

# ULOGA RADIOLOŠKOG TEHNOLOGA U KONTROLI KVALITETE NUKLEARNO MEDICINSKIH UREĐAJA

---

**Ujević, Josip**

**Undergraduate thesis / Završni rad**

**2015**

*Degree Grantor / Ustanova koja je dodijelila akademski / stručni stupanj:* **University of Split / Sveučilište u Splitu**

*Permanent link / Trajna poveznica:* <https://um.nsk.hr/um:nbn:hr:176:262344>

*Rights / Prava:* [In copyright](#) / [Zaštićeno autorskim pravom.](#)

*Download date / Datum preuzimanja:* **2024-12-22**



Sveučilišni odjel zdravstvenih studija  
SVEUČILIŠTE U SPLITU

*Repository / Repozitorij:*

[Repository of the University Department for Health Studies, University of Split](#)



UNIVERSITY OF SPLIT



DIGITALNI AKADEMSKI ARHIVI I REPOZITORIJI

SVEUČILIŠTE U SPLITU

Podružnica

SVEUČILIŠNI ODJEL ZDRAVSTVENIH STUDIJA

PREDDIPLOMSKI SVEUČILIŠNI STUDIJ

RADIOLOŠKA TEHNOLOGIJA

**Josip Ujević**

**Uloga radiološkog tehnologa u kontroli kvalitete nuklearno  
medicinskih uređaja**

**The role of radiologic technologists in the quality control of nuclear  
medical devices**

**Završni rad / Bachelor tesis**

Mentor:

**mr. sc. Darijo Radović, viši predavač**

Split, 2015.

# Sadržaj

1. Uvod .....	2
1.1. Nuklearna medicina.....	3
1.2. Gama kamera.....	4
1.2.1. Dijelovi gama kamere.....	6
1.2.2. Pripreme za rad gama kamere .....	12
1.2.3. Principi rada gama kamere .....	13
1.3. PET (Pozitronsko emisijska tomografija) .....	13
2. Cilj rada .....	16
3. Rasprava .....	17
3.1. Kontrola kvalitete rada uređaja .....	17
3.1.1. Rutinski testovi kvalitete za pojedine uređaje u nuklearnoj medicini.....	18
3.1.2. Test uniformnosti .....	19
3.1.2.1. Intrinzični test uniformnosti .....	19
3.1.2.2. Ekstrinzični test uniformnosti.....	19
3.1.3. Test prostorne razlučivosti .....	21
3.1.4. Ostali testovi.....	22
3.2. Kontrola kvalitete procesa.....	25
3.2.1. Kontrola kvalitete akvizicije slike.....	25
3.2.2. Kontrola kvalitete obrade podataka.....	28
3.3. Uloga radiološkog tehnologa u kontroli kvalitete u nuklearnoj medicini .....	29
4. Zaključci.....	32
5. Literatura .....	33
6. Sažetak .....	35
7. Summary .....	36
8. Životopis.....	37

# 1. Uvod

Ovim radom želi se ukazati na važnost uloge radiološkog tehnologa u kontroli kvalitete nuklearno medicinskih uređaja kao i ulogu radiološkog tehnologa u procesu rada pri izvođenju pretraga, posebno s aspekta kvalitete kao jedne od pretpostavki prema točnoj dijagnozi. Nuklearna medicina je grana u medicini u kojoj se u dijagnostičke i terapijske svrhe koriste otvoreni izvori ionizirajućeg zračenja, radionuklidi. U praksi, nuklearna medicina postoji tek pedesetak godina i vrlo brzo se razvija kao moderna neinvazivna dijagnostička grana u medicini. Revolucija u nuklearno medicinskoj dijagnostici dogodila se konstrukcijom tzv. gama kamere. Gama kamera je uređaj s vrlo osjetljivim detektorom ionizirajućeg zračenja koji može detektirati izuzetno malu količinu radioaktivnosti u tijelu ispitanika. Nuklearno medicinska slikovna dijagnostika izvodi se pomoću gama kamere u obliku scintigrafija te emisijske kompjuterizirane tomografije koja postoji kao jednofotonska (SPECT- *engl. Single photon emission computed tomography*) te pozitronska (PET- *engl. Positron emission tomography*). Prije rada svih instrumenata na odjelu nuklearne medicine vrši se redovna provjera njihove kvalitete. Provjere kvalitete su svakodnevne ali također ima i onih koje nisu na svakodnevnoj razini već se odrađuju u određenim vremenskim intervalima.

## 1.1. Nuklearna medicina

Nuklearna medicina je grana medicine u kojoj se u dijagnostičke i terapijske svrhe koriste otvoreni izvori ionizirajućeg zračenja, radionuklidi. Unose se u organizam ispitanika poput lijekova:

- intravenozno;
- peroralno;

najčešće u obliku spojeva, radiofarmaka koji se tijekom vremena raspadaju i izlučuju iz organizma urinom ili stolicom i s vremenom se potpuno razgrade (tijekom prvih nekoliko sati ili maksimalno nekoliko dana nakon pretrage).

Nuklearno medicinska slikovna dijagnostika (*engl. imaging*), odnosno „slikanje“ pojedinih organa ili cijelog tijela izvodi se pomoću gama kamere u obliku scintigrafija (dvodimenzionalnih snimanja), te emisijske kompjuterizirane tomografije (trodimenzionalno snimanje) koja postoji kao:

- jednofotonska (SPECT- *engl. Single photon emission computed tomography*);
- pozitronska (PET- *engl. Positron emission tomography*).

Danas je moguća i hibridna dijagnostika s dva uređaja u istom kućištu (gama kamera + radiološki CT), pa tako postoje SPECT/CT i PET/CT hibridni uređaji. (9)

Radioizotopi su radioaktivne čestice koje se mogu koristiti u dijagnostičke svrhe uz prihvatljivo radijacijsko opterećenje ispitanika. Obično je to radioaktivna tekućina koja se unosi u organizam injiciranjem u venu na ruci. Unesena radioaktivna tekućina rasprostranjuje se po cijelom organizmu i ne izaziva alergijske reakcije. U ovisnosti o kemijskom sastavu, u pojedinim se organima duže zadržava ili nakuplja te se na taj način dokazuju ili isključuju različite bolesti. Značajan dio radioaktivne tvari se, ubrzo nakon injiciranja, izluči mokraćom. Zbog toga je važno da bolesnik, prije ispitivanja i nakon njega, pije dosta tekućine kako bi čim prije izlučio radioizotop koji se nakuplja u mokraćnom mjehuru. Za razliku od drugih uređaja koji koriste zračenje, u dijagnostičkim postupcima u nuklearnoj medicini izvor zračenja je radioaktivna tekućina (radioizotop) u bočici ili šprici pripremljen za injiciranje. Nakon injiciranja izvor

zračenja postaje čovjek, pacijent. Zato korištenje radioizotopa u medicini nazivamo otvorenim izvorima zračenja. Zračenje je relativno malo i relativno brzo prestaje. Važno je također znati da najčešće rabljeni radioizotopi raspadanjem postaju potpuno neradioaktivni unutar nekoliko sati ili jednog dana. Da bi se moglo vidjeti kako se ponaša radioizotop u organizmu, rabe se osjetljivi detektori zračenja, uređaji koji se nazivaju gama kamere. (10)

## 1.2. Gama kamera

Najčešće korišteni instrument u nuklearnoj medicini je gama kamera koja je izazvala pravu revoluciju u nuklearno medicinskoj dijagnostici. Sastoji se od oko 40 cm velikog kristala NaI-Tl, ispred kojeg je najčešće tzv. paralelni kolimator. Radi se o nekoliko centimetara debeloj olovnoj ploči s tisućama izbušenih, uskih kanalića (promjera reda veličine milimetra), postavljenih okomito na površinu kristala. Na taj se način omogućava da gama zraka koju apsorbira određeni dio kristala potiče od izvora upravo ispod njega. Još je potrebno odrediti mjesto pojedinih scintilacija. Zbog toga je na poleđini kristala (debelog oko 1 cm) postavljeno nekoliko desetaka (do 75) fotomultiplikatorskih cijevi. Pojedina će scintilacija obasjati više fotokatoda, ali najviše one najbliže. Mjesto scintilacije elektronički se određuje iz raspodjele izlaznih veličina pojedinih fotomultiplikatorskih cijevi. (3)

Za razliku od skenerskog postepenog pretraživanja, gama kamera je u svakom trenutku osjetljiva na cijelo područje ispod kristala. Time je otvorena mogućnost praćenja brzih promjena, tj. kinetike radioobilježivača. Za snimanja malih organa (najčešće štitnjače) koriste se posebni, tzv. kolimatori s rupicom, koji na principu tamne komore stvaraju uvećanu, obrnutu sliku u ravnini kristala. (3)

Gama kamera je mjerni instrument u nuklearnoj medicini koji, za razliku od, na primjer, rendgenske cijevi, uopće ne producira zračenje. To je, upravo obratno, vrlo osjetljiv detektor ionizirajućeg zračenja, koji može detektirati izuzetno malu količinu radioaktivnosti u tijelu ispitanika. Slikanjem gama kamerom, odnosno detektiranjem gama zračenja koje dolazi iz tijela bolesnika, nakon što smo injekcijom u venu bolesnika unijeli radionuklid (obično Tehnecij-99m), dobivamo scintigram korištenjem scintilatora. (1)

Prvi uređaj za promatranje radioaktivnih zraka je konstruirao William Crookes 1903. godine i nazvao ga spintariskop (grčki *spinter* znači iskra). On se sastoji od metalnog valjka duljine oko 40 mm, na čijem dnu se nalazi fluorescentni zaslon presvučen slojem cinkovog sulfida (ZnS). Scintilacije nastaju uslijed toga što alfa-čestice, kao i druge vrste ionizirajućeg zračenja, nailaskom na atome cinkovog sulfida predaju svoju energiju. Uslijed toga atomi se pobuđuju te zrače luminiscentnu svjetlost. Na taj način pri svakom udaru alfa-čestice ili neke druge ionizirajuće čestice, na zaslonu se pojavi bljesak svjetlosti u vidu iskre, koja se odmah ugasi. Na samom zaslonu ili na maloj dršci koja se nalazi na udaljenosti oko 1 mm od zaslona u unutrašnjosti valjka, stavlja se vrlo mala količina radioaktivne tvari (na primjer radijeva sol). Na drugom kraju cijevi nalazi se malo uži valjak, na čijem se slobodnom kraju nalazi staklena leća, koja ima ulogu povećala. Alfa-čestice iz radijeve soli udaraju u zaslon i u sloj cinkovog sulfida te izazivaju svjetlucaje iskrica (scintilacije), koje promatrač vidi odvojeno, kad gleda kroz staklenu leću. Valjak s lećom se može uvlačiti ili izvlačiti iz većeg cilindra, tako da promatrač može namjestiti najbolji pogled na scintilacije. Uvidjelo se da spintariskop može poslužiti ne samo kao detektor ionizirajućeg zračenja, već i kao brojač. U tom slučaju, treba poznavati točnu količinu radioaktivne tvari koja se promatra. Tada broj izbrojanih iskrica, u određenom vremenskom periodu, određuje broj raspada atomskih jezgri. Scintilacije možemo vidjeti i na ručnim satovima, koji su presvučeni slojem tricija, pa mogu svijetliti u mraku (beta svjetlost). (8)



Slika 1. Spintariskop

(Izvor: <https://cs.wikipedia.org/wiki/Spintariskop>)

### 1.2.1. Dijelovi gama kamere

Osnovni dijelovi gama kamere jesu: kućište, stol za bolesnika, detektor, kolimator, upravljačka radna stanica i radna stanica za prikaz, obradu i pohranu snimljenih pretraga. (2)

**Kućište gama kamere** drži detektore (glave) gama kamere i stol u zajedničkoj cjelini koja omogućuje pomicanje detektora i stola na takav način da se pomoću uređaja provode sve vrste pretraga u nuklearnoj medicini. (2)

**Stol gama kamere** tvori površina na kojoj leži ispitanik. Ploha na kojoj bolesnik leži je pomična i omogućava da ispitanikovo tijelo prolazi ispod glave gama kamere u određenom pomaku i u određenom vremenskom intervalu što omogućava snimanje scintigrama cijelog tijela. Konstrukcija stola omogućava da detektor gama kamere kruži oko bolesnika što omogućava snimanje emisijske kompjuterizirane tomografije (SPECT). (2)

**Kolimator gama kamere** služi za usmjeravanje gama zraka iz bolesnika prema kristalu gama kamere. Kolimator je izgrađen od olovnih ploča u kojima su izbušeni brojni kanali. Pregrade koje međusobno odvajaju kanale nazivaju se septe. Pregrade zaustavljaju gama zrake koje ne slijede smjer kanala i ne propuštaju ih do kristala. Na svaku gama kameru mogu se postaviti kolimatori različitih vrsta, ovisno o pretrazi koja se izvodi. Kolimator se postavlja na kućište detektora. (2)

#### **Detektor gama kamere**

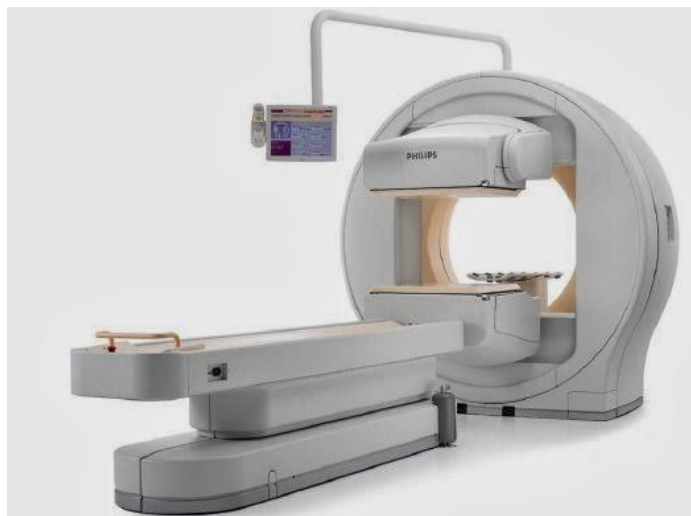
Detektor (glava) gama kamere smješten je u kućištu. Kućište ima otvor u kojem je smješten kristal detektora. Kolimator se postavlja ispred kristala detektora, a pričvršćuje se za kućište detektora. Kućište detektora omogućava pomake detektora u raznim smjerovima, pruža zaštitu detektora od udaraca, osnovnog ionizirajućeg zračenja i vidljive svjetlosti. Sastavni dijelovi detektora jesu:

- scintilacijski kristal;
- fotomultiplikatorske cijevi;



- elektroničke komponente detektora (prepojačalo, pojačalo, pulsno-aritmetički elektronički krugovi, analizator visine impulsa).

Scintilacijski kristal gama kamere čini natrijev jodid aktiviran talijem, NaI(Tl). Kristal se nalazi u zaštitnom aluminijskom ovitku kako bi se spriječio doticaj s vlagom, vanjskom svjetlošću ili najmanjim fizičkim oštećenjem. Kristal natrijevog jodida upotrebljava se zbog svoje visoke gustoće i relativno visokog efektivnog atomskog broja ( $Z_{\text{ef}}=53$ ), što ga čini izvrsnim apsorberom gama zraka niske i srednje energije. Debljina kristala varira od 3,2 do 12,7 mm. Tanji kristali imaju bolju prostornu rezoluciju, ali slabije zaustavljaju gama zrake energija većih od 140 keV. U nuklearnoj medicini se primjenjuju radionuklidi čije gama zrake ne prelaze 400 keV. Kristali su najčešće pravokutnog oblika (540×400 mm) čime se dobiva široko vidno polje gama kamere. Stare generacije gama kamera imale su kristale kružnoga oblika. Interakcija gama zraka s kristalom rezultira ionizacijom koja u kristalu scintilacijskog detektora izaziva svjetlosni bljesak, tj. scintilaciju koja je proporcionalna ionizaciji prouzrokovanoj gama zrakom. Fotomultiplikatori pokrivaju stražnju stranu kristala, a s kristalom su spojeni tankim svjetlopropusnim slojem. Fotomultiplikatorske cijevi pretvaraju svjetlosni impuls scintilacije u električni impuls i pojačavaju ga. Broj fotomultiplikatora u jednom detektoru gama kamere je od 55 do 107. Scintilacija koja je nastala u kristalu dovoljno je snažna da je registriraju fotokatode svih fotomultiplikatora. Fotomultiplikator koji se nalazi najbliže izvoru bljeska registrirat će ga najsnažnije. (2)



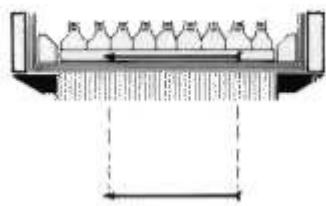
Slika 2. Moderna gama kamera

(Izvor: <http://www.teknomani.com/2013/11/tbbi-goruntuleme-nedir.html>)

### **Kolimatori**

Kolimatori služe za usmjeravanje gama zraka prema kristalu gama kamere ili sonde. Kolimator za gama kamere izgrađen je od olovnih ploča u kojima su izbušeni brojni kanali. Ovisno o usmjerenosti kanala od bolesnika prema kristalu detektora i njihovom međusobnom položaju postoje: paralelni, konvergentni, divergentni i pinhole kolimatori. Pregrade osiguravaju da gama zrake koje ne slijede smjer kanala budu zaustavljene i ne dopiju do kristala. U dijagnostičkoj nuklearnoj medicini koriste se radionuklidi energija fotona između 70 i 364 keV. Kako bi se osigurala zadovoljavajuća zaustavna moć (debljina) pregrada kolimatora, kolimatori se dijele, ovisno o energiji gama zrake, na niskoenergetske (70 – 200 keV), srednjoenergetske (200 - 300 keV) i visokoenergetske (> 300 keV). (2)

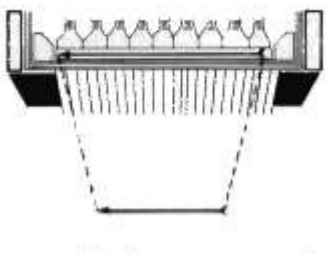
**Paralelni kolimator** koristi se najčešće. Dopušta da samo gama zrake koje okomito izlaze iz tijela ispitanika padaju na kristal. Time na kristalu dobivamo sliku objekta (organa, regije tijela) razmjernu veličini vidnoga polja kristala. (2)



Slika 3. Paralelni kolimator

(Izvor:[http://sharepoint.zvu.hr/katedre/325/Nastavni%20matrijali/SKRIPTA%20%20za%20vje%C5%BEbe%205%20semestar%20Studija%20radiolo%C5%A1ke%20tehnologije\\_II.pdf](http://sharepoint.zvu.hr/katedre/325/Nastavni%20matrijali/SKRIPTA%20%20za%20vje%C5%BEbe%205%20semestar%20Studija%20radiolo%C5%A1ke%20tehnologije_II.pdf) )

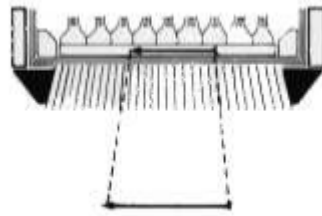
**Konvergentni kolimator** povećava sliku objekta na kristalu. Kanalići konvergiraju od kristala prema jednoj točki (fokusu) u tijelu. Uglavnom se koristi za radionuklidne pretrage srca. (2)



Slika 4. Konvergentni kolimator

(Izvor:[http://sharepoint.zvu.hr/katedre/325/Nastavni%20matrijali/SKRIPTA%20%20za%20vje%C5%BEbe%205%20semestar%20Studija%20radiolo%C5%A1ke%20tehnologije\\_II.pdf](http://sharepoint.zvu.hr/katedre/325/Nastavni%20matrijali/SKRIPTA%20%20za%20vje%C5%BEbe%205%20semestar%20Studija%20radiolo%C5%A1ke%20tehnologije_II.pdf) )

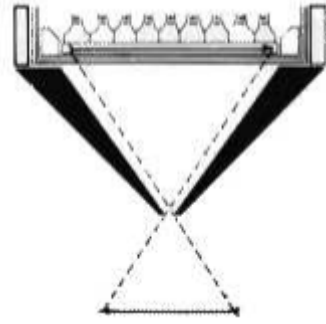
**Divergentni kolimator** smanjuje sliku većeg objekta (organa) kako bi stala na površinu kristala koja je manja od objekta. Ne koristi se kod suvremenih gama kamera. (2)



Slika 5. Divergentni kolimator

(Izvor:[http://sharepoint.zvu.hr/katedre/325/Nastavni%20matrijali/SKRIPTA%20%20za%20vje%C5%BEbe%205%20semestar%20Studija%20radiolo%C5%A1ke%20tehnologije\\_II.pdf](http://sharepoint.zvu.hr/katedre/325/Nastavni%20matrijali/SKRIPTA%20%20za%20vje%C5%BEbe%205%20semestar%20Studija%20radiolo%C5%A1ke%20tehnologije_II.pdf) )

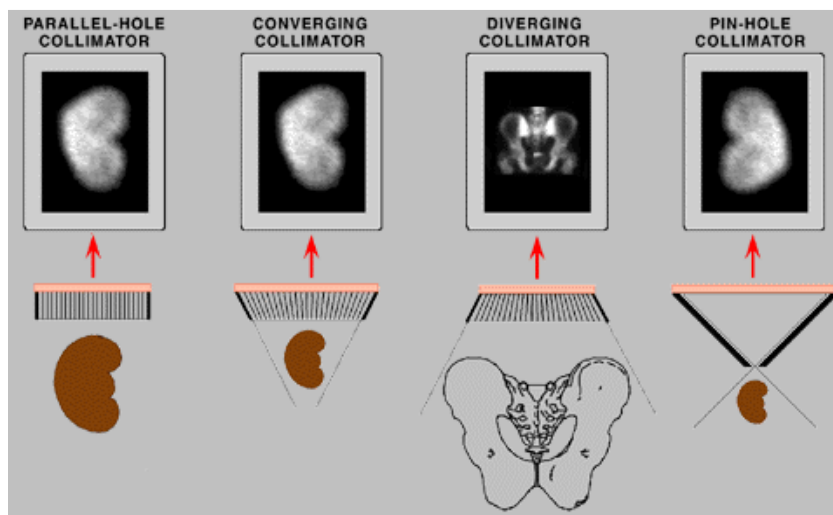
**Pinhole kolimator** ima oblik dugačkog konusa s jednim otvorom na vrhu. Slično cameri obscuri u fotografiji daje obrnutu sliku ali, što je najbitnije, povećanu sliku objekta na površini kristala. Koristi se za scintigrafiju malih organa, štitnjače, malih zglobova i sl. Omogućava visoku rezoluciju (do 5 mm), ali zbog jednog ulaznog otvora ima nisku osjetljivost. Zbog toga što ima samo jedan otvor može se koristiti za sve navedene energije gama zraka. Za razliku od paralelnog kolimatora kada se detektor gama kamere postavlja što je moguće bliže tijelu bolesnika, udaljenost pinhole kolimatora od tijela bolesnika ovisi o veličini snimanog organa. Što je pinhole kolimator bliže objektu ima bolju rezoluciju i osjetljivost, ali manje vidno polje. Udaljavanjem kolimatora od objekta povećava se vidno polje, a smanjuju se rezolucija i osjetljivost. (2)



Slika 6. Pinhole kolimator

(Izvor:[http://sharepoint.zvu.hr/katedre/325/Nastavni%20matrijali/SKRIPTA%20za%20vje%C5%BEbe%205%20semestar%20Studija%20radiolo%C5%A1ke%20tehnologije\\_II.pdf](http://sharepoint.zvu.hr/katedre/325/Nastavni%20matrijali/SKRIPTA%20za%20vje%C5%BEbe%205%20semestar%20Studija%20radiolo%C5%A1ke%20tehnologije_II.pdf) )

Najčešće korišteni dijagnostički radiofarmaci obilježeni su Tehnecijem-99m. Ovi radiofarmaci upotrebljavaju se i za statičke i dinamičke pretrage za koje se koristi niskoenergetski paralelni kolimator. Za statičke pretrage bitan je broj snimljenih impulsa, a vrijeme snimanja se, u načelu, ne ograničava. Zbog toga se mogu koristiti paralelni kolimatori manje osjetljivosti, ali veće rezolucije. Veća rezolucija kolimatora postiže se većim brojem užih kanalića. To je niskoenergetski paralelni kolimator visoke rezolucije. Snimanje pojedinog scintigrama dinamičkih pretraga ograničeno je vremenom kako bi se što bolje obuhvatila dinamika nakupljanja i eliminacije radiofarmaka iz organa. Osim toga, primjenjene aktivnosti obično su nešto niže nego za statičke pretrage. Kako bi se u tom ograničenom vremenu snimanja sakupio što veći broj impulsa koriste se paralelni kolimatori veće osjetljivosti koja se postiže manjim brojem širih kanalića, ali uz nešto slabiju prostornu rezoluciju. Ovakav kolimator se naziva niskoenergetski paralelni kolimator visoke osjetljivosti. Kompromis između gore navedene dvije vrste niskoenergetskih paralelnih kolimatora je niskoenergetski paralelni kolimator opće namjene. Koristi se kada nije dostupan kolimator visoke rezolucije ili visoke osjetljivosti. Osim toga koristi se za scintigrafiju/SPECT miokarda pomoću Tl-201 zbog niske aktivnosti (75 – 100 MBq) aplicirane bolesnicima. (2)



Slika 7. Prikaz upotrebe kolimatora

(Izvor: Dhawan AP, Huang HK, Kim DS, Principles and advanced methods in medical imaging and image analysis. New Yersay. World Scintific Publishing Co. Ptc. Ltd (2008))

### 1.2.2. Pripreme za rad gama kamere

Kontrola rada gama kamere prije početka rada s bolesnicima provodi se zbog:

- fizičke sigurnosti osoblja i bolesnika;
- potvrde ispravnosti rada gama kamere kako bi se osiguralo snimanje vjerodostojnih scintigrama.

Prije početka snimanja bolesnika na gama kameri treba:

- kalibrirati gama kameru - odrediti koja će se energija gama zrake koristiti za snimanje pretrage i veličinu energetske prozora. Radiofarmaci su obilježeni različitim radionuklidima, pa emitiraju gama zrake različitih energija.;
- na gama kameru postaviti odgovarajući kolimator;
- odrediti orijentaciju (rotaciju) – time se određuje položaj glave bolesnika u odnosu na detektor gama kamere. (2)

### 1.2.3. Principi rada gama kamere

Ispitanik je primio radiofarmak koji se nakupio u određenom organu. Gama zrake iz organa odašilju se u svim smjerovima. Krenimo od trenutka kad jedna gama zraka, nakon prolaska kroz ispitanika, dospije izvan njegova tijela. Ako uspije proći kroz kanal kolimatora udarit će u kristal detektora i izazvati ionizaciju. U kristalu natrijeva jodida (aktiviranog talijem) ionizacija dovodi do scintilacije koja se, na gore opisani način, u detektoru pretvori u impuls koji nosi informaciju o:

- X i Y koordinati interakcije gama zrake s kristalom i
- energiji gama zrake zaustavljenoj u kristalu.

Te dvije informacije omogućavaju da se pomoću analogno-digitalnog konvertera u memoriji izlazne jedinice organizirane u matrice zabilježi impuls u pikselu koji odgovara ishodišnoj X i Y koordinati interakcije gama zrake s kristalom. Cijeli taj postupak ponavlja se za nekoliko stotina tisuća gama zraka koje dolaze iz bolesnika. Na taj se način dobije scintigram, tj. slika prikaza distribucije radiofarmaka u organu. Budući da se radi o digitalnim podacima izravno se koriste programi za prikaz i obradu scintigrama i programi za kvantitativnu analizu pretraga. (2)

U nuklearno medicinskoj direktnoj dijagnostici mjerimo zračenje iz tijela ispitanika. Najčešće je radionuklid prostorno raspršen (npr. u krvi i u bubrezima), dok nas zanima zračenje iz samo jednog dijela tijela (npr. bubrega). U tu svrhu koristimo tzv. otvoreni kolimator gama zraka. Čini ga debeli plašt olova koji apsorbira sve gama fotone izvan vidnog polja definiranog njegovom šupljinom. (3)

### 1.3. PET (Pozitronsko emisijska tomografija)

Pozitronsko emisijska tomografija (PET) je metoda kojom se pomoću radiofarmaka prikazuje funkcionalno stanje tkiva i organa, odnosno metabolička aktivnost stanica. To je najosjetljivija molekularna slikovna metoda današnjice te je standardna metoda u praćenju bolesnika s različitim tumorima. Snimanje se izvodi s radionuklidima koji pri radioaktivnom raspadu emitiraju pozitivno nabijene beta-čestice. To su kratkoživući radionuklidi, tako da se

PET tehnika može koristiti samo u radionuklidnim laboratorijama s instaliranim medicinskim ciklotronima ili laboratorijama koji se nalaze na ograničenoj udaljenosti od mjesta proizvodnje pozitronskih radionuklida. (4)

PET je osobito koristan za lokalizaciju tumora, procjenu učinka provedene terapije, uznapređovalosti bolesti, detekciju lokalnog recidiva i udaljenih metastaza, a u novije vrijeme ova dijagnostika ima sve veći značaj u preciznijem planiranju radioterapije. U rutinskoj dijagnostici glavina PET pretraga s 18F-FDG radi se u onkoloških bolesnika, a osim u onkologiji 18F-FDG primjenjuje se i u kardiologiji (za dijagnostiku ishemijske bolesti srca) i u neurologiji (epilepsije, demencije). (6)

PET/CT je vodeći uređaj u slikovnoj i funkcionalnoj dijagnostici u medicini. Kombinacijom PET-a (pozitronske emisijske tomografije), koji pokazuje intenzitet metabolizma glukoze u stanicama, te CT-a (kompjuterizirane tomografije), koji pokazuje anatomiju i morfologiju organa, daje nam informacije o patološkim odstupanjima, kako u funkciji, tako i u morfologiji. PET/CT-om se dobije precizna, točno određena trodimenzionalna slika unutrašnjosti ljudskog tijela i njegovih organa i sistema, prvenstveno funkcije, tj. metabolizma stanica, što liječniku daje mogućnost odabira najboljeg postupka liječenja kod bolesnika s malignim, srčanim i neurološkim oboljenjima. Za PET/CT se najčešće koristi analog glukoze, fluorodeoksiglukoza (FDG), obilježena ciklotronskim proizvodom, izotopom fluora (18F), koji se injicira intravenozno, te ulaskom u stanice pokazuje regionalnu metaboličku potrošnju glukoze u tkivu. Radioaktivni fluor se raspada emitiranjem pozitrona, od tuda i naziv pretrage. Naime, poznato je da tumorske stanice za svoje potrebe koriste puno glukoze, te se ista, kad je obilježena, izrazito nakuplja u tumorskim stanicama, za razliku od nakupljanja u okolnim, zdravim strukturama, te nam na taj način omogućava razlikovanje tumorskog tkiva, primarnog tumora ili metastaza, od okolnog zdravog tkiva. Dakle, osnovna razlika između PET-a i CT-a je u tome što PET-om gledamo primarno funkciju, a CT-om anatomiju organa, dok onda kod PET/CT-a dobivamo istovremeno informaciju i o funkciji i o morfologiji organa, tj. točno se anatomske može odrediti gdje se nalazi područje pojačane akumulacije radiofarmaka, dakle vijabilno tumorsko tkivo. Kod neuroloških oboljenja PET omogućava uvid u moždani metabolizam i time indirektno u neuronsku aktivnost te raspodjelu receptora u mozgu, što je u neurologiji i psihijatriji od osobitog



značaja, jer funkcijski poremećaji često prethode strukturnim promjenama, ili su jedina vidljiva abnormalnost, tj. uz uredan nalaz CT-a i MR-a. (4)

Zato što je radioaktivnost veoma kratkotrajna, izlaganje radijaciji je ekstremno nisko. Količina supstance je toliko mala da ne utječe na tjelesne procese. Osjetljivost uređaja za detekciju radioaktivnog zračenja je vrlo velika. Kvantitativna ispitivanja su precizna jer gama fotoni imaju visoku energiju i ne apsorbiraju se u tkivima organizma. Korišteni radionuklidi u velikom broju pripadaju kemijskim elementima koji se ugrađuju u složene organske sustave organizma, tako da je ova tehnika pogodna za *in vivo* ispitivanje metabolizma. Brza akvizicija podataka zadovoljava uvjete izvođenja perfuzijske scintigrafije različitih organa. PET daje i superiorne morfološke informacije, jer se snimanje presjeka organa vrši s prostornom rezolucijom ispod 5 mm. Konačno, trodimenzionalna snimka omogućava izračunavanje zapremine organa i veličine lezija. (5)

## **2.Cilj rada**

1. prezentirati važnost uloge radioloških tehnologa u području kvalitete rada nuklearno medicinskih uređaja i kontrole cjelokupnog procesa;
2. opisati najčešće testove kvalitete uređaja u nuklearnoj medicini, posebno onih koji mogu obavljati radiološki tehnolozi;
3. prikazati testove kontrole kvalitete najčešće korištenih uređaja u nuklearnoj medicini obzirom na učestalost ispitivanja i provoditelje ispitivanja;
4. naglasiti važnosti cjeloživotnog školovanja, obrazovanja te praćenje tehnološkog napretka uređaja.

## 3. Rasprava

Kontrola kvalitete u nuklearnoj medicini može se podijeliti na:

- kontrolu kvalitete rada uređaja i
- kontrolu procesa rada.

### 3.1. Kontrola kvalitete rada uređaja

Kontrola kvalitete rada uređaja u nuklearnoj medicini od izuzetne je važnosti za dobivanje kvalitetne dijagnostičke informacije. Obzirom na broj događanja od izvora fotona u tijelu ispitanika do njegove registracije brojne su mogućnosti neusklađenosti i potencijalnih grešaka koje mogu dovesti do netočne dijagnostičke informacije.

Zbog toga je potrebno u svakom nuklearno medicinskom dijagnostičkom centru uspostaviti program kvalitete (što je i zakonska obaveza prema *Pravilniku o uvjetima i mjerama zaštite od ionizirajućeg zračenja za obavljanje djelatnosti s radioaktivnim izvorima NN 41/13*). (13) Važan dio programa kvalitete čine testovi kvalitete rada uređaja.

Testovi kvalitete nuklearno medicinske instrumentacije počinju odmah nakon instalacije svakog uređaja. **Prihvatna testiranja ili testovi prihvatljivosti** (*engl. acceptance testing*) su testovi koji se provode prije kliničke primjene, moraju pokazati da uređaj zadovoljava proizvođačke specifikacije, a iste moraju biti u skladu s nekim od prihvaćenih standarda - najčešće su to NEMA standardi. Ako ovi testovi nisu u zadovoljavajućim okvirima to će se negativno odraziti na rad uređaja tijekom njegovog čitavog životnog ciklusa. Ovi testovi se ponavljaju u različitim vremenskim razmacima (polugodišnje, godišnje) i obavezno nakon servisnih zahvata na uređaju, posebno onih koji uključuju zamjenu komponenata. (12)

Rezultati prihvatnih testiranja se moraju zapisati i pohraniti te predstavljaju bazične performanse uređaja na osnovu kojih će se kasnije provodi kontrola rada uređaja odnosno rutinski testovi kvalitete. **Rutinski testovi kvalitete** su jednostavni postupci kojim se mogu otkriti promjene performansi uređaja tijekom njegovog životnog vijeka. Provode se u određenim

vremenskim intervalima, točno određenim postupcima, a provodi ih obučeno osoblje. Rutinski testovi kvalitete moraju biti sastavni dio svakodnevnog rada, a rezultati ispitivanja moraju biti zabilježeni. U slučaju da se testiranjem zabilježe odstupanja (obično za više od 5%) potrebno je prema točno utvrđenim postupcima krenuti u njihovo rješavanje. Ti postupci moraju biti zabilježeni, a nakon njihovog pozitivnog učinka nadležna osoba donosi odluku o prihvatljivosti uređaja za klinički rad. (12)

### **3.1.1. Rutinski testovi kvalitete za pojedine uređaje u nuklearnoj medicini**

Za sve uređaje koji se koriste u nuklearnoj medicini potrebno je prije svakodnevne primjene učiniti fizičku inspekciju koja uključuje vizualni pregled svih komponenti s ciljem uočavanja mogućih nepravilnih položaja, oštećenja ili postojanja stranih predmeta koji bi pokretanjem uređaja mogli izazvati oštećenja. Također je potrebno izvršiti provjeru sigurnosnih sustava kao što su "emergency" stop sustavi i sustavi za sprječavanje dodira pacijenta i detektora tj. kolimatora gama kamera. Ova ispitivanja su dio svakodnevnih poslova radiološkog tehnologa koje treba provesti na početku smjene, a povremeno i tijekom radnog dana.

Osim ovih testova koji se rade svakodnevno i više puta dnevno postoje i specifičniji testovi koji se rade po točno određenim postupnicima i u određenim vremenskim intervalima. Većinu ovih testova provode posebno obučeni djelatnici odnosno medicinski fizičari, ali jednostavnije testove mogu obavljati i radiološki tehnolozi. Dva najčešća testa kontrole kvalitete rada gama kamere su testovi uniformnosti i prostorne razlučivosti.

### **3.1.2 Test uniformnosti**

Test uniformnosti može biti: intrinzičan i ekstrinzičan, a svaki od njih kvalitativan (vizualan) i kvantitativan. (2)

#### **3.1.2.1. Intrinzični test uniformnosti**

Intrinzični test se obavlja snimajući točkasti izvora bez kolimatora. Najčešće se koristi izvor Tc-99m relativno male aktivnosti reda veličine 3.7 MBq. Tc-99m se koristi zbog toga što je taj radionuklid najviše korišten u kliničkim snimanjima na gama kameri. Udaljenost izvora od detektora treba biti približno jednaka četverostrukoj dužini vidnog polja detektora. Ovaj test ne traži veliku količinu aktivnosti i shodno tome je izloženost zračenju osobe koja izvodi test minimalna. Intrinzični test uniformnosti ima i neke nedostatke. Kod intrinzičnog testa ne koristi se kolimator što znači da testiranje ne odgovara sasvim kliničkim uvjetima rada gama kamere u kojima je kolimator uvijek prisutan. Nadalje, postoji mogućnost oštećivanja kolimatora pri skidanju odnosno stavljanju kolimatora prije, odnosno poslije izvođenja testa. Takva oštećenja kolimatora mogu rezultirati hladnim točkama na dobivenim slikama. Postoji i mogućnost da se kod skidanja kolimatora mehanički ošteti kristal detektora koji je najosjetljiviji, najbitniji i najskuplji dio gama kamere, što traži dodatan oprez. Kod nekih gama kamera je nemoguće provesti intrinzični test zbog toga što jednostavno nema dovoljno mjesta da se izvor stavi na propisanu udaljenost. Kod nekih novih dvoglavih ili troglavih gama kamera zbog sigurnosnih razloga ne može se pomicati detektore kada kolimatori nisu postavljeni. (2)

#### **3.1.2.2. Ekstrinzični test uniformnosti**

Prednosti ovog testa su te što se ne mora skidati kolimator, a kod dvoglavih kamera test uniformnosti se može provesti za obje glave istovremeno. Ekstrinzični test se može izvesti na dva načina:

- korištenjem jednolikog ravnog izvora Co-57;
- korištenjem plastične posude koja se puni mješavinom vode i Tc-99m.

Ako za ekstrinzični test rabimo Tc-99m tada se plastični spremnik puni s vodenom otopinom Tc-99m. Aktivnost koja se rabi je obično  $\approx 100$  MBq. Nedostatak ovog načina izvođenja testa je taj što treba bit veoma oprezan kada se puni posuda s otopinom Tc-99m, što traži dosta vremena tehnologu koji to radi, te je povećana izloženost zračenju. Zatim može doći do problema ako aktivnost nije jednoliko raspoređena u posudi. Ovaj postupak punjenja bi se trebao ponavljati svaki dan jer je fizikalno vrijeme poluraspada Tc-99m šest sati, što je isto nepraktično i postoji mogućnost kontaminacije kod rukovanja. Zbog toga je pogodnije rabiti jednoliki ravni izvor Co-57 (tzv. 'flood' izvor), čija je energija gama zrake 120 keV, vrlo blizu onoj Tc-99m (140 keV). Također, fizikalno vrijeme poluraspada Co-57 je znatno dulje,  $T_{1/2}=270$  dana, što znači da novi izvor početne aktivnosti približno 500 MBq, može biti svakodnevno korišten i do 2 godine, prije no što se njegova aktivnost značajno smanji. Nedostaci takvog izvora su: njegova cijena i prisutnost manje količine primjesa drugih izotopa kobalta: Co-56 i Co-58. Ovi radionuklidi imaju kraće vrijeme poluraspada (70 do 80 dana) te emitiraju gama zrake visokih energija ( $>500$  keV), što na početku korištenja novog izvora može doprinositi neuniformnosti slike, o čemu valja voditi računa. Najveći dio artefakata na tomografskim slikama potječe od neuniformnosti u odzivu detektora na jednolik izvor zračenja. Stupanj neuniformnosti na slici se može opisati pomoću integralne i diferencijalne uniformnosti. **Integralna uniformnost** je definirana kao najveća razlika u broju impulsa u UFOV<sup>3</sup> (*engl. Useful field of view*) koja se može izračunati na sljedeći način:

$$IU = \frac{(MAX-MIN)}{(MAX+MIN)} \times 100\%.$$

U gornjoj formuli MAX predstavlja najveći zabilježeni broj impulsa u nekom pikselu slike, a MIN najmanji broj.

**Diferencijalna uniformnost** je mjera najvećih razlika u uniformnosti unutar niza od pet piksela u redu ili stupcu digitalne slike, a izračunava se po formuli:

$$DU = \frac{(HI-LOW)}{(HI+LOW)} \times 100\%$$

U prethodnoj formuli HI označava piksel s najvećim brojem impulsa u redu ili stupcu od 5 piksela dok je LOW piksel s najmanjim brojem impulsa u retku ili stupcu. Moderne gama kamere imaju integralnu i diferencijalnu uniformnost u rasponu od 4-7%. (2)

Kvalitativan (vizualni) test uniformnosti obično se provodi na dnevnoj osnovi od strane radiološkog tehnologa dok se kvantitativni test provodi obično tjedno ili mjesečno i češće ga provodi medicinski fizičar.

### 3.1.3. Test prostorne razlučivosti

Prostorna razlučivost predstavlja minimalnu udaljenost dva izvora u slici koji se još prikazuju kao odijeljeni objekti. Za ocjenu prostorne razlučivosti rabi se tzv. bar fantom. Sastoji se od 4 kvadranta olovnih pruga različite debljine: 9.5 mm, 6.3 mm, 4.8 mm i 2.4 mm. Stavljajući bar fantom između izvora zračenja i detektora gama kamere dobiva se slika olovnih pruga i uočava kvadrant s najmanjim još vidljivim prugama. Neka je njihova dimenzija  $n$  mm. Tada je prostorna razlučivost gama kamere, izražena putem parametra FWHM (*engl. Full-width-at-half-maximum*):

$$\text{FWHM}=1.7 \times n \text{ (mm)}. (2)$$



Slika 8. Bar fantom

(Izvor: <http://www.biodex.com/nuclear-medicine/products/phantoms/bar-phantoms>)

### 3.1.4. Ostali testovi

Više se dodatnih testova treba izvoditi periodično u dužim vremenskim razmacima. To su, primjerice, provjera mrtvog vremena (*engl. dead time*), test uniformnosti za radionuklide različite od Tc-99m, test prostorne razlučivosti višestrukih energijskih prozora, test osjetljivosti i drugi.

SPECT kamere zbog konstrukcijskih specifičnosti imaju i posebnosti u kontroli rada. Svi postupci kontrole kvalitete opisani kod planarnih kamera moraju se izvoditi i na SPECT sustavima za oslikavanje. Osim toga potrebno je redovito vršiti kalibracije središta osi rotacije koje se izvode po postupnicima i u vremenskim intervalima (najčešće mjesečno) sukladno preporukama proizvođača.

Slike izvora jednolike raspodjele radioaktivnosti s velikim brojem impulsa trebaju se prikupljati periodički i primjenjivati kao popravka uniformnosti SPECT projekcijskih podataka, pri čemu treba slijediti preporuke proizvođača. Postoje značajne razlike između proizvođača po pitanju broja impulsa i veličine matrice koju treba rabiti. Uobičajeno je rabiti najmanje 30 milijuna impulsa za matrice  $64 \times 64$ , odnosno 120 milijuna impulsa za matrice  $128 \times 128$ . Kod nekih kamera treba rabiti isti izotop pri snimanju ravnog izvora jednolike raspodjele radioaktivnosti kao onaj primijenjen pri oslikavanju bolesnika.

Periodički je potrebno snimiti SPECT studiju velikog broja impulsa cilindričnog fantoma jednoliko ispunjenog radioaktivnošću glede provjere tomografske uniformnost. Tomografsku uniformnost treba provjeriti također i nakon većeg popravka kamere, nakon instalacije novog programa ili pak nove inačice istog programa. Neki fantomi također sadrže strukture koje omogućavaju korisniku vrednovanje kontrasta i prostorne razlučivosti. Valjkasti punjivi Jaszczak-ov SPECT fantom sa štapićima i kuglicama različitih veličina rabi se pri provjeri SPECT i PET uređaja. Više se izvedbenih sposobnosti takvih sustava provjerava jednim oslikavanjem fantoma. Transverzalni odziv linijskog izvora u osi i izvan nje određuje se bez uklanjanja pokrovnika. Prostorna se razlučivost (širina na polovini ili desetini visine, *engl. full-with-half/tenth maximum – FWHM/FWTM*) jednostavno mjeri u zraku ili vodi. (7)





Slika 9. Jaszczak-ov SPECT fantom

(Izvor: <http://www.capintec.com/product/jaszczak-standard-spect-phantom/>)

Kod kamera s više glava treba slijediti preporuke proizvođača u vezi provjere geometrijskog i električnog poklapanja svih detektora, jednih u odnosu na druge.

PET kamere, osim testova koje se provode i za gama kamere kao što su uniformnost i razlučivost, imaju i testove normalizacije i kalibracije. Ove testove u principu obavljaju posebno osposobljene osobe (npr. medicinski fizičari). Radiološki tehnolozi obavljaju dnevnu fizičku inspekciju i dnevne QC (*engl. Quality control*) testove koji su standardni dio dnevnog početka rada uređaja.

Tablica 1. Najčešći testovi prihvatljivosti i kontrole kvalitete gama kamere i SPECT kamere

<b>Parametri</b>	<b>Test prihvatljivosti</b>	<b>Kontrola kvalitete</b>	<b>Intervali izvođenja</b>
Prostorna rezolucija	Intrinzični test u kojem se koristi točkasti izvor i fantom	Bar fantom (rotacija od 90° između akvizicije)	Tjedno
Uniformnost	Intrinzični i ekstrinzični test	Intrinzični i ekstrinzični test	Dnevno (prije prvog pacijenta)
Linearnost	Isti uvjeti kao kod intrinzičnog testa uniformnosti	Nema zasebnih testiranja, subjektivna evaluacija iz testa razlučivosti bar fantoma i mjerenja intrinzične uniformnosti	Prema potrebi
Razlučivost energije	Fotopikiranje (FWHM) Tc99m izraženo postotkom	Nema zasebnih testiranja, subjektivna evaluacija iz testa razlučivosti bar fantoma i mjerenja intrinzične uniformnosti	Jedanput godišnje
Višestruki energijski prozori	Kontrola bar fantomom s četiri različita kvadranta koristeći fotopikiranje svih energija skupa, nakon toga fotopikiranje svake energije zasebno	Evaluacija iz testa razlučivosti bar fantoma i mjerenja intrinzične uniformnosti	Jedanput godišnje
Osjetljivost	Testom se ocjenjuje osjetljivost različitih kolimatora te se na osnovu rezultata mogu procijeniti doze radioaktivnosti za određene vrste studija. Pogoršanje osjetljivosti upućuje na oštećenje kolimatora	Nema zasebnih testiranja, subjektivna evaluacija iz testa razlučivosti bar fantoma i mjerenja intrinzične uniformnosti	Jedanput godišnje

## **3.2. Kontrola kvalitete procesa**

### **3.2.1. Kontrola kvalitete akvizicije slike**

Za dobivanje kvalitetne slike, osim pravilnog rada uređaja, prije i za vrijeme prikupljanja podataka potrebno je obratiti pozornost na sljedeće točke:

#### **a) podešavanje energije**

Scintilacijska kamera mora se, ovisno o radionuklidu koji se primjenjuje u bolesnika, barem jednom dnevno podesiti na glavnu energiju tj. fotoelektrični vrh (podešavanje energijskog prozora, *engl. peaking*) koji se rabi. Širina energijskog prozora je najčešće 15 % ili 20 % dotične energije radionuklida. Energijski se prozor smješta simetrično u odnosu na središnju energiju fotovrha. (7)

#### **b) višestruki energijski prozori**

Poželjno je rabiti više energijskih prozora za radionuklide koji imaju više značajnih energija gama zraka. Pri kombinaciji prozora nužno je provjeriti prostornu rezoluciju. Medicinski fizičar/medicinski inženjer može pripomoći pri provjeri ispravnosti koregistracije za sve energijske prozore kako bi se održala najbolja prostorna razlučivost i kontrast. Treba rabiti kolimator koji će pružiti prikladnu razlučivost za fotone najviše energije. Intrinzičnu razlučivost treba provjeriti kod radionuklida koji se oslikavaju upotrebom više energijskih prozora. (7)

#### **c) dva radionuklida**

Kada se u sekvencijskoj studiji koriste dva radionuklida, oslikavanje radionuklidom najniže energije treba biti prvo. U principu je moguće rabiti više energijskih prozora za istodobno oslikavanje dvaju radionuklida. Takav način oslikavanja, međutim, krije mnoge zamke, a rezultati će ovisiti o upotrebljenoj opremi i posebnim testovima kontrole kvalitete. Različite energije imat će različite prostorne razlučivosti. Ovakav postupak mora uzeti u obzir prisutnost raspršenog zračenja od fotona više energije u energijskom prozoru uporabljenom za fotone niže energije te bi ga pažljivo trebala osmisliti osoba koja ima potrebnu stručnost. (7)

#### **d) statičko oslikavanje**

Posebni parametri oslikavanja za datu pretragu ovise o željenoj kliničkoj informaciji. Za slike koje se pohranjuju u računalo, veličina matrice slike ovisit će o specifičnim zahtjevima svake studije posebno. Oslikavanje cijelog tijela zahtijeva veće matrice. Bolja prostorna razlučivost postiže se ukoliko se rabe veće matrice za oslikavanje manjeg područja u tijelu bolesnika, no veće matrice imaju više statističkih fluktuacija (više šuma). Statističke fluktuacije u velikim matricama mogu se smanjiti postupkom zaglađivanja (*engl. smoothing*), no time se smanjuje mogućnost prostornog razlučivanja. Zrnata grubost digitalnog prikaza matrica manjih dimenzija može se za potrebe prikaza smanjiti postupkom interpolacije (*engl. interpolation*) u matricu većih dimenzije. (7)

#### **e) oslikavanje cijelog tijela**

Trajanje snimanja cijelog tijela ovisi o broju detektorom registriranih fotona (*engl. count rate*) i željenoj gustoći podataka (broj impulsa po jedinici površine scintigrama). Budući da scintigram cijelog tijela predstavlja oko 200 cm, veličina matrice u longitudinalnom smjeru treba biti najmanje 512 jediničnih elemenata slike/piksela (*engl. pixel*). Snimanje u trajanju duljem od 30 minuta je nepraktično u neseđiranih bolesnika zbog mogućeg pomicanja bolesnika tijekom snimanja. (7)

#### **f) dinamičko oslikavanje**

Dinamičko oslikavanje je snimanje u kratkim vremenskim razmacima, a trajanje svake snimke se izabire ovisno o brzini promjena (vremenskoj razlučivosti) koje se oslikavaju i željenoj kvaliteti slike. Za kvantitativne funkcijske studije preporučljiva su kraća vremena snimanja pojedine slike, no takva pri kojima se dobiva dostatan broj impulsa u slici kako bi se mogle mjeriti fiziološke promjene. Za potrebe samog oslikavanja općenito se rabe nešto dulja vremena kako bi se postigla dostatna statistika brojanja (broj impulsa) u svakoj slici. U oslikavanju pomoću računala rabe se manje matrice, primjerice  $64 \times 64$  ili  $128 \times 128$ , kako bi se sakupilo što više impulsa po pikselu. Posebna se pažnja treba posvetiti izboru „dubine“ slike kojom se određuje koliko najviše impulsa može sadržavati jedan piksel. Dubina slike je ili jedan bajt (*engl. byte*) ili jedna riječ (*engl. word*). U upitnim okolnostima treba odabrati riječ kako bi se izbjeglo zasićenje piksela koje je moguće u bajt načinu oslikavanja. U studijama s brzinom brojanja

većom od mogućnosti mjernog sustava treba obratiti pažnju na broj neregistriranih impulsa zbog učinka tzv. mrtvog vremena (*engl. dead time*). U takvim se slučajevima gubitci impulsa moraju ustanoviti mjerenjem mrtvog vremena. (7)

#### **g) sinkronizirano oslikavanje (EKG spregnuto oslikavanje)**

Oslikavanje u sprezi s EKG signalom (*engl. gated imaging*) služi za usklađivanje oslikavanja s ritmom rada srca. Broj slika po jednom R-R intervalu ne bi trebao biti manji od 16 kod mjerenja istisne frakcije lijeve klijetke te ne manji od 32 kod mjerenja utemeljenih na vremenu (brzina punjenja i sl.). Za radionuklidnu ventrikulografiju općenito treba rabiti elektroničko uvećanje (*engl. zoom*) kako bi se vidno polje kamere podesilo na približno 25 cm. Veličina matrice 64×64 je dovoljna. Obično ukupno 5 milijuna impulsa u čitavoj studiji jamči zadovoljavajuću statistiku za kvantitativnu i funkcijsku obradu slika. (7)

#### **h) oslikavanje kolimatorom malog kružnog otvora**

Oslikavanje s kolimatorom malog kružnog otvora (*engl. pinhole collimator*) osigurava prostornu razlučivost najbližu intrinzičnoj prostornoj razlučivosti kamere, ali nauštrb osjetljivosti brojanja (broj impulsa detektiranih u jedinici vremena po jedinici aktivnosti). Udaljenost između kolimatora i tijela bolesnika određuje kako stupanj uvećanja tako i osjetljivost. Manji promjeri otvora kolimatora (2-3 mm) omogućuju bolju prostornu razlučivost, ali smanjuju osjetljivost brojanja impulsa. Najveći promjer otvora kolimatora u rutinskom radu je 5 mm. Za tipične kolimatore s promjerom vidnog polja 25 cm, matrice dimenzija 256×256 ili 128×128 su općenito dovoljne. (7)

#### **i) SPECT oslikavanje**

Pri SPECT oslikavanju parametri akvizicije ovise o broju detektora kamere. Za jednoglave kamere, veličina matrice je obično 64×64. Za kamere s više glava, veličina matrice će biti 64×64 ili 128×128 za studije veće prostorne razlučivosti. Budući da je dobra statistika brojanja vrlo bitna pri rekonstrukciji, uobičajena su dulja vremena oslikavanja. Ukupno vrijeme oslikavanja, međutim, ne treba biti dulje od 30 - 45 minuta kako bi se problemi zbog pomaka bolesnika sveli na najmanju moguću mjeru. SPECT podatci se mogu prikupljati tijekom diskretnih kutnih pomaka (*engl. step-and-shoot*) ili neprekinutog (*engl. continuous*) gibanja detektora, ili pak u

nekoj drugoj kombinaciji koja ovisi o izvedbi kamere i vrsti studije koja se izvodi. Neprekinuto je kruženje detektora najučinkovitiji način prikupljanja podataka. Ukoliko je vrijeme potrebno za promjenu projekcije oslikavanja dulje od 10% vremena snimanja jedne projekcije, preporučuje se neprekinuto kruženje. Broj zaustavljanja treba biti veći ili jednak 60 za jednoglave kamere i akvizicije od 3600. Najmanje 30 projekcija treba sadržavati oslikavanje od 1800. Kod slika visoke razlučivosti treba 120 projekcija za akviziciju od 3600, odnosno 60 projekcija za akviziciju od 1800. (7)

### 3.2.2. Kontrola kvalitete obrade podataka

Pri obradi slike dobivene klasičnom gama kamerom porebno je izvršiti prilagodbu broja boja/nijansi sive (*engl. windowing*). Za optimalno vrednovanje kliničke studije često je nužno podesiti gornje i donje razine praga (*engl. threshold*) prikaza slike na zaslonu računala kako bi se povećao kontrast bitnih dijelova slike. Lezije s intenzivnim nakupljanjem aktivnosti mogu otežati prikazivanje drugih lezija. Također, manje promjene aktivnosti u velikim organima bolje su vidljive ako se kontrast pojača. (7)

Filmski (*engl. cine*) način prikaza dinamičkih studija te sinkroniziranih kardioloških studija poboljšava uočavanje abnormalnosti, primjerice pri krvarenju iz gastrointestinalnog trakta ili mjerenju kontraktilnosti miokarda. Filmski je način prikaza uporabljiv i u SPECT studijama za prikazivanje prostornih odnosa i za provjeru projekcijskih podataka glede mogućih pomaka pacijenta. (7)

Tomografske studije koje se dobiju SPECT kamerama su zahtjevnije i da bi se dobila zadovoljavajuća slika pri obradi prikupljenih podataka valja obratiti pozornost na nekoliko točaka. **Prethodno filtriranje** projekcijskih podataka je prikladno u mnogim SPECT studijama jer može uključivati i zaglađivanje u aksijalnom smjeru. Popravak zbog pomaka pacijenta može umanjiti artefakte u rekonstrukciji. Studije najviše kvalitete su one tijekom kojih je pomicanje bolesnika najmanje. Rekonstrukcija tomografskih podataka obično se radi pomoću tzv. filtrirane projekcije unatrag, pri čemu se uvijek rabi „ramp” filter. On vrši popravak zaglađivanja koje je posljedica postupka projiciranja unatrag. Postoje filteri koji nadoknađuju dio gubitka razlučivosti

pri rekonstrukciji. Izbor posebnog filtra koji se rabi ovisi o uređaju za oslikavanje, dubini organa koji nas zanima te o polumjeru kruženja. Treba biti pažljiv s uporabom ovakvog filtriranja budući da ono može proizvesti artefakte. Uz rastuću procesorsku snagu i memorijski kapacitet računala iterativna rekonstrukcija SPECT studija, osobito je ona učinkovitosti OSEM (*engl. Ordered Subsets Expectation Maximization*) uobičajena u kliničkom radu. Ova metodologija omogućava popravke glede mnogih fizikalnih učinaka, primjerice nejednolikog gušenja zračenja, raspršenja zračenja, promjena prostorne razlučivosti s udaljenošću, itd. Popravak gušenja zračenja (*engl. attenuation correction*) rabi se kako bi se uzela u obzir činjenica da mnogi fotoni s izvorištem u tijelu bivaju i apsorbirani unutar tijela, dakle prije no što ih detektor detektira. Većina proizvođača nudi programe s tom namjenom, no algoritmi su prilično jednostavni i rade ispravno samo ako je dio tijela koji se slika homogen. Od operatora se može tražiti da prije primjene algoritma označi granice tijela. Neki proizvođači nude programe za nejednoliku popravku gušenja zračenja koje se temelji na akviziciji transmisijskih podataka koji se rabe za stvaranje slike (mape) faktora gušenja zračenja koji se primjenjuju na rekonstruirane slike. (7)

### **3.3. Uloga radiološkog tehnologa u kontroli kvalitete u nuklearnoj medicini**

Radiološki tehnolog igra ključnu ulogu u rutinskoj praksi nuklearne medicine, od kvalitete rada i kontrole kvalitete tijekom dijagnostičkih ispitivanja. U mnogim zemljama važnost obuke tehnologa je slabo prihvaćena, a time i profesionalni razvoj ove skupine zaostaje za drugima. Kao rezultat toga, postoje mnogi tehnolozi koji rade u nuklearnoj medicini, a imali su neadekvatnu, ili nisu uopće imali formalnu naobrazbu. Uloga radiološkog tehnologa znatno se razlikuje od zemlje do zemlje. Najnoviji IAEA (*engl. International Atomic Energy Agency*) projekti stavili su veći naglasak na obuku tehnologa i razvoj materijala koji se mogu koristiti za stručno osposobljavanje koje može pomoći u usvajanju osnovne razine obuke.

Primarna uloga radiološkog tehnologa je obavljanje dijagnostičke studije. U idealnom slučaju, to uključuje razumijevanje cjelokupnog postupka i preuzimanje odgovornosti za sve aspekte studije (osim za kliničku interpretaciju), iako, u nekoliko zemalja, oni mogu imati samo

vrlo specifične, ograničene dužnosti, trend je da tehnolozi preuzimaju sveukupnu odgovornost za izvršenje studija. Sudjelovanje u cijelom postupku i svijesti o ishodu je važno, pruža ne samo bolje razumijevanje odgovarajućeg osiguranja kvalitete, nego i poboljšava zadovoljstvo poslom. Radiološki tehnolog je važan član tima nuklearne medicine i ima ključnu ulogu u osiguravanju kvalitetnog izvođenja studije, s naglaskom na ukupnu kvalitetu. Uz odgovarajuću obuku, tehnolog može prihvatiti odgovornost za rutinski klinički rad, a može pomoći s drugim zadacima, uključujući odjele za upravljanje, istraživanja i poučavanja. Usvajanje formalnih programa obuke i priznavanje kvalifikacija od strane mjerodavnih državnih tijela će poticati profesionalni razvoj grupe.

Nezamjenjiva je uloga radiološkog tehnologa u uspostavljanju programa kvalitete u nuklearno medicinskoj dijagnostici. Taj program treba sadržavati detaljne pisane postupnike. Prema NEMA (*engl. National Electrical Manufacturers Association*) pisani postupnici sadrže sljedeće:

- a) korak po korak opisan postupak tijekom svake pretrage, što uključuje i primijenjeni radiofarmak te količinu njegove aktivnosti, druge lijekove i njihove doze, pripremu bolesnika, položaje gama kamere pri oslikavanju tj. snimljene projekcije, vrstu kolimatora, vremenski slijed oslikavanja, pripremu i postavke uređaja, parametre snimanja i način obrade slikovnih podataka;
- b) detaljan opis postupaka kontrole kvalitete za sve uređaje, što uključuje i podatke o učestalosti određene provjere, formatima slika ili podataka, analizu podataka i pragove prihvatljivosti kvalitete, kao i osobe zadužene za obavljanje ovih postupaka;
- c) detaljne naputke o svim aspektima zaštite od zračenja i postupcima u hitnim ili izvanrednim okolnostima. (7)

Zapisi o svim postupcima kontrole kvalitete trebali bi se čuvati tijekom vremenskog razdoblja u skladu sa zakonom. Ovi zapisi moraju uključivati sve podatke bitne glede načina prikupljanja podataka kontrole kvalitete te osoba koje su podatke prikupljale. Također, trebalo bi voditi dnevnik o stanju svih uređaja i izvještavati glavnog tehnologa ili drugu pretpostavljenu osobu o svim uočenim problemima, na temelju čega se određuje stanje izvedbenih sposobnosti uređaja i upozorava kliničko osoblje o čimbenicima koji mogu utjecati na interpretaciju nalaza u bolesnika. Svi podatci o učinjenim servisima/popravcima uređaja moraju se voditi u prikladnim spisima i čuvati na propisani način za svaki pojedini uređaj. (7)



Tablica 2. Postupci kontrole kvalitete rada uređaja u nuklearnoj medicini koji su sastavni dio rada radiološkog tehnologa

<b>Postupak</b>	<b>Učestalost testiranja</b>
Energetsko "pikiranje"	Svakodnevno (više puta dnevno odnosno prije primjene drugog radionuklida)
Uniformnost za Tc99m (intrinzična ili ekstrinzična)	Vizualno- svakodnevno Kvantitativno- tjedno (mjesečno)*
Uniformnost, razlučivost i linearnost za sve radionuklide	Tromjesečno*
SPECT- centar rotacije	Mjesečno*
SPECT- testiranje i kalibriranje (Jaszczak fantom)	Polugodišnje (tromjesečno)*
PET- dnevni QC testovi	Svakodnevno

\*primarno posao medicinskog fizičara

## **4. Zaključci**

1. Radiološki tehnolog, kao dio tima u nuklearnoj medicini, ima značajnu ulogu u kontroli rada uređaja i kontroli procesa u nuklearnoj medicini.
2. Uloga radiološkog tehnologa u postupcima kontrole treba biti definirana u pisanim postupnicima obzirom na vrstu testova koje provodi te način i periodičnost njihovog provođenja.
3. Aktivno sudjelovanje radiološkog tehnologa u kontroli procesa u nuklearno medicinskoj dijagnostici preduvjet je kvalitetne dijagnostičke informacije.
4. Da bi radiološki tehnolog uspješno sudjelovao u kontroli uređaja i procesa potrebno je cjeloživotno obrazovanje.

## 5. Literatura

1. "Gama-kamera", [www.zanovidan.hr](http://www.zanovidan.hr), 2011. (21.06.2015.)
2. [http://sharepoint.zvu.hr/katedre/325/Nastavni%20matrijali/SKRIPTA%20%20za%20vje%20C5%BEbe%205%20semestar%20Studija%20radiolo%20C5%A1ke%20tehnologije\\_II.pdf](http://sharepoint.zvu.hr/katedre/325/Nastavni%20matrijali/SKRIPTA%20%20za%20vje%20C5%BEbe%205%20semestar%20Studija%20radiolo%20C5%A1ke%20tehnologije_II.pdf) (25.06.2015.)
3. <https://hr.wikipedia.org/wiki/Scintilator> (21.06.2015.)
4. <http://www.medikol.hr/nuklearna-medicina-pet-ct/> (25.06.2015.)
5. <http://www.stetoskop.info/Pozitronska-emisiona-tomografija-PET-512-c13-content.htm> (28.06.2015.)
6. <http://www.medikol.hr/lokacije-2/lokacija-rijeka/nuklearna-medicina-petct-ri/> (25.06.2015.)
7. <http://hdimr.hr/hr/wp-content/uploads/2013/10/2005-br-2.pdf> (30.07.2015.)
8. "Ionizirajuće zračenje u biosferi", Mile Dželalija, Kemijsko-tehnološki fakultet, Sveučilište u Splitu, 2011. (25.06.2015.)
9. [http://www.kbc-rijeka.hr/pages/202\\_1-sto\\_je\\_nuklearna\\_medicina.php](http://www.kbc-rijeka.hr/pages/202_1-sto_je_nuklearna_medicina.php) (21.06.2015.)
10. <http://www.zzjzpgz.hr/nzl/31/dijaliza.htm> (23.06.2015.)
11. [https://hr.wikipedia.org/wiki/Gama\\_kamera](https://hr.wikipedia.org/wiki/Gama_kamera) (30.07.2015.)

12. Busemann Sokole E., Plachcinska A., Britten A. Routine quality control recommendations for nuclear medicine instrumentations. Eur J Nucl Med Mol Imaging, 2010, 37: 662-671. (15.09.2015.)
13. [http://narodne-novine.nn.hr/clanci/sluzbeni/2013\\_04\\_41\\_782.html](http://narodne-novine.nn.hr/clanci/sluzbeni/2013_04_41_782.html) (Pravilnik o uvjetima i mjerama zaštite od ionizirajućeg zračenja za obavljanje djelatnosti s radioaktivnim izvorima). (15.09.2015.)

## 6. Sažetak

Cilj rada je ukazati na važnost uloge radiološkog tehnologa u održavanju i kontroli kvalitete nuklearno medicinskih uređaja kao i samog procesa izvođenja pretrage.

Svaki tip oslikavanja mora proći nekoliko vrsta provjera. Kontrolom kvalitete akvizicije slike manipulira se enegetskim prozorima kao i ostalim faktorima akvizicije slike kao što su statičko oslikavanje, dinamičko oslikavanje, oslikavanje cijelog tijela,.. Kontrola kvalitete obrade podataka ovisi o razinama crne i sive kao i o filmskom prikazu dinamičkih studija. Kontrolom kvalitete opreme obraća se pozornost na sve uređaje sustava.

Radiološki tehnolog igra ključnu ulogu u rutinskoj praksi nuklearne medicine, od kvalitete rada i kontrole kvalitete tijekom dijagnostičkih ispitivanja. Uloga tehnologa znatno se razlikuje od zemlje do zemlje. Najnoviji IAEA projekti stavili su veći naglasak na obuku tehnologa i razvoj materijala koji se mogu koristiti za stručno osposobljavanje koje može pomoći u usvajanju osnovne razine obuke. Usvajanje formalnih programa obuke i priznavanje kvalifikacija od strane mjerodavnih državnih tijela će poticati profesionalni razvoj grupe.

Kontrola kvalitete uređaja se mora izvoditi periodično i kvalitetno od strane radiološkog tehnologa. Svaki uređaj mora se podvrgnuti testiranju prije stavljanja u kliničku upotrebu, a kasnije periodično redovnim provjerama ili tijekom redovnog servisa. Svi rezultati testiranja se pohranjuju radi usporedbe.

## **7. Summary**

The aim is to highlight the importance of the role of radiology technologists in the maintenance and quality control of nuclear medical devices and the process execution time.

Each type of imaging has to pass several types of checks. Controlling quality image acquisition is an energy manipulating windows and other factors image acquisition such as static imaging, dynamic imaging, imaging of the whole body,... Quality control of data processing depends on the levels of black and gray as well as cinematic dynamic studies. Quality control equipment pays attention to all system devices.

Radiological technologist plays a key role in the routine practice of nuclear medicine, quality of work and quality control during diagnostic tests. The role of technologists varies considerably from country to country. The latest IAEA projects have put more emphasis on the training of technologists and development of materials that can be used for vocational training that can help in the adoption of a basic level of training. Adoption of formal training programs, recognition by the relevant state bodies will encourage professional development group.

Quality control devices must be carried out periodically and quality by the radiologic technologist. Each device must be tested before being placed into clinical use, and periodically thereafter regular inspection or during normal service. All test results are stored for comparison.

## 8. Životopis

### Osobni podatci:

Ime i prezime: Josip Ujević

Datum, godina i mjesto rođenja: 14.07.1993., Split

Državljanstvo: Hrvatsko

Adresa: Krivodol 174

Mobilni telefon: 0996871083

Email: jujevic1993@gmail.com

### Obrazovanje i osposobljavanje:

2000.-2008. OŠ Tin Ujević Krivodol

2008.-2012. Gimnazija dr. Mate Ujevića, Imotski

2012.-2015. Sveučilišni odjel zdravstvenih studija Split, smjer: Radiološka tehnologija

### Vještine:

Strani jezici: Engleski ( pismo i govor)

Talijanski (osnovno)

Francuski (osnovno)

Vozačka dozvola: B kategorija

Rad na računalu: MS Office paket i korištenje interneta