/materijal. Određuje se nalaženjem srednje vrijednosti 5 očitanih srednjih vrijednosti CT broja (vidjeti tablicu u Dodatku 3).

Prema preporukama, dnevno izračunato odstupanje očitane srednje vrijednosti CT broja u području interesa (ROI) za svaki senzimetrijski objekt/materijal ne bi smjelo biti veće od ± 4 HU u odnosu na baznu vrijednost za dani objekt/materijal i s vremenom se ne bi smjelo mijenjati.

6.8 Rezolucija visokog kontrasta

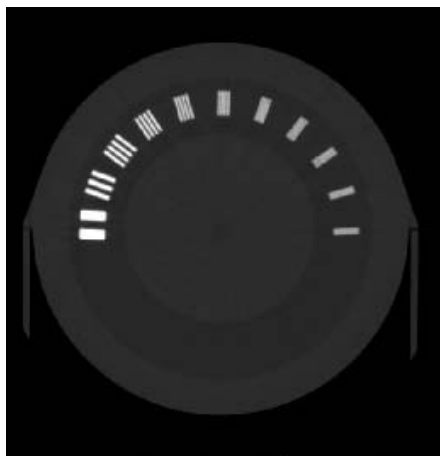
Odrediti broj vidljivih grupa u kojima je moguće razlučiti linijske parove. Za provjeru koristiti fantom za provjeru kvalitete slike.

Pozicionirati fantom prema uputama proizvođača i stativ postaviti u vertikalni položaj. Odabrati najčešće korišteni protokol za glavu i odabrati aksijalni način rada osim ako u uputama fantoma nije definirano drugačije. Postaviti ravninu skeniranja po sredini fantoma koji sadrži umetak za određivanje rezolucije i skenirati. Očitati broj vidljivih parova linija (slika 44.). Očitani broj vidljivih parova linija usporediti s kriterijem prihvatljivosti.

Kriterij prihvatljivosti: odstupanje u razlučivanju $\leq 10\%$ od proizvođačke specifikacije ili 0.5 lp/mm, ovisno što je veće.

NAPOMENA: Poslije instalacije, popravka ili zamjene bitnih dijelova CT uređaja, potrebno je odrediti baznu vrijednost razlučivosti. Određuje se nalaženjem srednje vrijednosti 5 očitavanja broja vidljivih parova linija.

Prema preporukama, broj vidljivih parova linija ne smije se razlikovati od bazne vrijednosti.

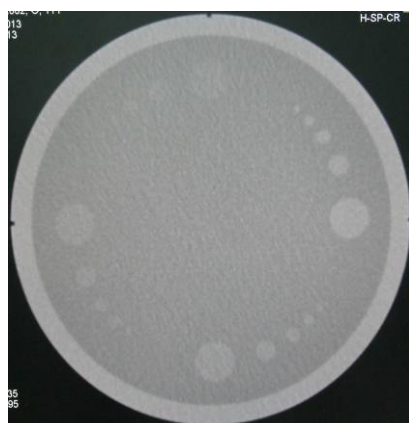


Slika 44. Analiza slike za provjeru rezolucije visokog kontrasta.

6.9 Rezolucija niskog kontrasta

Za provjeru koristiti fantom za provjeru kvalitete slike. Pozicionirati fantom prema uputama proizvođača i stativ postaviti u vertikalni položaj. Odabrati najčešće korišteni protokol za glavu i aksijalni način rada osim ako u uputama fantoma nije definirano drugačije. Postaviti ravninu skeniranja po sredini fantoma koji sadrži umetak za određivanje niskog kontrasta i skenirati. Vizualno odrediti broj vidljivih objekata (pogledati upute proizvođača fantoma za podešavanje postavki WW i WL) (Slika 45.).

Kriterij prihvatljivosti: nije definirana. Broj vidljivih objekata ne bi se smio razlikovati od broja objekata utvrđenih prilikom baznih mjerenja.



Slika 45. Analiza slike za provjeru rezolucije niskog kontrasta.

NAPOMENA: Poslije instalacije, popravka ili zamjene bitnih dijelova CT uređaja, za svaku je grupu objekata potrebno odrediti bazni broj vidljivih objekata. Određuje se nalaženjem srednje vrijednosti 5 očitavanja broja vidljivih objekata, za svaku grupu.

6.10 Debljina sloja

Za provjeru se koristi fantom koji ima umetak za provjeru debljine sloja. Postupiti prema uputama proizvođača.

Ukoliko se koristi ACR fantom debljinu sloja odrediti pomoću programskog paketa za analizu.

Ukoliko se koristi PRO-CT debljinu sloja odrediti na sljedeći način:

Postaviti stativ u vertikalni položaj. Provjeriti prelaze li obje horizontalne laserske zrake (ili jedna, ako je u CT uređaj ugrađen jedan laser za horizontalno pozicioniranje) po gornjem rubu stalka. Odabrati najčešće korišteni protokol za glavu i odabrati aksijalni način rada. Postaviti ravninu skeniranja po sredini modula (precizno pozicioniranje je u ovom slučaju iznimno važno). Skenirati modul.

Odrediti najveći CT broj žičane rampe ($CT_{\max}$), izražen u HU na sljedeći način: smanjite širinu prozora sive skale na vrijednost 1 (ili na najmanju moguću vrijednost). Pomicati središte prozora sive skale do mjesta gdje na slici rampa gotovo nestaje. Očitati vrijednost CT broja na tom mjestu. Ova vrijednost predstavlja najveću vrijednost CT broja za rampu (Slika 46.).

Odrediti CT broj okoline (CT_b) na način da se izračuna srednja vrijednost CT broja u blizini rampe.

Izračunati vrijednost CT broja koji odgovara širini na polovici maksimuma (CT_{half}):

$$CT_{\text{half}} = \frac{(CT_{\max} - CT_b)}{2} + CT_b$$

Postaviti središte prozora sive skale na izračunatu vrijednost CT_{half} i smanjiti širinu prozora sive skale na vrijednost 1 (ili na najmanju moguću vrijednost). Izmjeriti duljinu rampe kako bi se dobila puna širina na polovici maksimuma (FWHM). Izračunati debljinu sloja:

$$\text{debljina sloja} = \frac{FWHM}{2}.$$



Slika 46. Analiza slike za provjeru debljine sloja.

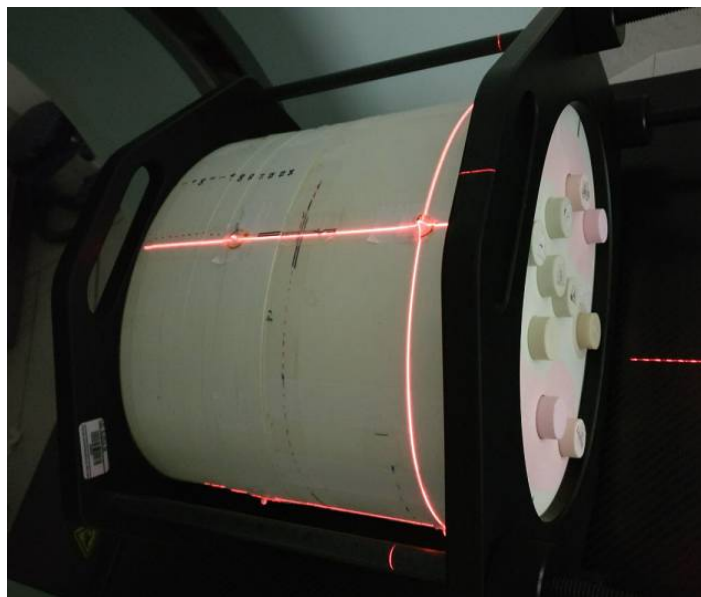
Usporediti izračunate debljine sloja od nominalne debljine sloja. Odstupanje usporediti s granicama dopuštenog odstupanja. Odabrane parametre skeniranja, izmjerene i izračunate vrijednosti upisivati u tablicu u Dodatku 3.

Kriterij prihvatljivosti: odstupanje debljine sloja od nominalne vrijednosti $\pm 0.5\text{mm}$ za nominalne debljine sloja $< 1\text{ mm}$; 50 % za nominalne debljine sloja 1-2 mm; $\pm 1\text{mm}$ za nominalne debljine sloja $> 2\text{ mm}$.

6.11 Točnost topograma

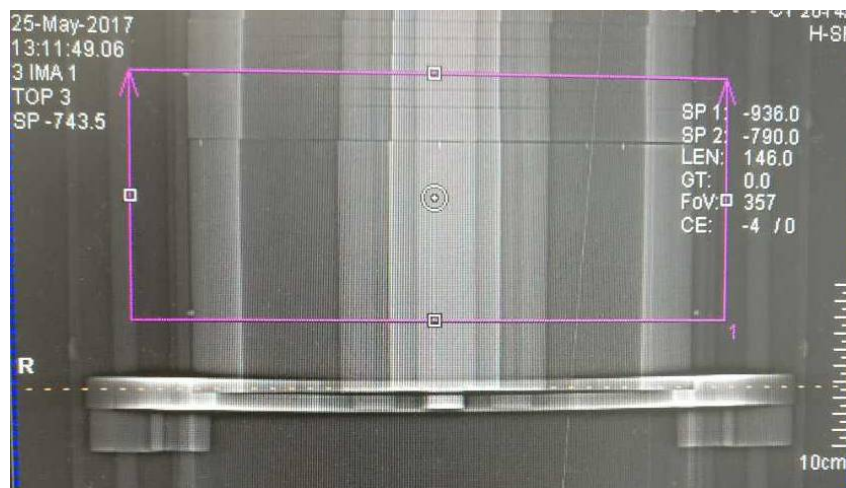
Topogram se koristi za određivanje početka i kraja akvizicijske CT serije, odnosno određivanje područja skeniranja. Ovim testom se provjerava podudaraju li se postavljene granice skeniranja s dobivenim granicama skeniranog područja.

Postaviti na fantomu netransparentne markere koji će označavati početak i kraj željenog područja skeniranja (Slika 47.).



Slika 47. Primjer fantoma sa netransparentnim markerima.

Napraviti topogram tako da na njemu budu vidljivi markeri. Odrediti područje skeniranja na način da gornja i donja granica prolaze preko njih (Slika 48).



Slika 48. Postavljanje granica skeniranja kod provjere topograma,

Za skeniranje koristiti širinu sloja od 1 mm ili najmanju moguću. Skenirati spiralno i sekvencijalno i provjeriti jesu li oznake vidljive na prvom i zadnjem presjeku



Slika 49. Analiza slike za provjeru točnosti topograma.

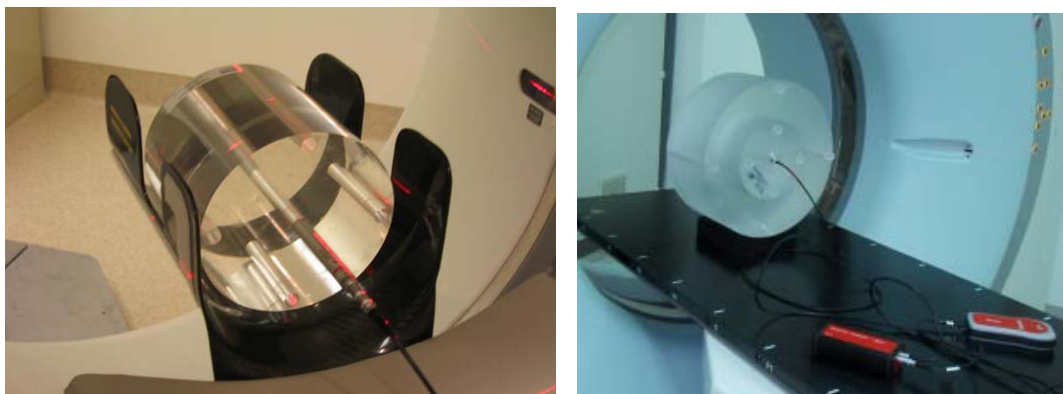
Kriterij prihvatljivosti: Odstupanje ± 2 mm

	markeri vidljivi	Odstupanje $< \pm 2$ mm
spiralno	DA / NE	DA / NE
sekvencijalno	DA / NE	DA / NE

6.12 CT dozni indeks (CTDI_w)

Utvrđiti odstupanje ispisane vrijednosti CTDI_w odnosno CTDI_{vol} na konzoli s mjerenom vrijednosti. Za provjeru se koristi multimetar, CTDI ionizacijska komora duljine 100 mm i standardni fantom za dozimetriju glave (PMMA, promjera 16 cm) i tijela (PMMA, promjera 32 cm) (CTDI fantom).

Postaviti standardni fantom za dozimetriju glave na stalak za glavu, a ionizacijsku komoru umetnuti u središnju rupu na način da dio s kontaktima bude usmjeren od stativa, kako je prikazano na slici 50. Ionizacijsku komoru pripremiti za mjerenja prema uputama za rukovanje koja je proizvođač isporučio s komorom.



Slika 50. Postavke mjerenja za određivanje doznog indeksa CTDI_w: glava (lijevo) i tijelo (desno).

Ionizacijsku komoru postaviti u fantom tako da središte komore bude u centru fantoma. U ostale rupe (rubne) postaviti umetke koji su isporučeni s fantomima. Provjeriti prelaze li obje horizontalne laserske zrake preko sredine ionizacijske komore. Provjeriti prelaze li okomite laserske zrake preko sredine fantoma (odnosno ionizacijske komore).

Odabrati najčešće korišteni protokol za skeniranje glave. Napraviti topogram fantoma. Kao polazno mjesto skeniranja odabrati mjesto neposredno prije sredine fantoma (odnosno, ionizacijske komore), a kao završno neposredno nakon sredine fantoma (odnosno ionizacijske komore). Središte fantoma treba biti u sredini područja skeniranja.

Ležaj za pacijenta postaviti u položaj 0. Tijekom provedbe ovog mjerenja, ležaj za pacijenta se ne smije pomicati (Feed=0).

Odabrati aksijalni način rada. Odabrati jednu rotaciju. Ukoliko se polazno i završno mjesto skeniranja promijenilo, provjeriti je li središte fantoma (odnosno, ionizacijske komore) na sredini skeniranog područja (Radi jednostavnijeg mjerenja, ukoliko je moguće odabrati širinu snopa 10 mm).

Skenirati (jednu rotaciju). Vrijednost izmjerenog CT doznog indeksa upisati u pripadajuću tablicu u Dodatku (za položaj "centar")

Ponoviti mjerenja za svaki od rubnih položaja komore u fantomu (položaji 12, 3, 6 i 9 'sati'). Vrijednosti izmjerenih CT doznih indeksa upisati u pripadajuću tablicu u Dodatku (za položaje 12, 3, 6 i 9 'sati'). U rupe (centralnu i preostale rubne) postaviti umetke koji su isporučeni s fantomima. Izračunati veličinu CTDI₁₀₀ u centralnoj i u svakoj rubnoj rupi:

$$CTDI_{100} = \frac{CTDI_{100M} * 10}{N * T}$$

gdje su:

CTDI_{100M} – izmjereni CT dozni indeks,

$N \cdot T$ – kolimacija snopa (N – broj slojeva, T – nominalna debljina sloja).

Izračunati $CTDI_w$:

$$CTDI_w = (1/3) \cdot CTDI_{100(\text{središte})} + (2/3) \cdot CTDI_{100(\text{rubno})},$$

gdje su:

$CTDI_{100(\text{središte})}$ – izračunata vrijednost $CTDI_{100}$ za slučaj kad je ionizacijska komora bila postavljena u centralnu rupu fantoma,

$CTDI_{100(\text{rubno})}$ – srednja vrijednost $CTDI_{100}$ vrijednosti izmjerenih u rubnim rupama fantoma (zbroj vrijednosti $CTDI_{100M}$ izmjerenih ionizacijskom komorom u položajima 12, 3, 6 i 9 podijeljen s 4).

Izračunajte odstupanje vrijednosti prikazane na monitoru ($CTDI_{w\text{monitor}}$) od izračunate vrijednosti ($CTDI_{w\text{rač}}$):

$$\varepsilon = \frac{(CTDI_{w\text{rač}} - CTDI_{w\text{monitor}})}{CTDI_{w\text{rač}}} \cdot 100,$$

gdje su:

$CTDI_{w\text{rač}}$ – izračunata vrijednost

$CTDI_{w\text{monitor}} - CTDI_w$ vrijednost prikazana na monitoru.

Usporediti dobiveno odstupanje s granicama dopuštenog odstupanja.

Fantom promjera 16 cm zamijeniti s fantomom promjera 32 cm te postupak ponoviti za najčešće korišteni protokol za tijelo. Usporediti dobiveno odstupanje s granicama dopuštenog odstupanja.

Napomena: U slučaju CT uređaja koji ne daju podatak o $CTDI_w$ već o $CTDI_{vol}$, u gornju formulu umjesto vrijednosti $CTDI_{w\text{monitor}}$ uvrštavati vrijednosti očitnog $CTDI_{vol}$.

Kriterij prihvatljivosti: odstupanje izmjerene doze od prikazane < 20 % za standardni fantom za dozimetriju glave (PMMA, promjera 16 cm) i tijela (PMMA, promjera 32 cm).

6.13 CT dozni indeks u zraku ($CTDI_{air}$)

Za odrediti $CTDI$ dozni indeks u zraku potrebni su multimeter, CT ionizacijska komora duljine 100 mm i nosač ionizacijske komore.

Postupak ispitivanja CT doznog indeksa u zraku ($CTDI_{air}$) potrebno je provesti:

- za sve klinički korištene napone na cijevi (kV) uz standardnu kolimaciju snopa (10 mm)

- za sve klinički korištene kolimacije (2 mm, 4 mm, 5 mm, itd.) uz standardni napon na cijevi (120 kV).

Postaviti ionizacijsku komoru u središte stativa. Ionizacijsku komoru pripremiti za mjerenja prema uputama za rukovanje koja je proizvođač isporučio s komorom. Koristiti držač za ionizacijsku komoru. Ukoliko nije dostupan, kao držač može poslužiti i standardni fantom za dozimetriju glave (PMMA, promjera 16 cm), kako je prikazano na slici 51.



Slika 51. Postavke mjerenja za CTDI u zraku.

Provjeriti prelaze li horizontalne i vertikalne laserske zrake preko sredine ionizacijske komore. Središte ionizacijske komore trebalo bi biti u sredini područja skeniranja.

Ispitivanje uz promjenjive vrijednosti napona na cijevi (kV) i fiksnu vrijednost kolimacije snopa (10 mm):

Odabrati kolimaciju snopa i napon na cijevi (kV). Ležaj za pacijenta postaviti u položaj 0. Tijekom provedbe ovog mjerenja, ležaj za pacijenta se ne smije pomicati. Odabrati aksijalni način rada. Odabrati jednu rotaciju.

Za svaku odabranu vrijednost napona na cijevi (kV) napraviti tri mjerenja. Svaku izmjerenu vrijednost ($CTDI_{100M}$) upisati u pripadajuću tablicu. Izračunati srednju vrijednost izmjenjenog doznog indeksa u zraku ($\overline{CTDI}_{air_M}$):

$$\overline{CTDI}_{air_M} = \frac{(CTDI_{100M})_1 + (CTDI_{100M})_2 + (CTDI_{100M})_3}{3}$$

i upisati ju u pripadajuću tablicu.

Izračunati odstupanje srednje vrijednosti izmjerenog CT doznog indeksa u zraku $\overline{CTDI}_{air_M}$ od vrijednosti CT doznog indeksa u zraku danog u proizvođačkoj specifikaciji ili od vrijednosti CT doznog indeksa u zraku utvrđene tijekom prihvatnog ispitivanja

$$\varepsilon = \frac{(\overline{CTDI}_{air_M} - CTDI_{air_P})}{\overline{CTDI}_{air_M}} * 100,$$

gdje su:

$\overline{CTDI}_{air_M}$ – izračunata srednja vrijednost izmjerenog CT doznog indeksa u zraku,

$CTDI_{air_P}$ – CT dozni indeks u zraku dan u proizvođačkoj specifikaciji ili CT dozni indeks u zraku utvrđen tijekom prihvatnog ispitivanja.

Usporediti dobiveno odstupanje s granicama dopuštenog odstupanja.

Ispitivanje uz promjenjive vrijednosti kolimacije snopa (2 mm, 4 mm, 5 mm, itd.) i fiksnu vrijednost napona na cijevi(kV):

Odabrati kolimaciju snopa i napon na cijevi (kV). Ležaj za pacijenta postaviti u položaj 0. Tijekom provedbe ovog mjerenja, ležaj za pacijenta se ne smije pomicati. Odabrati aksijalni način rada. Odabrati jednu rotaciju.

Za svaku odabranu vrijednost napona na cijevi (kV) napraviti tri mjerenja. Svaku izmjerenu vrijednost ($CTDI_{100M}$) upisati u pripadajuću tablicu. Izračunati srednju vrijednost izmjerenog doznog indeksa u zraku ($\overline{CTDI}_{100M}$):

$$\overline{CTDI}_{100M} = \frac{(CTDI_{100M})_1 + (CTDI_{100M})_2 + (CTDI_{100M})_3}{3}$$

i upisati ju u pripadajuću tablicu.

Izračunati srednju vrijednost doznog indeksa u zraku ($\overline{CTDI}_{air_M}$):

$$\overline{CTDI}_{air_M} = \frac{\overline{CTDI}_{100M} * 10}{N * T},$$

gdje su:

$\overline{CTDI}_{100M}$ – srednja vrijednost izmjerenog CT doznog indeksa u zraku,

$N*T$ – kolimacija snopa (N – broj slojeva, T – nominalna debljina sloja)

Izračunati odstupanje srednje vrijednosti CT doznog indeksa u zraku ($\overline{CTDI}_{air_M}$) od vrijednosti CT doznog indeksa u zraku danog u proizvođačkoj specifikaciji ili od vrijednosti CT doznog indeksa u zraku utvrđene tijekom prihvatnog ispitivanja ($CTDI_{air_P}$):

$$\varepsilon = \frac{(\overline{CTDI_{air_M}} - CTDI_{air_P})}{\overline{CTDI_{air_M}}} * 100,$$

gdje su:

$\overline{CTDI_{air_M}}$ – izračunata srednja vrijednost izmjerenog CT doznog indeksa u zraku,

$CTDI_{air_P}$ – CT dozni indeks u zraku dan u proizvođačkoj specifikaciji ili CT dozni indeks u zraku utvrđen tijekom prihvatnog ispitivanja.

Kriterij prihvatljivosti: odstupanje CT doznog indeksa u zraku ($CTDI_{air}$) od proizvođačke specifikacije ili od vrijednosti utvrđene tijekom prihvatnog ispitivanja < 20 % .

7. Mjerenja koja se provode nakon preventivnog servisa uređaja

U slučaju servisa SPECT dijela uređaja tokom kojeg su se podešavale elektroničke komponente gama kamere, ili nakon zamjene fotomultiplikatora ili nakon novog podešavanja napona-prednapona na fotomultiplikatorima (reburn), potrebno je napraviti sljedeće provjere:

- 5.5

- 5.6

Po potrebi se mogu napraviti i provjere 5.11 i 5.13.

Nakon svakog servisa ili popravka u kojem su se podešavale mehaničke značajke uređaja, rade se sljedeće provjere:

- 5.7

- 5.10

Po potrebi se mogu napraviti i provjere 5.12 i 5.14.

Nakon godišnjeg preventivnog servisa uređaja na CT dijelu uređaja potrebno je izvršiti ispitivanje postojanosti uređaja koji se izvodi pomoću fantoma isporučenog s uređajem:

- 6.2.

8. Popis literature

1. IAEA-TECDOC-602 : Quality control of Nuclear medicine Instrument 1991
2. IAEA Quality Control Atlas for Scintillation Camera System: April, 2003.
3. IAEA Quality Assurance for SPECT System
4. Data Spectrum's SPECT Phantom User's Manual
5. EANM Physics Committee – Acceptance testing for nuclear medicine instrumentation and Routine Quality Control
6. EANM Physics Committee – Recommendations for Nuclear Medicine Instrumentation
7. EANM European School of Nuclear Medicine 52nd Seminar
8. Klinička nuklearna medicina, D.Dodig, Z. Kusić, Medicinska Zaklada Zagreb, 2012.
9. Normativni dokument: HRN EN 61223-2-6
10. Pravilnik o uvjetima i mjerama zaštite od ionizirajućeg zračenja za obavljanje djelatnosti s električnim uređajima koji proizvode ionizirajuće zračenje (NN 41/13).
11. EUROPEAN COMMISSION, Radiation Protection 162: Criteria for Acceptability of Medical Radiological Equipment used in Diagnostic Radiology, Nuclear Medicine and Radiotherapy
<https://ec.europa.eu/energy/sites/ener/files/documents/162.pdf>
12. ImPACT: CT Scanner Acceptance Testing
<http://www.impactscan.org/download/acceptancetesting.pdf>
13. American College of Radiology CT Accreditation Program Testing Instructions
<http://www.acraccreditation.org/~media/Documents/CT/CT-Accreditation-Testing-Instructions.pdf?la=en>
14. American College of Radiology CT Accreditation Program Phantom Instructions
http://cspmedical.com/content/102-1794_acr_ct_phantom_user_guide.pdf

9. Dodaci

Dodatak 1. Primjer obrasca za dnevne i tjedne provjere gama kamere

Datum	Temp (20-24°C)	Vlaga (≤50%)	Bkg (≤)	Vidno polje	Peaking-Tuning (peak shift ≤3%, Z ±5)	Int.unif (≤6%)	Ext.unif (≤ 8%)	Potpis
					PS ₁ = Z ₁ = PS ₂ = Z ₂ =	D ₁ = D ₂ =	D ₁ = D ₂ =	
					PS ₁ = Z ₁ = PS ₂ = Z ₂ =	D ₁ = D ₂ =	D ₁ = D ₂ =	
					PS ₁ = Z ₁ = PS ₂ = Z ₂ =	D ₁ = D ₂ =	D ₁ = D ₂ =	
					PS ₁ = Z ₁ = PS ₂ = Z ₂ =	D ₁ = D ₂ =	D ₁ = D ₂ =	
					PS ₁ = Z ₁ = PS ₂ = Z ₂ =	D ₁ = D ₂ =	D ₁ = D ₂ =	
					PS ₁ = Z ₁ = PS ₂ = Z ₂ =	D ₁ = D ₂ =	D ₁ = D ₂ =	
					PS ₁ = Z ₁ = PS ₂ = Z ₂ =	D ₁ = D ₂ =	D ₁ = D ₂ =	
					PS ₁ = Z ₁ = PS ₂ = Z ₂ =	D ₁ = D ₂ =	D ₁ = D ₂ =	
					PS ₁ = Z ₁ = PS ₂ = Z ₂ =	D ₁ = D ₂ =	D ₁ = D ₂ =	
					PS ₁ = Z ₁ = P ₂ = Z ₂ =	D ₁ = D ₂ =	D ₁ = D ₂ =	
					PS ₁ = Z ₁ = PS ₂ = Z ₂ =	D ₁ = D ₂ =	D ₁ = D ₂ =	

Državni zavod za radiološku i nuklearnu sigurnost	Uputa za izradu priručnika za provedbu provjere kvalitete SPECT/CT uređaja
--	---

Dodatak 2. Primjer obrasca za dnevne provjere ct-a

Bazna vrijednost standardne devijacije: _____

Datum	ARTEFAKTI	ŠUM		Potpis
		očitan stand. dev.	odstupanje	
	DA / NE			

	ROI ₁₂	ROI ₃	ROI ₆	ROI ₉
bazna razlika od ROI _{central} / HU				

Datum:	ROI _{central}	ROI ₁₂	ROI ₃	ROI ₆	ROI ₉	Potpis
očitan srednji CT broj / HU						
razlika od ROI _{central} / HU						
odstupanje od bazne razlike od ROI_{central} / HU						

Dodatak 3. Primjer obrasca za godišnje provjere ct-a

Artefakti	
Odabrani protokol: _____	
Artefakti vidljivi	DA / NE
Kružna simetrija	
Kružna slika deformirana DA / NE	
Šum	
Odabrani _____	

protokol: _____

SN_V - standardna devijacija CT broja u području interea (ROI)
dana od strane proizvođača / utvrđena kod prihvatnog ispitivanja

SN_σ - očitana standardna devijacija CT broja u području interesa

Odstupanje (%)

Bazna vrijednost

	Standard deviation of CT number in ROI
Izmjerena vrijednost #1, HU	
Izmjerena vrijednost #2, HU	
Izmjerena vrijednost #3, HU	
Izmjerena vrijednost #4, HU	
Izmjerena vrijednost #5, HU	
Bazna vrijednost, HU	

Homogenost CT broja

Odabrani
protokol: _____

	ROI 12	ROI 3	ROI 6	ROI 9
bazna razlika od ROI central / HU				

	ROI central	ROI 12	ROI 3	ROI 6	ROI 9
Očitani srednji CT broj, HU					
Razlika od ROI central					
odstupanje od bazne					
razlike od ROI central / HU					

Bazna vrijednost

	ROI central	ROI 12	ROI 3	ROI 6	ROI 9
Izmjerena vrijednost #1,					

HU						
Izmjerena vrijednost #2, HU						
Izmjerena vrijednost #3, HU						
Izmjerena vrijednost #4, HU						
Izmjerena vrijednost #5, HU						
Srednja vrijednost CT broja, HU						
Bazna vrijednost, HU						
Točnost CT brojeva						
Odabrani protokol:	_____					
	senzimetrijski objekt / materijal					
Vrijednosti dane u uputama fantoma, HU	akril	PTFE	polieten	poliamid	zrak	voda
Očitani srednji CT broj, HU						
odstupanje, HU	0	0	0	0	0	0
Bazna vrijednost						
	senzimetrijski objekt / materijal					
	akril	PTFE	polieten	poliamid	zrak	voda
Izmjerena vrijednost #1, HU						
Izmjerena vrijednost #2, HU						
Izmjerena vrijednost #3, HU						
Izmjerena vrijednost #4, HU						
Izmjerena vrijednost #5, HU						
Bazna vrijednost, HU						

Razlučivost

Odabrani
protokol: _____

Window level	
Window width	

broj vidljivih parova	
-----------------------	--

Bazna vrijednost

	redni broj očitavanja					Srednja vrijednost
	I	II	III	IV	V	
broj vidljivih parova						

Kontrast

Odabrani
protokol: _____

Window level	
Window width	

Broj vidljivih objekata	I	
	II	
	III	

Bazna vrijednost

	redni broj očitavanja (grupa I)					Srednja
	I	II	III	IV	V	
broj vidljivih objekata						

	redni broj očitavanja (grupa II)					Srednja
	I	II	III	IV	V	
broj vidljivih objekata						

broj vidljivih objekata	redni broj očitavanja (grupa III)					
	I	II	III	IV	V	Srednja

Debljina sloja

Postavljena debljina sloja mm

Utvrđeni najveći CT broj žičane rampe (CTmax) HU

Utvrđeni CT broj okoline (CTb) HU

Izračunati CThalf

Izmjerena vrijednost FWHM mm

Izračunata debljina sloja mm

Odstupanje mm

CT dozni indeks - CTDI_w

Fantom: _____ Veličina fantoma: glava

Protokol _____ FOV

Postavljeni parametri	kV	mA	s	mAs	mm	slice x mm
Mjereno područje fantoma		center	12	3	6	9
Izmjerena vrijednost CTDI, mGy*cm						
Izračunata vrijednost CTDI, mGy						
Izračunata vrijednost CTDI _w , mGy						
Mjerna nesigurnost / u _{exp} , mGy						
Izračunata vrijednost CTDI _w , mGy/100mAs						
CTDI vrijednost prikazana na konzoli, mGy						
CTDI vrijednost prikazana na konzoli, mGy/100 mAs						
Odstupanje od mjerene vrijednosti, %						

Fantom:		Veličina fantoma: <u>tijelo</u>					
Protokol		FOV					
Postavljeni parametri		kV	mA	s	mAs	mm	slice x mm
Mjereno područje fantoma		center		12	3	6	9
Izmjerena vrijednost CTDI ₁₀₀ , mGy*cm							
Izračunata vrijednost CTDI ₁₀₀ , mGy							
Izračunata vrijednost CTDI _w , mGy							
Mjerna nesigurnost / u _{exp} , mGy							
Izračunata vrijednost CTDI _w , mGy/100mAs							
CTDI vrijednost prikazana na konzoli, mGy							
CTDI vrijednost prikazana na konzoli, mGy/100 mAs							
Odstupanje od mjerene vrijednosti, %							

CT dozni indeks u zraku – CTDI _{air}						
Protokol		FOV				
Postavljeni parametri	kV					
	mA					
	s					
	mAs					
Kolimacija	N x T	slices x mm				
Izmjerena vrijednost CTDI ₁₀₀	mGy*cm					
	mGy*cm					
	mGy*cm					
Prosječna vrijednost CTDI _{air}	mGy					
Referentna vrijednost CTDI _{air}	mGy					
Odstupanje CTDI _{air}	mGy					

Protokol		FOV				
Postavljeni parametri	kolimacija					

Izmjerena vrijednost CTDI ₁₀₀	mA				
	s				
	mAs				
	kV				
	mGy*cm				
	mGy*cm				
	mGy*cm				
Prosječna vrijednost CTDI _{air}	mGy				
Referentna vrijednost CTDI _{air}	mGy				
Odstupanje CTDI _{air}	mGy				