



UNIVERZITET U NOVOM ŠADU  
PRIRODNO-MATEMATIČKI  
FAKULTET  
DEPARTMAN ZA FIZIKU



# Uloga, značaj i zadaci medicinskog fizičara na Odeljenju za nuklearnu medicinu na primeru Kliničkog centra Vojvodine u Novom Sadu

- diplomski rad -

Mentor: prof. dr Miroslav Veskovic

Kandidat: Jelena Samac

Novi Sad, 2012

## Uvod

Kako se iz samog naslova može zaključiti, ovaj rad govori o ulozi, mestu i značaju fizičara na Odeljenju za nuklearnu medicinu i podaci u njemu odnose se na konkretan primer Kliničkog centra Vojvodine. Na ideju o pisanju ovog rada došla sam kada sam, nakon položenih svih ispita osnovnih studija, shvatila da o fizici nuklearne medicine znam vrlo malo, znatno manje nego o svim ostalim oblastima medicine koje uključuju fizičara.

Ovaj rad je nastao u saradnji sa gospodinom Sekulić Stevanom, diplomiranim fizičarem, koji je zaposlen na Odeljenju za nuklearnu medicinu Kliničkog centra Vojvodine. Gospodin Sekulić na ovom odeljenju radi više od 35 godina, tokom kojih je stekao ogromno iskustvo i znanje. Upravo iz tog razloga uživa veliko poštovanje svojih kolega tehničara, lekara i šefova. Njemu dugujem veliku zahvalnost na volji za saradnjom, kao i na razumevanju i strpljenju.

Moj boravak na Odeljenju za nuklearnu medicinu trajao je od januara do juna 2012. godine, u pojedinim periodima čak svakodnevno. Za to vreme imala sam priliku da se upoznam sa aparatima, laboratorijom i osobljem ovog odeljenja. Takodje sam imala priliku da staknem sliku o položaju fizičara na jednom ovakvom odeljenju, o odnosu koji ima prema medicinskom osoblju, ali i osoblje prema njemu, kao i o problemima u radu sa kojima se vrlo često susreće.

Cilj rada jeste da ukaže na znanja i veštine neophodne jednom fizičaru za uspešan rad na Odeljenju nuklearne medicine. Mislim da može biti od koristi kako studentima i mladim kolegama, tako i profesorima. Pomenuta znanja se često ne odnose na znanja fizike, pa potreba za njima može, na prvi pogled, delovati apsurdno. Upravo ću ovim radom pokušati da proširim svest svojih kolega o tome da za rad u ovakvoj jednoj struci nije dovoljno samo teorijsko znanje nuklearne fizike, već on zahteva određena znanja prava, tehnike, informatike, matematike, fiziologije, drugih oblasti fizike, kao i posedovanje pedagoških i predavačkih sposobnosti i eksperimentatorskih veština.

Rad je koncipiran u osam poglavlja. Poglavlja se medju sobom dosta razlikuju, jer neka govore o zakonskim regulativama, a druga opisuju i tumače eksperimentalan rad. Ta velika raznolikost u poglavljima donekle je i ilustracija raznolikosti znanja neophodnih fizičaru i širokog spektra poslova koje obavlja.

*Prvo poglavlje* rada daje listu poslova čije se izvršavanje očekuje od fizičara, kao i probleme na koje fizičar nailazi u njihovom izvršavanju, a sve na osnovu iskustva čoveka koji na ovom Odeljenju radi već dugi niz godina. U daljim poglavljima će neki od poslova biti detaljnije prikazani.

U *drugom poglavlju* ovog rada biće dat kratak pregled zakonskih regulativa koje definišu rad fizičara u jednoj medicinskoj ustanovi uopšte, kao i onih regulativa koje se odnose na rad Odeljenja za nuklearnu medicinu, sa stanovišta fizike i zaštite od zračenja. Izdvojeni su pojedini članovi sa kojima smatram da jedan fizičar treba da bude upoznat, a dati su i komentari kako se konkretno ti članovi odnose na rad fizičara.

*Treće poglavlje* govori o dozimetrijskoj kontroli zaposlenih na Odeljenju, fizičkim principima dozimetrije, uređajima za merenje i dozvoljenim granicama izlaganja profesionalno izloženih lica. Dat je i primer očitanih vrednosti dozimetara za određeni period sa analizom dobijenih rezultata.

Cilj *četvrtog poglavlja* jeste da se čitaoci ovog rada upoznaju sa osnovnim principima medicinske grane zvane Nuklearna medicina, sa razlikama između dijagnostičke i terapijske oblasti ove grane,

kao i sa nekim osnovnim fizičkim pojmovima, postupcima i veličinama čije je poznavanje neophodno za uspešno obavljanje svakodnevnih poslova na jednom ovakvom odeljenju.

Merenju se, kao jednom od osnovnih fizičkim postupaka, na ovom mestu mora posvetiti posebna pažnja. Poznavanje karakteristika i uslova merenja, kao i uređaja kojima se to merenje vrši, jedan je od ključnih zadataka fizičara. *Peto poglavlje* govori upravo o karakteristikama merenja i detekcije nuklearnog zračenja u medicini.

*Poglavlje šest* ilustruje rad fizičara na rekalkibraciji jednog gama-brojaca, testiranju njegovih mernih karakteristika i puštanju istog u rad. Snimanje spektara nekoliko izvora, određivanje vrednosti baze i prozora za određeni izotop i ispitivanje zavisnosti odbroja od aktivnosti samo su neki od opisanih postupaka.

U *poglavlju sedam* ilustrovan je takodje rad fizičara, ali na dijagnostici kvara, servisiranju i rekalkibraciji gama-kamere. Ono ima za cilj da ukaze na potrebu širokog poznavanja fizike, počev od elektronike, optike pa do nuklearne fizike, kao i na potrebu poznavanja tehničkih karakteristika samih mernih uređaja. Ova znanja neophodna su, kako za rad sa već postojećim uređajima, tako i za nabavku novih.

Metoda klirensa bubrega je, pored klasičnih imidžing metoda, dijagnostički postupak koji se redovno obavlja na Odeljenju za nuklearnu medicinu. *Poglavlje osam* govori o uvodjenju jednog ovakvog metoda u kliničku upotrebu, postupku koji zahteva dobro poznavanje fizike, matematike i fiziologije. U ovom poglavlju je dat fizički model pojave klirensa, uslovi pod kojima model važi i izvodjenje krajnje formule po kojoj se dobijaju klinički upotrebljive vrednosti.

Rad sadrži veliki broj slika, ilustracija i grafikona koji će, nadam se, biti čitaocima ovog rada od pomoći u boljem razumevanju izloženog materijala.

## 1. Očekivanja, mesto i uloga medicinskog fizičara u Odeljenju za nuklearnu medicinu u Kliničkom centru Vojvodine

U odeljenju, kao što je već pomenuto, već niz godina postoji i radi fizičar. Odeljenje se nalazi u sastavu Centra za laboratorijsku medicinu Kliničkog centra Vojvodine koji predstavlja i vrši centralizovanu laboratorijsku službu za izvodjenje više stotina vrsta laboratorijskih pretraga za ceo KCV. Iz tih razloga, jedan deo poslova fizičara odnosi se na poslove koji nisu vezani za nuklearnu medicinu, već za poslove u laboratorijskoj dijagnostici i instrumentaciji.

Poslovi medicinskog fizičara u zdravstvenoj ustanovi kao što je Odeljenje za nuklearnu medicinu se mogu podeliti na više načina. Ovde će biti kratko navedeni samo oni poslovi koji direktno slede iz osnovnih studija i profila struke, kao i problemi sa kojima se fizičar susreće prilikom njihovog izvršavanja. Neki od ovih poslova biće detaljnije ilistrovani kroz primere kasnije u radu.

### ***1.1 Poslovi proistekli iz zakonskih obaveza vezanih za zaštitu od zračenja***

Ovde se pretpostavlja da će fizičar odmah postati i odgovorna osoba za zaštitu od zračenja. Zakonske regulative koje se konkretno tiču rada fizičara date su u poglavlju 2. Opšta znanja i obim ovih poslova ne predstavljaju problem u izvršavanju. Problem je što su ti poslovi vezani za odobravanje materijalnih sredstava za njihovo sprovođenje u predviđenim rokovima što je u potpunosti van kontrole fizičara. Dodatni je problem što ne postoji razvijena svest kod medicinskih radnika da je i medicinski deo odgovoran za opterećenje dozom, kako pacijenta pojedinačno tako i populacije kao celine. U tom je pogledu uticaj fizičara zavistan od njegove upornosti i doslednosti na sprovođenju principa i uputstava datih u zakonu i protokolima rada.

### ***1.2 Poslovi kontrole kvaliteta i kalibracije uređaja i protokola izvodjenja***

Opšta znanja koja fizičar ima su dovoljna da se svi predviđeni poslovi mogu obavljati bez problema. Problem je nabavka mernog pribora i instrumenata kod nabavke samih uređaja (često se misli da nije važno- npr. kalibracioni izvori), jer se ne konsultuje fizičar kod sastavljanja konfiguracije nabavljanog uređaja. U ovim se poslovima apsolutno pretpostavlja manualna spretnost i laboratorijska veština i to je nešto što bi trebalo da se usavršava u toku studija. Primeri ovih poslova na dva različita uređaja dati su u poglavljima 6 i 7.

### ***1.3 Uvodjenje novih metoda i saradnja u svakodnevnom radu sa lekarima i saradnicima***

Ova grupa poslova predstavlja vrlo značajan deo poslova jer jako utiče na ulogu, renome i mesto medicinskog fizičara u laboratoriji. Kod uvođenja metoda do izražaja dolazi potreba i sposobnost razumevanja i pravljenja različitih modela procesa i algoritama rada. Od fizičara se očekuje da treba da obezbedi, zajedno sa lekarom, pravilan izbor fizičkog modela pojave i odgovarajući izbor algoritma izrade i proračuna, koji odgovara mogućnostima opreme i kadrova kojima raspolaže odeljenje. Ovo je veoma osetljiv i odgovoran posao, koji traži dobru i stručnu saradnju i sa lekarima i sa tehničarima. Primer uvođenja jedne metode dat je u poglavlju 8.

Deo znanja u pripremanju modela i timskom radu, fizičar treba da dobije u toku studija uz afinitet za takav vid rada.

U ove poslova spada i rešavanje svakodnevnih problema kada se posumnja u nalaz ili opremu. Poznavanje mehanizma procesa, modela pojave i merne opreme omogućava da se brzo ustanovi šta je suština problema, on otkloni i nastavi rad.

#### ***1.4 Softverski i informatički poslovi***

Poslednjih se godina naglo razvila upotreba raznovrsne računarske opreme i softvera u medicini. Neophodna su osnovna informatička i računarska znanja jer se to u potpunosti očekuje od fizičara. Njegova se znanja očekuju na nivou razumevanja procesa koji se izvršavaju uz mogućnost dijagnostike problema zbog konsultacija sa softverašima. Takodje mora imati znanja da može da definiše potrebe koje postoje u laboratoriji kada se bira ili naručuje softver. Pretpostavlja se da poznaje osnovne softverske alate za pisanje, računanje i grafički prikaz. U Odeljenju je svakodnevna pojava da se traže razne konsultacije u toku tekućeg rada. Pošto je fizičar stalno prisutan u Odeljenju, on je prvi od koga se očekuje da da tumačenje.

#### ***1.5 Briga o opremi i servisiranje***

Od fizičara se danas ne zahteva da vrši obimnija servisiranja. Očekuje se da njegova znanja jesu dovoljna da prepozna kvar od razdešenosti ili pogrešnog korišćenja uređaja i da brzo definiše obim i mogućnost nastavka rada. Ako se konstatuje kvar koji nije moguće jednostavno otkloniti tada on treba da kontaktira servis i da da dalja uputstva kako se nastavlja ili obustavlja dalji rad sa pacijentima. Primeri koji ovu ulogu ilustruju mogu se naći u poglavljima 6 i 7. Ovde su poželjna osnovna znanja iz elektronike (pre svega na nivou funkcionih modula, a ne na nivou komponenti) i poznavanje rada svakog uređaja na nivou blok šeme. Znanja moraju biti dovoljna da se konsultacije sa servisom mogu obavljati i telefonom (poznavanje i razumevanje funkcionih delova mernih uređaja i softvera koji ga upravlja). Vrlo je značajno da poznaje bar osnovne osobine različitih fizičkih pretvarača jer su oni prisutni u skori svim medicinskim uređajima (scintilacioni kristal, fotomultiplikator, piezo, termo i sl pretvarači). Ova osnovna znanja koja fizičar treba da poseduje data su u poglavlju 5.

#### ***1.6 Obuka kadrova***

Od fizičara se očekuje da da sva neophodna objašnjenja za poslove merenja u Odeljenju. Važno je da se uspostavi konstruktivna saradnja i razumevanje u radu između lekara i fizičara. Kod nabavljene nove opreme fizičar sprovodi obuku u korišćenju. Sprovodi i prvu obuku o zaštiti i ispravnom korišćenju svih uređaja i sredstava u Odeljenju. Učestvuje u obuci specijalizanata i viših laboranata u toku njihovog boravka u nuklearnoj medicini iz oblasti zaštite i korišćenja izotopa. Obavlja i drugu obuku iz svoje struke ako se pokaže potreba. Primeri obuke kadra mogu se naći u poglavlju 6, a primeri odlučivanja pri izboru opreme u poglavlju 7.

#### ***1.7 Ostali poslovi***

Tu spadaju razni poslovi koji nisu medicinski, a liče da bi ih fizičar mogao znati! Korisno ih je prihvatati u obimu u kom afirmišu struku. Prava predstava i zahtevi prema znanju fizičara nisu do kraja definisani te on može u mnogim slučajevima biti dobar posrednik između medicinaru i drugih struka.

#### ***1.8 Ostali poslovi van Odeljenja nuklearne medicine***

Zbog prirode radnog mesta fizičar radi povremeno na sličnim poslovima u drugim odeljenjima Centra za laboratorijsku medicinu. Danas, doduše, daleko manje nego ranije, ali on i dalje može biti angažovan na poslovima dijagnostike kvara ili kalibracije mernih uređaja, kontakta sa servisima,

izbora nove opreme ili obuke. Tu je potrebno široko poznavanje instrumentalne analize i principa rada čitavog niza pretvarača i detektora koji se danas koriste u medicinskim uređjima.

### ***1.9 Odgovorna osoba za zaštitu od zračenja u KCV-u***

Kao jedini fizičar u KCV-u, fizičar zaposlen na Odeljenju za nuklearnu medicinu je imenovan za Odgovornu osobu zaduženu za zaštitu od zračenja za ceo Klinički centar. Poslovi i odgovornost su definisani zakonom. Dozimetrijsku kontrolu vrši na taj način što vodi računa o pravovremenom slanju dozimetara u ustanovu ovlašćenu za njihovo čitanje, pristizanju novih kao i o vodjenju evidencije o očitanim vrednostima. Primer analize očitanih vrednosti dat je u poglavlju 3.

## 2. Zakonske regulative

Svi zakonski propisi koji se tiču radioaktivnog zračenja u našoj zemlji objedinjeni su u okviru *Zakona o zaštiti od jonizujućih zračenja i nuklearnoj sigurnosti* kao i u njegovih 19 pravilnika. U okviru *Zakona* i pravilnika obuhvaćene su razne oblasti; od zaštite životne sredine, nivoa radioaktivnosti u hrani i vodi, uvoza i izvoza radioaktivne robe, primene radioaktivnog zračenja u medicini, pa do uslova potrebnih za dobijanje licenci za obavljanje radiacionih delatnosti. Nama su od posebnog značaja samo neki pravilnici i neki posebni delovi *Zakona*, pa se ostatkom nećemo baviti.

### 2.1 *Zakon o zaštiti od jonizujućeg zračenja i nuklearnoj sigurnosti*

*Zakon o zaštiti od jonizujućeg zračenja i o nuklearnoj sigurnosti*, koji je na snazi od 15.05.2009. pa do danas, nama je posebno značajan jer propisuje uslove za obavljanje delatnosti sa izvorima jonizujućih zračenja. Dakle, upravo su ovim *Zakonom* definisani uslovi koje treba da ispuni Klinički centar Vojvodine da bi dobio Licencu za obavljanje radiacione delatnosti.

Dobijanje Licence želim da istaknem baš u ovom delu rada kao posebno značajno iz sledećeg razloga. Celokupan postupak dobijanja Licence za odeljenje nuklearne medicine KCV-a pre nekoliko godina, počev od prikupljanja potrebne dokumentacije, organizovanja lekarskih pregleda i dodatnih obuka zaposlenih, pa do brige o ispunjenosti gradjevinskih i tehničkih uslova dela zgrade u kome se odeljenje nalazi, vodio je moj kolega Stevan Sekulić, fizičar. On je, nakon dobijanja pomenute Licence, imenovan za lice odgovorno za zaštitu od jonizujućeg zračenja. U narednom delu teksta navodim određene delove *Zakona* koji definišu poslove ovog lica.

#### *Član 31.*

*Pravno lice, odnosno preduzetnik, koji je dobio licencu za obavljanje radiacione delatnosti dužno je da odredi lice odgovorno za zaštitu od jonizujućih zračenja.*

*Lice odgovorno za zaštitu od jonizujućih zračenja dužno je da:*

- *sprovodi unutrašnji nadzor nad primenom mera zaštite od jonizujućih zračenja*
- *brine o sprovođenju lične dozimetrijske kontrole i nabavci zaštitnih sredstava*
- *brine o sprovođenju zdravstvene kontrole nad profesionalno izloženim licima*
- *brine o stručnoj osposobljenosti zaposlenih za sprovođenje mera zaštite od jonizujućih zračenja*
- *brine o redovnoj kontroli nad izvorima jonizujućih zračenja u propisanim rokovima*
- *organizuje sprovođenje zaštitnih mera u slučaju akcidenta*
- *obezbeđuje vođenje evidencija*
- *prisustvuje inspekcijskom nadzoru i obavlja druge poslove u vezi sa izvorima jonizujućih zračenja koje odredi Agencija ili na koje je obavezno prema odredbama ovog Zakona.*

*Lice odgovorno za zaštitu od zračenja mora da ima završenu najmanje srednju školu odgovarajuće struke, radno iskustvo u oblasti zaštite od jonizujućih zračenja i dopunsku osposobljenost i obučenost.*

*Agencija propisuje vrstu i stepen stručne spremlje lica odgovornog za zaštitu od jonizujućih zračenja, radno iskustvo u oblasti zaštite od jonizujućih zračenja i dopunsku osposobljenost i obučenost, u zavisnosti od radiacione delatnosti.*

### 2.2 *Pravilnik o primeni izvora jonizujućeg zračenja u medicini*

Što se tice pravilnika koji spadaju pod ovaj zakon, nama je od posebnog značaja *Pravilnik o primeni izvora jonizujućeg zračenja u medicini*, koji je na snazi od 11.01.2012 pa do danas . Ovaj

Pravilnik sastoji se od delova koji uopšteno govore o opravdanosti izlaganja, optimizaciji izlaganja, procedurama i odgovornostima koje moraju biti ispoštovane u svim oblastima primene jonizujućih zračenja u medicini, ali i posebno definiše uslove koji se moraju poštovati na odeljenjima nuklearne medicine, radiologije, radioterapije itd. Navešćemo i prodiskutovati neke opšte uslove koji su nam od značaja, a kasnije ćemo se posebno pozabaviti onim delom koji se tiče nuklearne medicine.

### 2.2.1 Opravdanost izlaganja

#### Član 7

*Medicinsko izlaganje se mora sprovoditi tako da ukupna korist do koje dovodi, uključujući i direktnu zdravstvenu korist po pojedinca i društvo, bude veća od moguće štetnosti po zdravlje pojedinca koje ovo izlaganje može da izazove.*

Ovaj član posebno navodimo, jer procenu odnosa koristi i štete o kojoj je ovde reč, uglavnom najbolje može da uradi fizičar. Dok lekari u jednu ruku uglavnom brinu o dobrobiti ili stanju jednog pacijenta, fizičar je taj koji ima za zadatak da sagleda i takozvanu "širu sliku" tj da oceni kako bi predloženo izlaganje moglo uticati na populaciju sa kojom pacijent može doći u direktan ili indirektan kontakt.

#### Član 8

*Posebno je važno da opravdanost svake nove vrste prakse, koja uključuje izlaganje, bude ocenjena pre nego što se njena primena odobri.*

Ovaj član, sa stanovišta fizičara u nuklearnoj medicini, opisuje postupak takozvanog uvođenja nove metode. Pored fizičko-matematičkog modelovanja procesa koji se u telu dešava a koji se želi novom metodom ispitati, fizičar mora odrediti dozu zračenja koju će pacijent primiti, a u svrhu postizanja dovoljnog nivoa radioaktivnosti, nakon metaboličkih procesa i odredjenog vremena, koji bi dao pouzdanu i upotrebljivu fizičku informaciju koja će se dalje tumačiti. Medjutim, naravno da postoje ograničenja u visini doze koju pacijent može primiti. To je još jedan od zadataka fizičara – da pronadje kompromisno rešenje u smislu što manje doze za pacijenta i što boljeg kvaliteta informacije (odbroja ili slike).

### 2.2.2 Optimizacija izlaganja

#### Član 18

*Proces optimizacije izlaganja obuhvata: izbor opreme; konzistentno beleženje i čuvanje dijagnostičkih podataka ili terapijskih rezultata; kao i praktična iskustva, osiguranje kvaliteta, uključujući kontrolu kvaliteta, procenjivanje i izračunavanje doza pacijenata ili aktivnosti primenjenih radiofarmaceutika, saglasno ekonomskim i socijalnim faktorima.*

Kako je fizičar jedino lice tehničke struke na Odeljenju za nuklearnu medicinu KCV-a, on je ujedno i najsposobniji da odlučuje o tehničkim karakteristikama novih uređaja koje treba nabaviti. Kontrola kvaliteta, u smislu kontrole ispravnosti i pouzdanosti uređaja kojema se snimanja vrše, takodje je njegov zadatak. Na ovom odeljenju fizičar je taj koji priprema radiofarmaceutike i daje terapiju pacijentima.

### 2.2.3 Nuklearna medicina

#### Član 23

*Medicinsko izlaganje u radioterapiji i dijagnostičkoj i terapijskoj nuklearnoj medicini odvija se uz obavezno učešće stručnjaka iz oblasti fizike primenjene u medicini.*

Ovaj član *Zakona* obavezuje sve medicinske ustanove u našoj zemlji koje u svom sastavu imaju odeljenje za nuklearnu medicinu da angažuju stručnjaka iz oblasti medicinske fizike u svom timu.



*Član 40.*

*Aktivnost radiofarmaceutskog preparata za terapiju određuje se na osnovu proračuna potrebne terapijske doze zračenja i merenja aktivnosti.*

*Greška merenja aktivnosti radiofarmaceutika ne sme da bude veća od 20%.*

Kako je fizičar osoba zadužena za pripremanje i davanje radiofarmaceutika pacijentu, jasno je da on svojim radom direktno utiče na grešku merenja aktivnosti. Naime, ukoliko je propisana doza 10 *mCi*, on sme odmeriti zapreminu radiofarmaceutika tako da se u njoj nalazi preparat aktivnosti od 8 do 12 *mCi*, ali nikako izvan tih granica.

*Član 41.*

*Pacijent se ne sme otpustiti iz bolnice ako će:*

- 1. bilo koji pojedinac iz stanovništva primiti efektivnu dozu veću od 0,3 mSv od radiofarmaceutika u telu otpuštenog pacijenta;*
- 2. članovi domaćinstva pacijenta koji dobrovoljno brinu o njegovom zdravlju primiti efektivnu dozu veću od 5 mSv od radiofarmaceutika u telu otpuštenog pacijenta i*
- 3. ostali članovi domaćinstva pacijenta primiti efektivnu dozu veću od 1 mSv od radiofarmaceutika u telu otpuštenog pacijenta.*

Kao osoba zadužena za zaštitu od zračenja, fizičar brine o zaštiti kako pacijenata, tako i svih ostalih pojedinaca u stanovništvu. Stoga, kada postoji rizik da ce neki pojedinac primiti dozu vecu od propisane posredno od pacijenta, fizičar donosi odluku da li se taj pacijent sme otpustiti, ili se mora, kako ce biti detaljnije objasnjeno nakon člana 43, uputiti u neku drugu medicinsku ustanovu.

*Član 42.*

*Pri otpuštanju pacijenta iz bolnice posle terapijskog ili dijagnostičkog postupka, pacijent mora dobiti uputstva o ponašanju radi ograničavanja štetnog delovanja radiofarmaceutika unetog u organizam pacijenta na osobe sa kojima dolazi u kontakt.*

Poštovanjem procedure davanja uputstava za ponašanje pacijentu, fizičar brine o zaštiti od zračenja njegovih ukućana ali i ostalih pojedinaca.

*Član 43.*

*Ako je aktivnost primenjenog radiofarmaceutskog preparata veća od 400 MBq <sup>131</sup>I, terapija se mora sprovesti u bolničkim uslovima, i to u posebnim prostorijama koje su projektovane za kontrolisanu radijacionu zonu. Pacijent može biti otpušten iz bolnice kada aktivnost apliciranog <sup>131</sup>I opadne ispod 400 MBq.*

Kako Odeljenje za nuklearnu medicinu KCV-a nema prostorije posebno projektovane za ovu namenu, pacijenti, kod kojih postoji potreba za dozom većom od 400 *MBq*, odnosno 11 *mCi*, moraju biti upućeni u neku drugu medicinsku ustanovu koja ovakve prostorije ima. Neretko se desava da se lekari obrate fizičaru sa pitanjem da li smeju da daju pacijentu određenu dozu, gde je na fizičaru da donese tu odluku.

Nadam se da su čitaoci ovog rada, kroz ovo poglavlje, uvideli da zakon pretpostavlja složenu ulogu fizičara na Odeljenju za nuklearnu medicinu. Kroz sledeća poglavlja detaljnije će biti pominjani neki od ovih, ali i neki novi poslovi fizičara, koje zakon nije direktno propisao.

## 3. Dozimetrijska kontrola zaposlenih

### 3.1 Fizičke osnove dozimetrije

Pri delovanju zračenja, potrebno je opisati udružene efekte fizičkih i bioloških procesa u živom organizmu. Posebna grana dozimetrije zvana lična dozimetrija posmatra delovanje zračenja na ljudski organizam, odnosno na čoveka kao pojedinca. Ukupna energija koju zračenje preda materiji kroz koju se prostire, u našem slučaju ljudsko tkivo, nikako ne može biti jedina mera delovanja zračenja. Vrlo je bitno poznavati vrstu zračenja kojoj je telo izloženo, kao i način izlaganja tj da li je izlagano celo telo, ekstremiteti, abdomen itd...

Ekvivalentna doza  $H_T$  je opisana kao suma proizvoda srednje apsorbovane doze  $D$  koju zračenje preda tkivu ili organu i radiacionog težinskog faktora  $\omega_R$ . Opravdanost postojanja ovog faktora je u tome da nemaju sve vrste zračenja isti efekat na tkiva ili organe. Tako na primer alfa-čestice imaju vrednost radiacionog težinskog faktora 20, dok fotoni (gama-zračenje) imaju vrednost 1.

$$H_T = \sum_T D\omega_R \quad (3.1)$$

Jedinica za apsorbovanu dozu  $D$  je Grej ( $Gy$ ) i ona predstavlja količinu energije koju zračenje preda jednom kilogramu materije ( $Gy = J / kg$ ), što važi za sve vrste zračenja i sve vrste materije. Kako smo već pomenuli, uvodjenjem težinskog faktora  $\omega_R$ , mi uzimamo u obzir vrstu zračenja čiji efekat posmatramo.

Efektivna doza  $E$  je definisana kao zbir proizvoda ekvivalentnih doza ( $H_T$ ) u tkivu ili organu  $T$  i odgovarajućeg tkivnog težinskog faktora  $\omega_T$ , koji opisuje osetljivost određenog organa na zračenje.

$$E = \sum_T D\omega_R\omega_T \quad (3.2)$$

Jedinica za efektivnu i ekvivalentnu dozu je Sivert ( $Sv$ ) i ona opisuje biološke efekte zračenja. Ona je dimenziono jednaka kao i Grej, jer se dobija množenjem Greja bezdimenzionim faktorima, međutim, njen smisao je drugačiji. Ona pokazuje kako određena količina i vrsta zračenja deluje na živi organizam ili na njegove pojedine delove.

Prema preporukama Medjunarodnog Komiteta za Zaštitu od Zračenja (ICRP), postavljene su vrednosti težinskih faktora za sva tkiva, a vrednosti veoma variraju od tkiva do tkiva. Tako na primer, gonade imaju jednu od najvećih vrednosti ovog faktora od 0.20, pluća i koštana srž 0.12, dojke, jetra i štitna žlezda 0.05, dok koža ima jednu od najnižih vrednosti, 0.01 .

### 3.2 Zakonska zaštita od zračenja profesionalno izloženih lica

Primena izvora jonizujućeg zračenja kod nas je regulisana *Zakonom o zaštiti od jonizujućeg zračenja*. Ovaj zakon se sastoji od više odluka/pravilnika koji preciznije definišu obaveze u zaštiti od jonizujućeg zračenja, međutim, ovde ćemo pomenuti samo one koji se odnose na zaštitu zaposlenih.

Jedan od članova pomenutog zakona kaže "Lica koja rade sa izvorima jonizujućih zračenja i stanovništvo ne smeju biti izloženi zračenju iznad propisanih granica." Granice izlaganja zračenju propisane su takodje prema preporukama ICRP i iznose "20 mSv godišnje, izraženo kao prosečna vrednost za period od pet uzastopnih godina, uz dodatno ograničenje da ni u jednoj godini efektivna doza ne predje vrednost od 50 mSv ." Granice ekvivalentnih doza za pojedine organe su: "za očno sočivo 150 mSv godišnje, za kožu 500 mSv godišnje (odnosi se na ekvivalentnu dozu

*usrednjenu po površini kože od 1 cm<sup>2</sup>, za delove ekstremiteta (šake, podlaktice, stopala i gležnjeve) 500 mSv godišnje."*

Trudnice predstavljaju posebnu grupu radnika kada je reč o zaštiti od zračenja. Za njih je rad, od trenutka kada je trudnoća ustanovljena, zabranjen. U zavisnosti od toga koliko je trudnoća poodmakla pre nego je ustanovljena, može ipak doći do manjih izlaganja. Tada je osnovna preporuka je da ekvivalentna doza na površini abdomena u toku cele trudnoće ne predje vrednost od 2 mSv.

Lica koja su profesionalno izložena jonizujućem zračenju dele se na dve kategorije: A i B. U kategoriju A spadaju lica koja rade u kontrolisanoj zoni zračenja i koja mogu primiti godišnje efektivne doze veće od 6 mSv. U kategoriju B spadaju lica koja povremeno rade u kontrolisanoj zoni. Prethodno navedene doze za profesionalno izložena lica odnose se na lica kategorije A. Za lica kategorije B primenjuje se 1/3 ovih vrednosti. Kako je u nuklearnoj medicini sam pacijent izvor zračenja, jasno je da lica koja rade na ovom odeljenju spadaju u kategoriju A.

### **3.3 TLD- dozimetri**

TLD dozimetri su sredstvo za merenje ukupne količine zračenja koju svaki pojedinac primi u određenom vremenskom periodu. TLD je skraćenica za TermoLuminescentni Dozimetar, gde samo ime govori dosta o njegovom principu rada. Naime, pri prolasku jonizujućeg zračenja kroz kristal dozimetra, dolazi do jonizacije materijala tj predaje energije elektronima kristala, pri čemu oni prelaze na viša energetska stanja u atomu. Tamo i ostaju dok se kristal, pri očitavanju, ne zagreje. Zagrevanje omogućava elektronima da se vrata na svoje prvobitno stanje, usput emitujući višak energije, u vidu vidljive svetlosti. Količina emitovane svetlosti zavisi upravo od količine energije koju je kristal primio pri prolasku zračenja.

Korišćenje TLD dozimetara nije pogodno za egzaktna merenja doze, jer može da prikaže samo ukupnu dozu za određeni vremenski period, a očitana vrednost zavisi od načina čuvanja dozimetara. Ukoliko se dozimetri očitavaju na mesec dana, ne možemo znati kolike su doze primljene svakog dana pojedinačno, niti svake nedelje. Takođe, on nema mogućnost trenutnog prikazivanja doze kojoj je neki pojedinac izložen. Sa druge strane, korišćenje ovih dozimetara jeste pogodno za kontinualno praćenje. Podacima dobijenim sa TLD dozimetara mogu se lako odrediti tendencije doza u nekom dužem vremenskom periodu, a mogu se konstatovati akcidenti, ukoliko očitana doza znatno odstupa od proseka za veći broj meseci. Jos jedna pogodnost ovog vida dozimetrije, a koja je u našem društvu ponekad i presudna, jeste niska cena i samih dozimetara kao i usluge očitavanja.

Na Odeljenju za Nuklearnu medicinu u okviru Kliničkog Centra Novi Sad, TLD dozimetri se očitavaju na mesečnom nivou, a očitavanje vrši za to ovlašćena ustanova.

### **3.4 Primeri dozimetrijske kontrole na Odeljenju za nuklearnu medicinu KCV-a**

Prethodno pomenuto Odeljenje za nuklearnu medicinu Kliničkog centra Vojvodine broji 13 zaposlenih, od čega 6 lekara, 5 tehničara, 1 fizičar i 1 osoba zadužena za održavanje higijene. Poslovi su, pogotovo medju tehničarima, podeljeni u tri grupe (šalter, iniciranje i snimanje) zbog ravnomernije raspodele doze i tehničari se na njima smenjuju u dvonedeljnim ciklusima. Svi oni imaju obavezu da nose dozimetre u svakom trenutku boravka na radnom mestu.

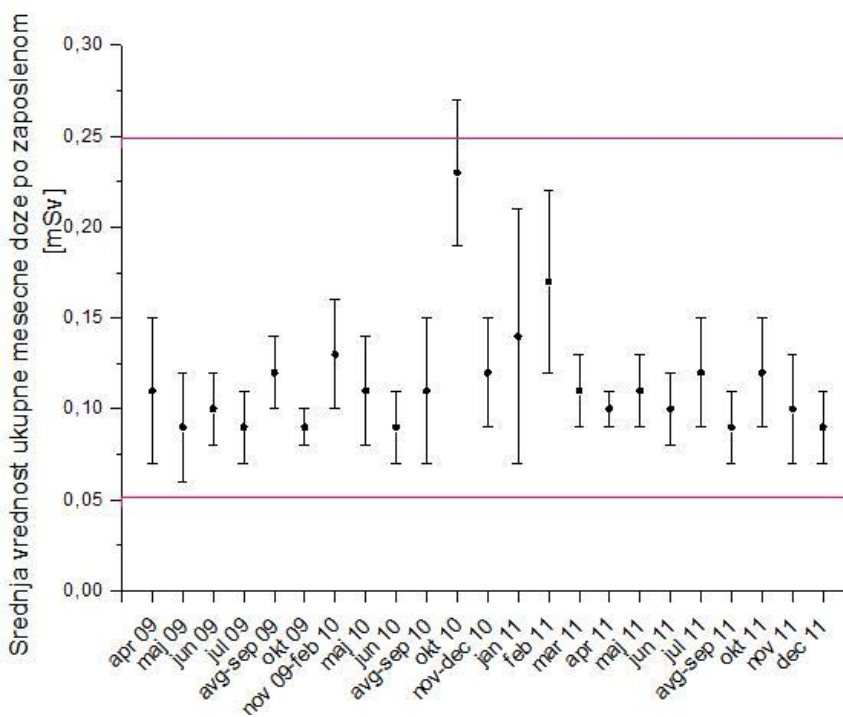
Na kraju svakog meseca, po prijemu novih, stari dozimetri se šalju u Institut za nuklearne nauke "Vinča", gde se i očitavaju, a narednog meseca, sa novim dozimetrima, stižu i rezultati očitavanja. Ove rezultate osoba zadužena za zaštitu od zračenja dužna je da prati i arhivira.

U okviru ovog rada, analizirani su podaci očitanih dozimetara za period april 2009-decembar 2011. Očitane vrednosti date su u tabeli D2 na kraju ovog rada (dodatak 2).

Kako je broj podataka u okviru jednog meseca, pa čak i jedne godine, suviše mali da bi se na osnovu njih uradila pouzdana statistika, analiziraćemo srednju dozu zračenja za zaposlene u pomenutom periodu, kao i fluktuacije doze od meseca do meseca.

Srednja vrednost dozr za jedan mesec po jednom zaposlenom iznosi  $0.15 \text{ mSv}$  sa standardnom devijacijom od  $0.10 \text{ mSv}$ . Sa grafika 3.1 se može videti da se sve očitane vrednosti za sve zaposlene u posmatranom periodu nalaze u intervalu od  $0.05$  do  $0.25 \text{ mSv}$ , sto smo i pretpostavili statističkim izračunavanjima.

Posmatranjem grafika uočavamo blago odstupanje očitanih vrednosti za mesec oktobar 2010. Analiziranjem poslova koji su tog meseca izvršavani, znamo da se uslovi rada nisu menjali. To može značiti samo jedno, da su uslovi prilikom očitavanja dozimetara bili promenjeni, jer su sve očitane vrednosti za taj mesec povišene, dakle, greška koja se javila morala je biti sistemska i najverovatnije vezana za probleme u transportu do očitavanja.



Grafik 3.1. Srednje mesečne vrednosti doza po zaposlenom u periodu april 2009-decembar 2011.

Osvrnućemo se sada na tačku 2 ovog poglavlja koja govori o zakonskim regulativama. Za posmatranih 30 meseci zaposleni su, pojedinačno, primili doze od  $2.50$  do  $4.80 \text{ mSv}$ . Ukoliko podatke saberemo kao  $3 \times 10$  meseci i nadjemo srednju od ove tri vrednosti, njenim množenjem sa 6 ( $6 \times 10 = 60$  meseci = 5 godina) možemo dobiti pretpostavku kolika će biti ukupna doza po zaposlenom za period od 5 godina. Opisanim metodom dobija se da je pomenuta doza u granicama  $3.60$ - $9.66 \text{ mSv}$ . Ova pretpostavka je u veoma dobroj saglasnosti sa pomenutim zakonom.

Treba napomenuti još da je čest problem u tumačenju merenih vrednosti nerazumevanje da su sve očitane vrednosti daleko ispod dopuštenih granica i da fluktuacije u vrednostima prikazuju normalnu fluktuaciju na nivou fona, što licima nije očigledno.

## 4. Osnovni principi nuklearne medicine

Sam termin "nuklearna medicina" uveden je 50-tih godina prošlog veka, kada su i uradjenje prve radioimunološke analize i konstruisana prva scintilaciona kamera. Ovome je prethodilo otkriće veštačkih radionukleida od strane Žulia i Irene Kiri 1934, nakon čega su otkriveni i veštački dobijeni  $^{59}\text{Fe}$ ,  $^{131}\text{I}$  i  $^{60}\text{Co}$ . 1936. prvi put je data injekcija radioaktivne supstance pacijentu u svrhu lečenja leukemije, a nešto kasnije su uradjena i prva istraživanja štitne žlezde pomoću  $^{131}\text{I}$ . Ovaj radioizotop 1951. odobrio je FDA.

Nakon ovoga, nuklearna medicina je nastavila da se razvija, uvodi nove metode imidžinga i terapije i razvija nove mašine, da bi danas postala, iako nedovoljno popularizovana, jedna od ključnih medicinskih grana, bar kada je imidžing u pitanju.

### 4.1 Imidžing metode u nuklearnoj medicini

U nuklearnoj medicini, kliničke informacije se dobijaju posmatranjem distribucije određenog farmaceutika, prethodno unetog u telo pacijenta. Ako se na pomenuti farmaceutik veže i radionukleid, može se posmatrati distribucija radiofarmaceutika merenjem količine prisutne radioaktivnosti. Ovako opisane metode nazivaju se traserske, jer se bave praćenjem metabolizma insertovanog radiofarmaceutika u telu. Ova merenja mogu se vršiti in vivo ili in vitro, gde je in vivo najčešći tip procedure u nuklearnoj medicini i najveći deo merenja se vrši gama kamerom.

Ono što predstavlja glavnu razliku i prednost nuklearno-medicinskih u odnosu na druge imidžing metode jeste da se u nuklearnoj medicini koriste imidžing tehnike koje pokazuju fiziološke procese, ili njihove posledice, u telu, dok ostale tehnike uglavnom pokazuju anatomske strukture i promene u telu. Takodje, zračenje koje se koristi za formiranje slike, u nuklearno-medicinskim metodama, poreklom je iz samog tela pacijenta, dok je kod ostalih imidžing tehnika izvor zračenja izvan tela.

Kod in vitro merenja obradjuju se uzorci iz tela pacijenta, kao što su krv, urin, izmet ili u retkim slučajevima izdahnuti vazduh. Ova merenja se najčešće svode na brojanje impulsa, a njihov cilj je da se utvrdi nivo radioaktivnosti u uzorcima, na osnovu koga možemo tumačiti stanje nekog od sistema u telu.

Kod oba tipa merenja, in vivo i in vitro, radioaktivnost je poreklom od kretanja određenog radiofarmaceutika u telu. Uloga radioaktivnosti je isključivo pasivna, da omogući lokalizaciju unetog farmaceutika tj da ga učini vidljivim. Upravo iz ovog razloga, moguće je koristiti izuzetno male doze radioaktivnosti, na osnovu čega se potencijalni rizik za pacijenta održava na vrlo niskom nivou.

### 4.2 Terapija u nuklearnoj medicini

Osnovna ideja terapije u nuklearnoj medicini jeste da se radionukleidom tretira ciljani organ u telu. Kao i kod imidžing metoda, i kod terapije se za određeni farmaceutik, koji organizam na poznati način metabolički obradjuje, vezuje radionukleid, pa se ovako nastali radiofarmaceutik unosi u telo pacijenta, intravenozno ili oralno. Kao što smo već pomenuli, cilj je da se uneti radiofarmaceutik nagomila u određenom organu koji želimo tretirati.

Radiofarmaceutici koji se koriste u terapiji najčešće emituju čestice kratkog dometa, pa na taj način deluju samo na ćelije organa u kome se izotop našao, ali ne i na okolna tkiva, organe, pa samim tim nemaju ni uticaja na pojedince u pacijentovom okruženju. Medjutim, u slučaju korišćenja joda  $^{131}\text{I}$  u terapijske svrhe, a koji se koristi za tretiranje oboljenja štitne žlezde, stvari su malo drugačije. Naime,  $^{131}\text{I}$ , pored kratkodometnog beta zračenja, koje nam je u terapiji od interesa, emituje i dugodometno gama-zračenje. Upravo se zbog ovog gama-zračenja mora voditi

posebna pažnja o pacijentima koji podilaze terapijske procedure. Terapijske doze iznad propisane granice zahtevaju hospitalizaciju pacijenta na specijalno opremljenom odeljenju.

U narednom delu ovog poglavlja biće reči o fizičkim pojavama i karakteristikama koje su ključne za dalje uspešno razumevanje poslova i postupaka u bavljenju nuklearnom medicinom.

### 4.3 Poluvek izotopa

Kada se radiofarmaceutik unese u biološki sistem, dešavaju se dva procesa koja dovode do smanjenja radioaktivnosti u tom sistemu. To su fizički radioaktivni raspad radionukleida i biološka eliminacija materijala.

Fizički (radioaktivni) poluvek ( $T_f$  ili  $T_{1/2}$ ) jeste vreme koje je potrebno da se prvobitan broj atoma u datom radioaktivnom uzorku smanji za polovinu. Ova pojava je neotudjivo svojstvo svih radioaktivnih materijala i ne postoji način da se ovaj proces ubrza, uspori ili zaustavi. Procenat broja atoma koji se raspadne po jedinici vremena naziva se konstanta raspada ( $\lambda$ ), karakteristična je za svaki radionukleid i definisana je preko fizičkog poluveka kao

$$\lambda = \frac{\ln 2}{T_{1/2}}. \quad (4.1)$$

Ona je i glavni činilac u definisanju zakona poluraspada kao

$$N_t = N_0 e^{-\lambda t}, \quad (4.2)$$

gde je  $N_t$  preostali broj atoma u određenom trenutku vremena,  $N_0$  početni broj atoma, a  $t$  je proteklo vreme.

Biološki poluvek ( $T_b$ ) je vreme potrebno da telo eliminiše polovinu doze bilo koje supstance redovnim procesima eliminacije, a kao posledica prirodnog metabolizma te supstance. Redovnim procesima eliminacije radijacija se može eliminisati iz organizma preko urina, stolice ili znoja, a u retkim slučajevima i disanjem.

U predviđanju količine zračenja koja ce biti apsorbirana po jedinici mase tela, moraju se uzeti u obzir i fizički i biološki poluvek korišćenog izotopa. Veličina koja kombinuje dva, prethodno pomenuta, poluveka naziva se efektivni poluvek izotopa ( $T_e$ ). Efektivni poluvek se definise kao vreme potrebno da se nivo radioaktivnosti, poreklom od količine radioaktivnog elementa deponovanog u tkivima ili organima, smanji za 50%. Ovo smanjenje je rezultat kombinovanih akcija radioaktivnog raspada i gubitka materijala biološkom eliminacijom. Ukoliko je poznat biološki poluvek elementa, efektivni poluvek se veoma lako može izračunati formulom:

$$T_e = \frac{T_f \cdot T_b}{T_f + T_b} \quad (4.3)$$

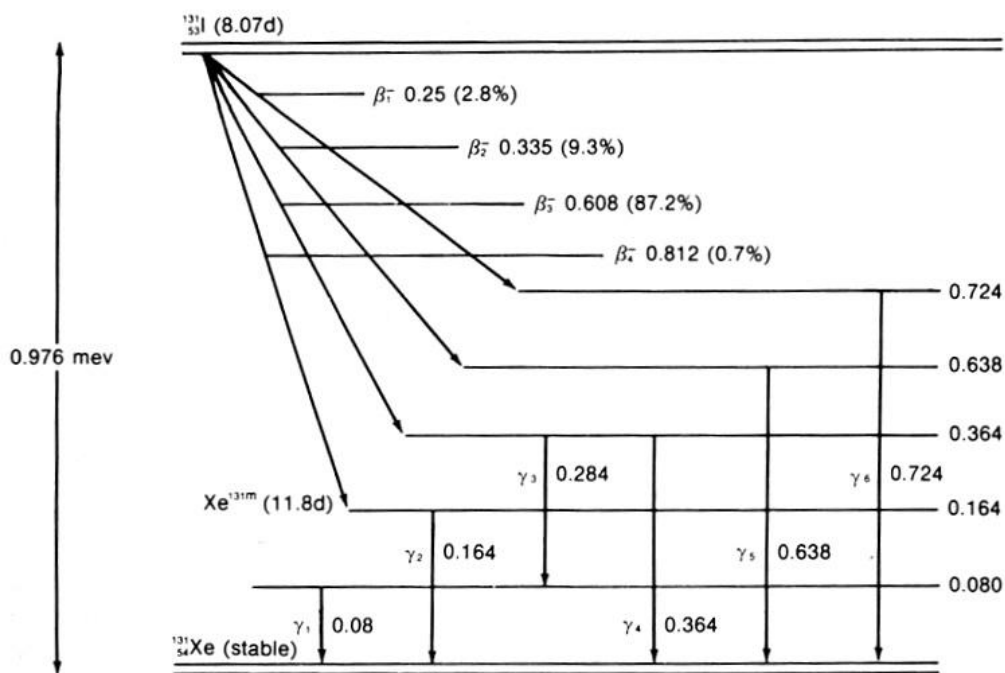
Možemo zaključiti da će efektivni poluvek uvek biti manji od fizičkog, jer će biološka eliminacija elementa iz tela doprineti bržem smanjenju nivoa radioaktivnosti u telu. Datum formulom se mogu potvrditi poznati rezultati za  $^{131}I$ . Naime, fizički poluvek ovog izotopa je približno 8 dana. Medjutim, uneta količina radijacije smanjuje se za 50% nakon svega 6 dana, upravo zbog biološke eliminacije izotopa iz organizma. Jedini poznati slučaj kada je efektivni poluvek jednak fizičkom jeste prilikom deponovanja koloidnog zlata u jetri, jer ne dolazi do biološke eliminacije.

### 4.4 Nastanak izotopa

Kao što znamo, radioaktivno zračenje može biti  $\alpha$ ,  $\beta$  ili  $\gamma$  tipa, u zavisnosti od vrste čestica koje se prilikom radioaktivnog raspada emituju. Upravo od toga zavisi da li ćemo neki element nazvati  $\alpha$ ,  $\beta$  ili  $\gamma$  emiterom. Raspad svakog elementa može se predstaviti takozvanom šemom

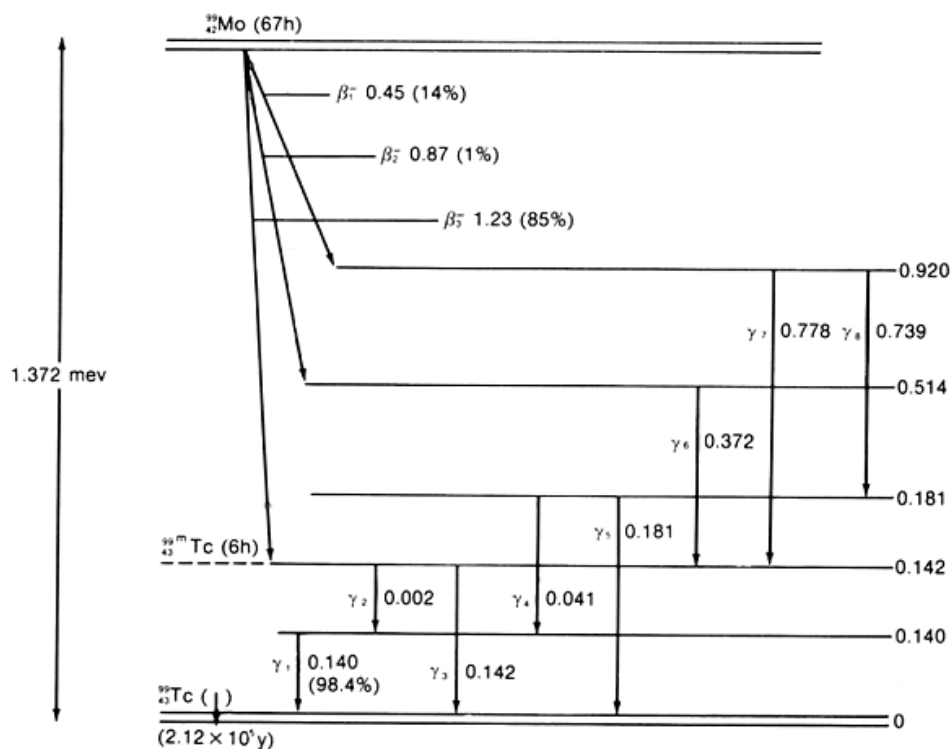
radioaktivnog raspada. Šeme raspada su izuzetno bitne jer se pomoću njih brzo i precizno mogu dobiti informacije kao što su tip raspada, medjstanja odnosno medjuelementi koji nastaju pre postizanja stabilne konfiguracije, energije ovih stanja, kao i energije čestica čijom se emisijom do ovih stanja dolazi.

Ovde ćemo razmotriti raspade i prikazati šeme dva izotopa koja su za ONM KCV-a od najvećeg značaja. To su  $^{131}\text{I}$  i  $^{99}\text{Mo}$ .



Slika 4.1 Šema raspada  $^{131}\text{I}$ .

Na slici 4.1 prikazana je šema raspada joda 131. Ovaj izotop je beta-gama emiter. Jod 131 se raspada do stabilnog ksenona 131, prolazeći pritom metastabilno stanje ksenona 131. Do ovog metastabilnog stanja jod može doći jednim od četiri moguća beta raspada, gde svaka od ove četiri emitovane beta čestice ima različite energije. Od metastabilnog do stabilnog ksenona dolazi se emisijom gama-zraka, za šta postoji čak 6 mogućnosti, kao što se vidi sa slike. Medjutim, čak 87.2% svih jezgara joda 131 raspadne se putem  $\beta_3 - \gamma_4$ , gde  $\gamma_4$  foton ima energiju 0.364 MeV-a, pa se upravo ova energija u spektru koristi za detekciju joda 131. Ali, od  $\beta_3$  stanja metastabilni ksenon do stabilnog može doći putem emisije tri gama zraka razlicitih energija ( $\gamma_1$ ,  $\gamma_3$  i  $\gamma_4$ ). Ovo znači da je procenat emitovanih gama fotona energije 364 keV-a manji od 87.2%. Svega 80% od svih emitovanih fotona ima pomenutu energiju i doprinosi detekciji joda 131.



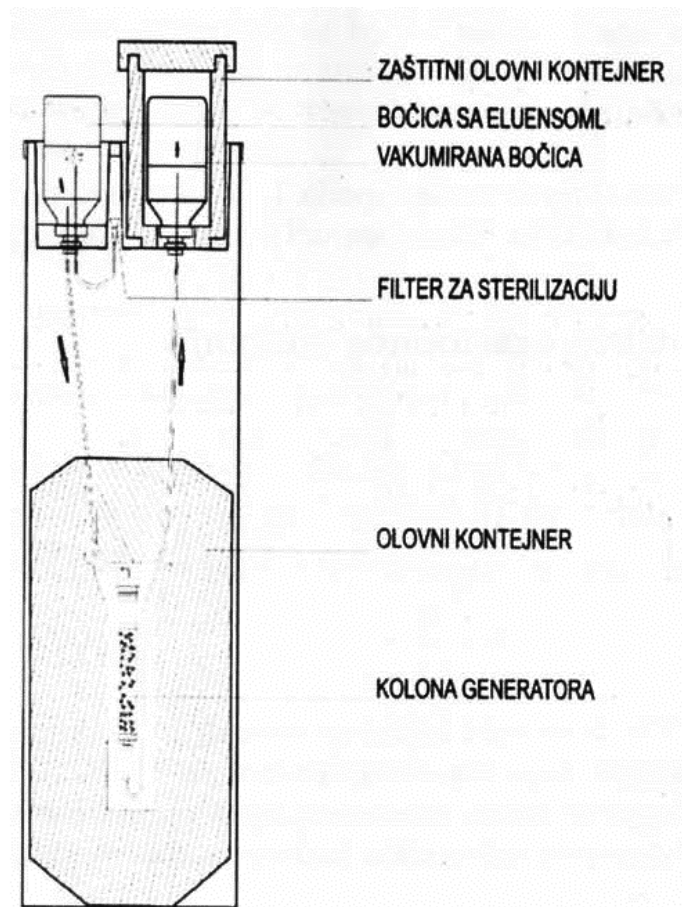
Slika 4.2 Šema raspada  $^{99}\text{Mo}$ .

Na slici 4.2 prikazana je šema raspada molibdena 99. I on je beta-gama emiter i raspada se do  $^{99}\text{Tc}$ , koji ima poluvek  $2.1 \cdot 10^5$  godina, i možemo ga u ovom slučaju smatrati stabilnim. Da bi došao do ovog "stabilnog" tehnecijuma, molibden mora proći metastabilno stanje  $^{99\text{m}}\text{Tc}$ , poluveka 6 sati, koje je u nuklearnoj medicini od veoma velikog značaja. U celom procesu raspada moguća je emisija tri beta i čak osam različitih gama-zraka, međjutim najčešći je put  $\beta_3 - \gamma_1$ , gde čak 85% svih emitovanih beta-čestica čini  $\beta_3$ , a čak 98.4% svih emitovanih gama-zraka čini  $\gamma_1$ , što znači da i ostali, manje verovatni, beta raspadi doprinose emisiji  $\gamma_1$  fotona. Ovi fotoni imaju energiju 140 keV- a i upravo se oni, tj ova energija, koriste za detekciju  $^{99\text{m}}\text{Tc}$ .

#### 4.5 Proizvodnja radionukleida

Postoji četiri načina da se prizvedu radionukleidi: transmucijama, pomoću linearnih akceleratora, ciklotrona i generatora. Prva tri načina zahtevaju rad u specijalizovanim, posebno opremljenim i velikim laboratorijskim centrima, dok je proizvodnja pomoću generatora vrlo pogodna za dobijanje radionukleida u malim laboratorijama kao što su one u bolnicama, daleko od velikih reaktora. Metod proizvodnje pomoću generatora koristi se za dobijanje relativno kratkoživećih potomaka od relativno dugoživećih jezgara pretka (roditeljska jezgra). Odvajanje nastalog potomka od pretka u generatoru može se vršiti lako i sa ponavljanjem, uglavnom po principu hemijskog odvajanja. Ovaj proces naziva se "muža" ili eluiranje.





Slika 4.3 Šematski prikaz jednog univerzalnog  $^{99}\text{Mo}/^{99\text{m}}\text{Tc}$  generatora

Na Odeljenju za nuklearnu medicinu KCV-a generator se koristi za mužu  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  iz  $^{99}\text{Mo}$ . Ovakvim generatorom dobija se  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  u obliku natrijum- $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -pertehnatata. Generator sadrži kolonu, koja je pomoću cevčica od nerđajućeg čelika spojena u elucioni sistem. Kolona generatora, elucioni sistem i olovni kontejner u kome se ova dva nalaze, smešteni su u plastično kućište, što generator čini lakim za transport i rukovanje i pouzdanim sa stanovišta zaštite od zračenja. Muža generatora izvodi se propustanjem eluensa fiziološkog rastvora (0.9% NaCl) kroz kolonu generatora pod dejstvom vakuuma.

Postupak eluiranja je sledeći: bočica sa fiziološkim rastvorom se nabode do kraja na elucionu iglu, druga vakumirana bočica se stavlja u olovni kontejner i ona se nabode na drugu elucionu iglu, a kada se, posle oko 1 minut proces eluiranja završi, kontejner sa bočicom se skida sa igle i na nju se nabada uvek nova zaštitna bočica. Radioaktivna koncentracija  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  zavisi od aktivnosti generatora i zapremine eluensa.

Univerzalni  $^{99}\text{Mo}/^{99\text{m}}\text{Tc}$  generator isporučuje se krajem nedelje sa kalibracijom na sledeći ponedeljak u 10 časova. Ukoliko se eluiranje vrši svakodnevno u isto vreme, nakon 6 dana prinos, odnosno faktor radioaktivnosti opašće na svega 23%. Generator se može, ako je potrebno, eluirati i više puta na dan, ali će se tada dobiti srazmerno manja aktivnost, pošto se maksimum, odnosno potpuna regeneracija, postiže posle 23 časa. Ovaj generator može se koristiti do 12 dana počev od referentnog vremena. Nakon toga zaostaje svega 5% aktivnosti i on se smatra neupotrebljivim. Medjutim, čak i tada, on se smatra radioaktivnim otpadom, pa se mora na odgovarajući način odložiti, a posle toga vratiti proizvodjaču.

## 5. Osnovni principi merenja i detekcije zračenja u nuklearnoj medicini

Kako se jonizujuće zračenje ne može detektovati ni jednim od čovekovih čula, neophodno je imati nekakav detektorski sistem koji će detektovati prisustvo ovog zračenja. Upravo zbog ovih različitih potreba postoji nekoliko tipova detektorskih sistema. Daleko najvažniji za nuklearnu medicinu je scintilacioni tip detektora, koji se pre svega koristi pri merenjima, ali nikako ne smemo zaboraviti ni gasne detektore, koji se uglavnom koriste za dozimetriju i merenje nivoa kontaminacije.

### 5.1 Gasni detektori

Detekcija zračenja gasnih detektora zasniva se na činjenici da zračenje, prilikom prolaska kroz zapreminu detektora, vrši jonizaciju gasa koji se u njoj nalazi i stvara parove jona. Zidovi i elektrode u sredini detektora su naelektrisani (pod naponom), pa se na njima sakupljaju delovi ovih jonskih parova. Razlika u naelektrisanju zidova i elektrode poreklom je od spoljašnjeg izvora napona. Bitno je, za dalja razmatranja, podsetiti da su pozitivni joni hiljadama puta teži od elektrona, pa će se na negativnoj elektrodi nakupljati mnogo sporije nego elektroni na pozitivnoj elektrodi.

#### 5.1.1 Jonizaciona komora

Pratićemo zavisnost dobijenog signala od primenjenog napona na elektrodama. Kada nema napona na zidovima detektorskog sistema, jonski parovi koji se stvore, doživljavaju i rekombinaciju. Sa postepenim porastom napona, neki od jona se nakupljaju na elektrodama, pa samim tim i visina električnog signala raste. Medjutim, za odredjenu vrednost napona, visina signala postaje konstantna, a razlog tome je činjenica da je napon tada dovoljno velik da prikupi sve jone nastale u zapremini detektora. Upravo u oblasti ovakvih vrednosti napona funkcioniše jonizaciona komora. Kod ovog tipa detektora nastala struja je direktno proporcionalna ukupnom broju jonskih parova nastalih u zapremini detektora, pa samim tim i količini zračenja koja je kroz tu zapreminu prošla. Jonizacionu komoru je, kao tip detektorskog sistema, bitno pomenuti jer na njenim principima funkcioniše većina doze-kalibratora koji se koriste u nuklearnoj medicini.

#### 5.1.2 Gajger-Milerov brojač

Drugi tip gasnog detektora koji je bitno da pomenemo jeste Gajger-Milerov brojač. Naime, daljim porastom napona, u odnosu na oblast funkcionisanja jonizacione komore, prolaskom kroz proporcionalnu i neproporcionalnu oblast, dolazi se do Gajger-Milerove oblasti napona. Kako napon raste, tako raste i ubrzanje elektrona na putu ka kolektorskoj elektrodi, a samim tim i njihova energija. U Gajger-Milerovoj oblasti, elektroni dobijaju dovoljno energije da i sami vrše jonizacije u gasu, čime nastaje lavina. Za njeno nastajanje dovoljan je i jedan elektron, koji će jakim poljem biti ubrzan do te mere da će početi jonizovati i pobudjivati atome gasa na koje naidje. Elektroni stvoreni prilikom jonizacije atoma gasa u jakom električnom polju veoma brzo dobijaju dovoljnu energiju da i sami nastave da vrše jonizacije. Pobudjeni atomi gasa, nakon prelaska na niže energetske stanje emituju fotone koji padaju na metalnu katodu i iz nje izbijaju nove elektrone, koji opet započinju nove jonizacije i lavine. Jedanput započet proces lavinskog pražnjenja nikada se ne bi okončao sam od sebe, a da bi detektor bio u stanju da detektuje narednu česticu, neophodno bi bilo to pražnjenje na neki način zaustaviti. To se može postići spuštanjem napona u momentu kada lavina započne ili dodavanjem nekog drugog, višeatomske gasa u zapreminu detektora. Jasno je da ne postoji nikakva proporcija između vrste detektovane čestice ili njene energije i visine nastalog električnog signala. Zbog toga se ovi detektori mogu koristiti samo kao brojači. Kako proces gašenja lavine relativno dugo traje, potrebno je da prodje dugo vremena pre nego detektor bude u stanju

da detektuje narednu česticu. Ova karakteristika, takozvano mrtvo vreme, govori nam da je Gajger-Milerov brojač pogodno koristiti onda kada se očekuju relativno male aktivnosti.

G-M brojac se u nuklearno-medicinskoj laboratoriji koristi za kontrolu zračenja prisutnog u vazduhu i nivoa kontaminacije na površinama. Uobičajene količine prisutnog zračenja su male, što brojač vrlo lako može da isprati. Na nekoj brzini brojanja, koju određuje korisnik, uključuje se alarm koji signalizira da je dostignuta definisana brzina brojanja, odnosno nivo kontaminacije, koji su predodređeni kao granični za siguran rad.

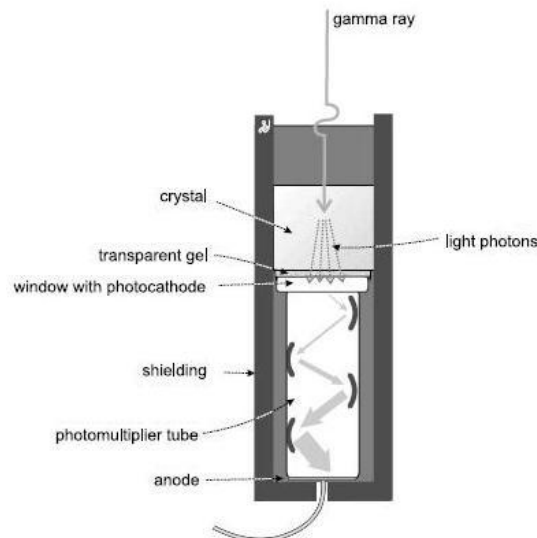
## 5.2 Scintilacioni detektori

Scintilacioni detektori su osnova dijagnostičke merne opreme u nuklearnoj medicini. Služe za detekciju gama-zračenja i mogu se podeliti na brojače i uređaje za imidžing. Princip rada i jednih i drugih je u osnovi isti, s tim što, jasno je, uređaje za imidžing prati znatno više elektronike, koja za cilj ima prikaz ravanske ili prostorne distribucije detektovanog zračenja pri merenju. Zbog važnosti ovog tipa detektora u nuklearnoj medicini, njegove komponente će u ovom poglavlju detaljno biti obradjene.

Odredjeni materijali imaju mogućnost da emituju svetlost, ili scintilaciju, pri interakciji sa radioaktivnim zračenjem. Procedura detektovanja scintilacija je složena i uključuje više procesa kao i funkcionalnih delova: sam detektor, fotomultiplikator, predpojačavač, pojačavač, kontrolu pojačanja, analizator visine signala i displej, uz prateće izvore potrebnog radnog napona. Zbog izuzetne važnosti ovog tipa detektora u nuklearnoj medicini, svaki od ovih elemenata sistema biće posebno objašnjen.

**Detektor** je kod scintilacionih brojača kristal i to najčešće monokristal natrijum-jodida ( $NaI$ ). Medjutim, nijedan neorganski materijal, pa ni natrijum-jodid, nije proziran za sopstvenu svetlost, jer je talasna dužina svetlosti koju telo apsorbuje jednaka talasnoj dužini svetlosti koju ono emituje. Stoga kristal, u malim količinama, mora biti dopiran jonima talijuma ( $Tl$ ). Ovi joni omogućavaju stvaranje centara luminescencije koji mogu biti aktivirani i na sobnoj temperaturi. Energija pobude kristala predaje se luminescentnom centru, a svetlost koju on emituje ne biva apsorbovana, jer ima energiju različitu od one koju će apsorbovati natrijum-jodid, pa ova svetlost napuštaja kristal. Kada gama-zrak dodje u kontakt sa kristalom, kristal apsorbuje energiju zraka i zrak nestaje. Intenzitet ukupne svetlosti koju emituje kristal je proporcionalan energiji upadnog gama-zraka.

Kristal  $NaI(Tl)$  je hidroskopan, što znači da lako poprima vlagu iz okoline i žuti, čime slabe njegove detektorske karakteristike. Zbog toga je kristal uvek hermetički zatvoren u aluminijumskom kućištu nepropusnom za molekule vode, sa optičkim prozorom prema fotomultiplikatoru.



Slika 5.1 Kristal i fotomultiplikator kao delovi scintilacionog brojacu

**Fotomultiplikator** je uređaj osetljiv na svetlost. Zadatak fotomultiplikatora je da svetlost iz kristala pretvori u električni signal i pojača (umnoži) taj signal. Sastoji se od fotokatode i niza od 10 dinoda. Materijal fotokatode je takav da fotoni iz kristala, kada ga pogode, izbijaju elektrone sa njegove površine. Broj izbijenih elektrona je proporcionalan intenzitetu svetlosti iz kristala, pa je i na ovom nivou održana proporcionalnost sa energijom upadnog gama-zraka. Izbačeni elektron se dalje, zbog razlike u naponu, ubrzava do prve dinode. Pošto ovim ubrzavanjem elektron dobija velike količine energije, u sudaru sa dinodom on izbijaju više elektrona sa njene površine. Kako je svaka dinoda na naponu višem od prethodne, tako se energija koju novonastali elektroni dobijaju ubrzavanjem sve više povećava, i na taj način se, nakon sudara sa svakom od dinoda, broj elektrona mnogostruko povećava. Po napustanju desete dinode, broj elektrona može biti i reda veličine miliona.

Zaključujemo da fotomultiplikator ima mogućnost da jedan bljesak svetlosti pretvori u milione elektrona. Vrlo je bitno napomenuti da je i nakon umnožavanja elektrona proporcionalnost sa intenzitetom svetlosti iz kristala je sačuvana, pa je time i visina električnog signala koji napušta fotomultiplikator srazmerna energiji upadnog gama-zraka.

**Izvor visokog napona** je neophodan da obezbedi razliku u naponima između dinoda u fotomultiplikatoru.

**Predpojačavač**, iako se suprotno zaključuje iz njegovog imena, ne pojačava signal. Njegov cilj jeste da uskladi impedance između fotomultiplikatora i pojačavača, kako ne bi došlo do gubitka jačine signala. U tu svrhu je signal nekada i smanjen u odnosu na signal iz fotomultiplikatora.

**Pojačavač**. Signali koji stižu do pojačavača imaju veoma velike varijacije u visini. Uzrok tome jesu različite energije gama-zraka koje stižu do kristala. Da bi se ova razlika u visinama zadržala i nakon pojačanja, amplitude svih signala moraju biti umnožene istim faktorom. Ovakav način pojačanja naziva se linearno pojačanje. Ono može biti i do 8 000 puta.

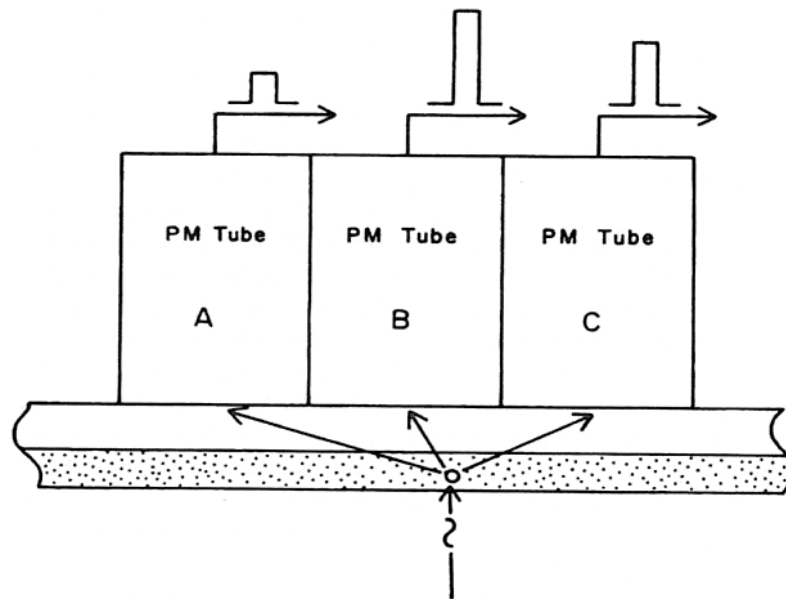
**Kontrola pojačanja** ima za cilj da omogući korisniku da izabere koliko želi da njegov signal bude pojačan, i tako se omogući obrada signala.

**Analizator visine pulsa** je elektronska naprava koja omogućava odabir signala određene visine. Operator je taj koji odabira opseg u kom će signali biti propušteni, a zavisno od vrednosti energije koja se želi detektovati. Kako smo već rekli, visina signala je direktna mera energije upadnog gama-zracenja, pa se na ovaj način mogu, iz mnoštva različitih signala koji dolaze do analizatora, odabrati samo oni koji predstavljaju energiju koja je karakteristika izabranog fotopika određenog izotopa.

Diskriminatori donje granice, propuštaju samo one signale čija je visina veća od zadate vrednosti, dok diskriminatori gornje granice propuštaju samo one signale čija je visina veća gornje, pa antikoincidencijom ova dva nivoa možemo postići da merimo samo one signale čija je visina između dve zadate vrednosti. Kako diskriminator donjeg nivoa propušta sve signale čija je visina iznad određene donje granice, ovakav režim rada se naziva integralni. Sa druge strane, spektrometar propušta samo one signale čija je visina između dva nivoa, pa se ovakav režim rada naziva diferencijalni.

Spektrometar ustvari predstavlja kombinaciju dva diskriminatora nivoa, od kojih jedan diskriminise donji, a jedan gornji nivo. Područje između gornjeg i donjeg nivoa diskriminacije naziva se prozor i karakterise ga određena širina. Uredjaji, koji se koriste u kliničke svrhe, nude najčešće opciju odabira donjeg nivoa diskriminacije i širine prozora. Na primer, ukoliko želimo da snimimo fotopik  $^{137}\text{Cs}$ , koji ima energiju 662 keV, postavimo donji nivo diskriminacije na 600 keV, a vrednost prozora na 120 keV. Time smo obezbedili da se iz celog spektra izdvoje samo oni signali čija visina odgovara energijama između 600 keV i 720 keV.

**Kolo za detekciju i pozicioniranje** je jedan od sastavnih delova elektronike koji prate detektorski sistem uređaja ja imidžing, koji, za razliku od brojača, imaju više od jednog fotomultiplikatora. Količina svetlosti koju jedan fotomultiplikator primi od jednog scintilacionog događaja direktno je zavisna od njegove blizine mestu u kristalu na kome se scintilacija dogodila. Naravno, fotomultiplikator koji je najbliži mestu odigravanja scintilacije primiće i najviše svetlosti od nje i shodno tome, generisaće najviši signal, dok će onaj koji je najdalje primiti najmanju količinu svetlosti i stoga će generisati najniži signal. Kolo za pozicioniranje sastoji se od elektronike koja, na osnovu visine signala u svim fotomultiplikatorima koji su primili svetlost od jedne scintilacije, proračunava tačno mesto u kristalu na kome je scintilacioni foton nastao.

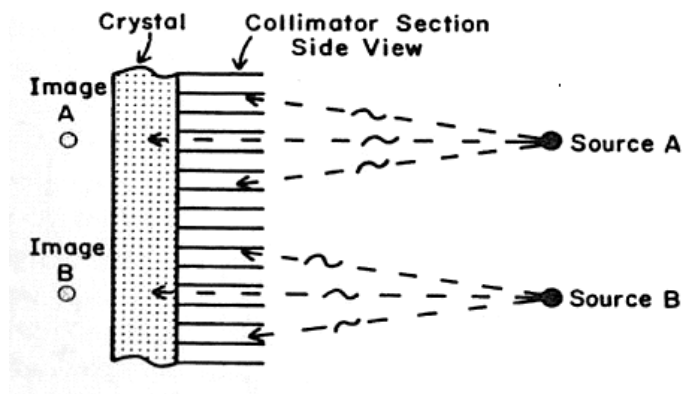


Slika 5.2 Ilustracija rada kola za pozicioniranje

Već smo pomenuli da svetlost poreklom od jedne scintilacije dospeva do više različitih fotomultiplikatora. Suma svih signala sa detektora koji su primili svetlost od jedne scintilacije naziva se Z-signal i ustvari predstavlja onaj signal koji odgovara energiji zračenja koja je predata pri interakciji sa kristalom. Analizator visine pulsa propušta samo određene Z-signale tj vrši diskriminaciju prema energiji zračenja, na način koji je već opisan, i šalje ih, zajedno sa informacijom o njegovom mestu nastanka, kompjuteru, koji na osnovi ovih podataka formira sliku.

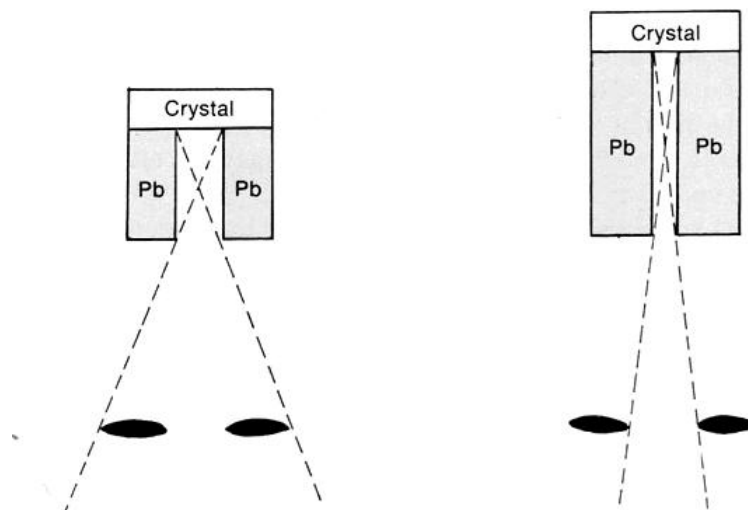
**Kolimator.** Radioaktivno zračenje iz dela tela od interesa (ili epruvete) prostire se ravnopravno u svim pravcima. Detektor pokriva samo jedan deo prostora u koji se zračenje prostire, a gama-zranci na njega padaju pod različitim uglovima. Kako bi se od ovog mnoštva zraka izdvojili samo oni od interesa, potrebno je koristiti kolimator. Kolimator je, dakle, deo opreme detektorskog sistema koji favorizuje određeni pravac zračenja. Načinjen je od olova, a neželjene gama-zrake uklanja apsorpcijom.

Postoji puno tipova kolimatora, koji imaju različite karakteristike i koriste se u različite svrhe. Nekada on može biti samo jedno duboko olovno kućište, a može imati i nekoliko stotina sitnih rupa, koje mogu i ne moraju biti paralelne jedne drugima. Međutim, suština svakog je ista: da gama-zrake koji dolaze iz jednog određenog pravca propusti do detektora, a da sve ostale apsorbuje tj. ukloni.



Slika 5.3 Ilustracija osnovne funkcije kolimatora

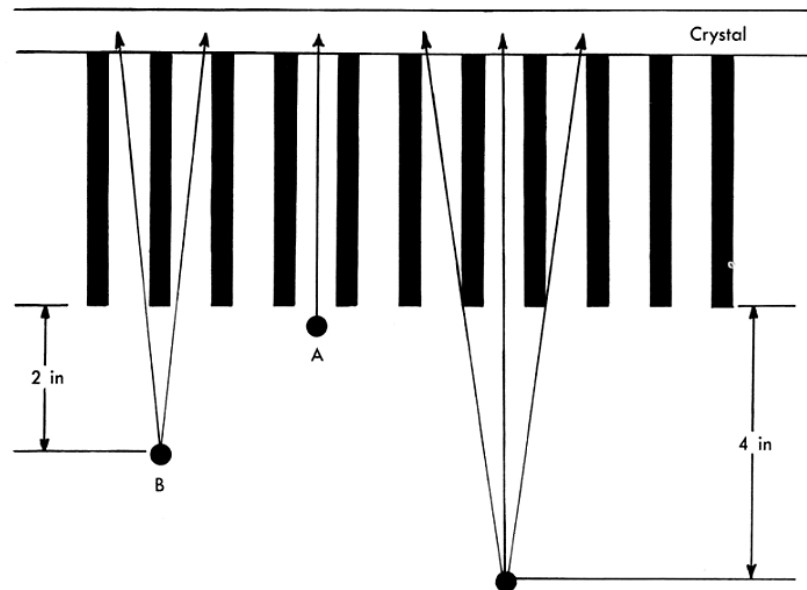
Osnovne razlike medju kolimatorima jesu u debljini, broju i veličini rupica, kao i u njihovoj orijentaciji. Počecemo od onih najjednostavnijih koji imaju samo jednu rupu pravih zidova. Dakle, on nije ništa drugo nego komad olova kroz čiju je sredinu načinjena jedna rupa. Takav kolimator prikazan je na slici 5.4 kao i razlike u rezoluciji koje nastaju promenom širine i dubine te rupe. Ovakav tip kolimatora koristi se za snimanje malih područja u telu, delova organa i slično, ali i kod jamastog brojaca za in vitro merenja, o čemu ce biti više reči kasnije.



Slika 5.4 "Straight-hole" kolimator. Uticaj širine i dubine rupe na rezoluciju

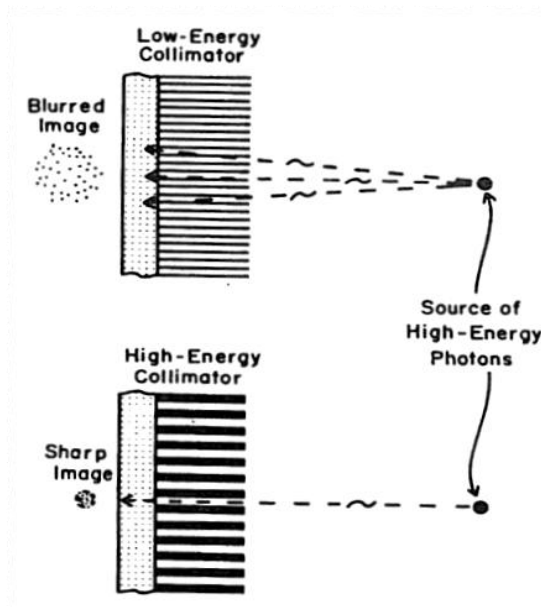
Jasan je princip: što je manja rupa i što je veća njena dubina, bolja će biti rezolucija slike. Medjutim, ni tu se ne sme preterivati. Sa leve strane slike vidimo kako širok i plitak kolimator vidi dva izvora zračenja istovremeno, a sa desne kako dubok i uzan kolimator ne vidi ni jednu od njih. Znači, potrebno je naci kompromis izmedju debljine i širine rupe sa jedne strane, i onoga što želimo da snimimo sa druge. Postoji još jedan važan princip koji se tiče rezolucije: što je rezolucija bolja, statistika je lošija, jer sa smanjenjem širine i povećanjem dubine rupe, kristal vidi sve manje i manje gama-zraka.

Kada već govorimo o rezoluciji slike i uticaju kolimatora na nju, na slici 5.5 možemo videti kako dubina objekta u telu utiče na nju. Na slici je prikazan kolimator paralelnih rupa (parallel-hole). Jasno nam je da što je objekat dublje smešten u telu, i što je kolimator dalje od površine tela, rezolucija je lošija. Upravo zato je ovakav kolimataor najpogodniji za snimanje organa koji se nalaze bliže površini tela, pri čemu se on prislanja uz samu površinu tela.



Slika 5.5 Uticaj dubine organa u telu i udaljenosti kolimatora od površine tela na rezoluciju

Izdvojićemo još i uticaj energije zračenja koje želimo snimiti na izbor kolimatora. Poznat nam je princip da je za potpunu apsorpciju zraka viših energija potrebna veća debljina sloja olova. Upravo je to slučaj i ovde. Za kolimisanje zračenja visokih energija potreban je kolimator čije su rupe razdvojene debljim slojevima olova. Ukoliko je debljina olova između rupa nedovoljna, zrak može prodrati kroz olovo i biti detektovan više puta. Ova situacija ima za posledicu nejasnu, odnosno zamućenu sliku.



Slika 5.6 Razlika između visokoenergetskih i niskoenergetskih kolimatora

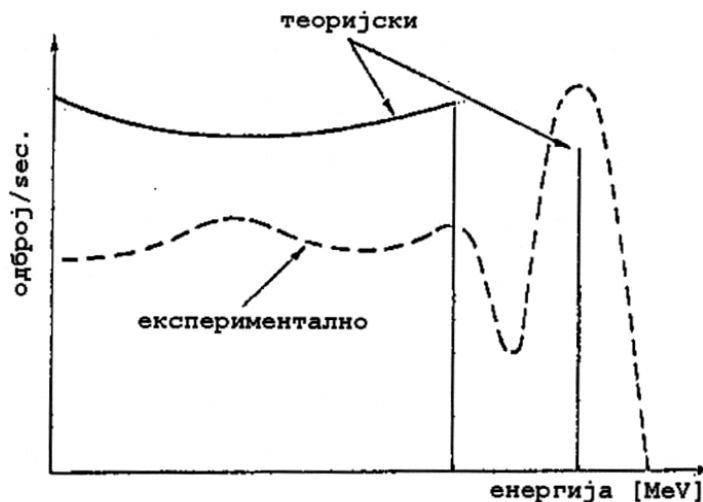
U prethodnom delu teksta videli smo da postoji više karakteristika koje određuju tip kolimatora koji će biti korišćen za određeni tip snimanja. Konkretni tipovi kolimatora koji se koriste za analize koje smo izvršili, biće preciznije definisani kasnije u radu.

### 5.3 Gama spektar

Gama spektar je linearni grafički prikaz broja detekcija gama-zračenja po jediničnoj vrednosti kanala (energije). Nastaje kao posledica tri efekta koji se dešavaju prolaskom gama-zraka kroz kristal detektora. Ova tri efekta predstavljaju osnovu interakcije bilo kog zračenja sa bilo kojom materijom, a oni su fotoefekat, Komptonovo rasejanje i stvaranje para elektron-pozitron.

U slučajevima kada foton prilikom jednog sudara sa elektronom kristala izgubi svu svoju energiju i nestane, dešava se fotoefekat. Predata energija se javlja u vidu kinetičke energije elektrona izbčenih iz omotača. Kao rezultat fotoefekta, javljaju se prazna mesta u elektronskom omotaču, što uslovljava prelasku elektrona sa viših na niže energetske nivoe u omotaču, a to dalje znači i emisiju karakterističnog rendgenskog zračenja. Nastali x-zrak i sam biva apsorbovan od strane atoma kristala.

U procesu Komptonovog rasejanja upadni foton se elastično rasejava na slobodnom elektronu, pa oni medju sobom dele energiju upadnog fotona, koji i nakon interakcije nastavlja da se kreće, ali u drugom pravcu. Energetski spektar rasejanih fotona prostire se od nulte (ugao rasejanja je  $0^\circ$ ) pa do maksimalne energije (ugao rasejanja  $180^\circ$ ), koja je nešto manja od energije upadnog fotona i predstavlja takozvanu Komptonovu ivicu. Energija rasejanog fotona zavisi samo od ugla rasejanja, a ne od energije upadnog zračenja ili rednog broja materijala. Na slici 5.7 predstavljene su teorijska i eksperimentalna distribucija elektrona po energijama za komptonsku i fotoelektričnu interakciju u detektoru.



Slika 5.7 Teorijska i eksperimentalna distribucija elektrona po energijama

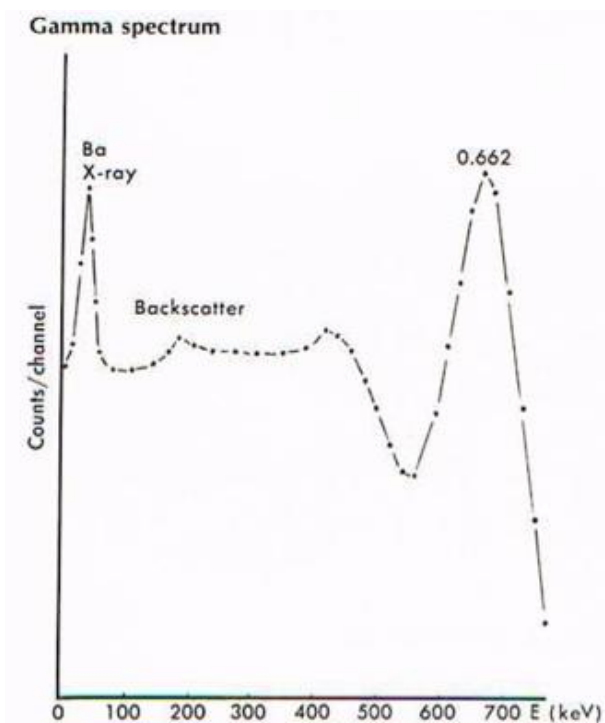
Ukoliko je energija upadnog zraka veća od 1.02 MeV, može doći do kreiranja para elektron-pozitron u kristalu detektora. Nastali pozitron je nestabilan, pa ako se nadje usporen u polju elektrona, ove dve čestice se anihiliraju, uz emisiju dva fotona jednakih energija pod uglom od  $180^\circ$ . Ovaj efekat naziva se stvaranje para elektron-pozitron i retko se sreće u medicinskim upotrebama zbog visokih potrebnih energija.

Kao što se sa prethodne slike vidi, postoje značajne razlike izmedju teorijskih predvidjanja i eksperimentalnih rezultata. Osnovna razlika je ta da fotopik nije idealno ravna linija, već da on obuhvata više vrednosti energija koncentrisanih oko one koja predstavlja totalnu apsorpciju. Postoji nekoliko razloga za ovakva odstupanja. Može se desiti da gama-zrak ne bude potpuno apsorbovan, već da samo jedan deo svoje energije preda kristalu. Ukoliko je deo predate energije mali, signal koji odgovara ovom događaju pojavio bi se daleko od predviđenog fotopika. Ovakve signale



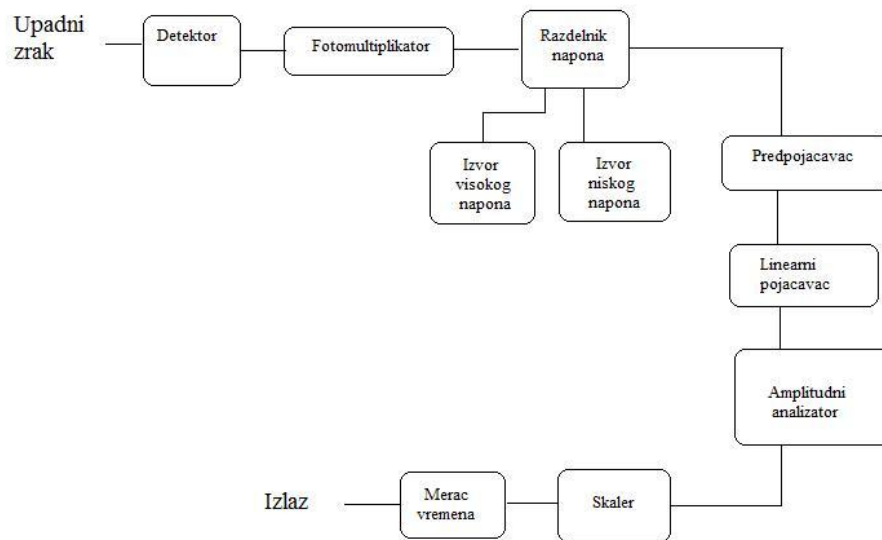
nazivamo rasejanim. Ukoliko je energija signala vrlo bliska energiji fotopika, ovaj signal nastao je verovatno totalnom apsorpcijom, ali ga elektronika, iz nekog razloga, nije potpuno tačno detektovala. Sa druge strane, ukoliko je gama-zrak potpuno apsorbovan negde pri površini kristala, nastali svetlosni bljesak mora proći preostalu zapreminu kristala pre nego stigne do fotomultiplikatora, i na tom putu njegov intenzitet može biti oslabljen. Još jedan mogući razlog leži u dinodama. Ukoliko je napon na drugoj dinodi 2 puta veći od onog na prvoj, očekivalo bi se da dva elektrona izbijena sa prve dinode izbiju 4 elektrona sa druge dinode. Medjutim, ovo ne mora baš uvek biti slučaj. Nekada se mogu izbiti 3 elektrona, što će dalje smanjiti ili povećati konačan broj elektrona koji će učestvovati u stvaranju električnog signala.

Izgled tipičnog spektra cezijuma 137 prikazan je na slici 5.8. Izvor  $^{137}\text{Cs}$  i njegova energija od 662 keV se koriste za kalibraciju i iz tog razloga je on ovde naveden kao primer. Na nižim energijama se može videti kontinuirana distribucija koja potiče od komptonovski rasejanih fotona koji su samo deo svoje energije predali scintilatoru. Na samom početku se može videti pik koji potiče od detekcije karakterističnog rendgenskog zračenja  $^{137}\text{Ba}$ .



Slika 5.8 Tipičan spektar  $^{137}\text{Cs}$

Još jednom bih želela da naglasim važnost detekcije fotopika gama-zračenja. Kao što je već pomenuto, pri raspadu svakog izotopa emituju se fotoni odredjenih energija, karakterističnih za taj izotop, i detektovanjem bas tih fotona može se identifikovati izotop. Kada se radi spektroskopija, dakle kada se snima uzorak u kome očekujemo veći broj različitih izotopa, vrlo je bitno imati detektor izuzetno dobre rezolucije, kako bi se fotoni sličnih energija mogli razlikovati, pa time razlikovati i izotopi prisutni u uzorku. Medjutim, kada radimo brojanje sa samo jednim prisutnim izotopom, znamo da je svo zračenje poreklom bas od tog izotopa i rezolucija detektora nije od presudnog značaja. Upravo zato i jesmo mogli da proglasimo upotrebljivim detektor sa ovako lošom rezolucijom.



Slika 5.9 Šema jednog scintilacionog detektora



Slika 5.10. Izgled starog brojača za in vitro merenja

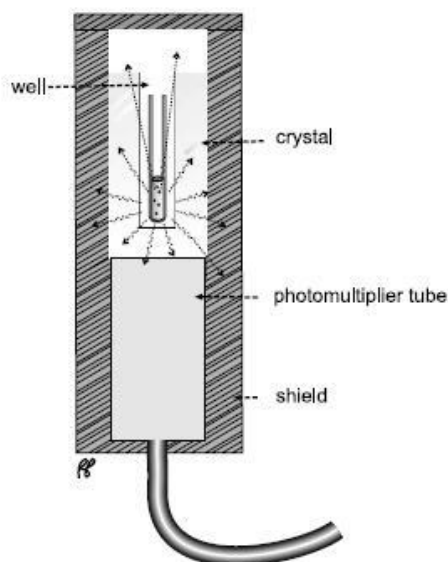
## 6. Rekalibracija gama-brojača za in vitro merenja

U ovom poglavlju biće opisano aktiviranje i puštanje u upotrebu starog gama-brojača za in vitro merenja u metodi klirensa bubrega, koji godinama nije bio u upotrebi. Brojač je marke Siemens, model Vitromat, i za detekciju koristi jamasti kristal dimenzija 2x2 inča.

### 6.1 Jamasti brojač

Jamasti brojač je scintilacioni brojač konstruisan sa posebnom jamom unutar samog scintilacionog kristala, a u koju se postavljaju epruvete sa uzorcima za in vitro merenja. Glavna prednost ovakve konstrukcije je povećana geometrijska efikasnost brojanja, a uzrok tome je činjenica da kristal okružuje najveći deo uzorka. Šematski prikaz jamastog brojača prikazan je na slici 6.1.

Svi principi merenja dati za scintilacioni brojač u poglavlju 5 ovog rada važe i za jamasti brojač, sa posebnim naglaskom na proporcionalnost između energije zračenja i visine električnog signala, koja je takodje očuvana. Osnovna razlika je u njegovoj konstrukciji, a ona je posledica uslova neophodnih za izvodjenje merenja.

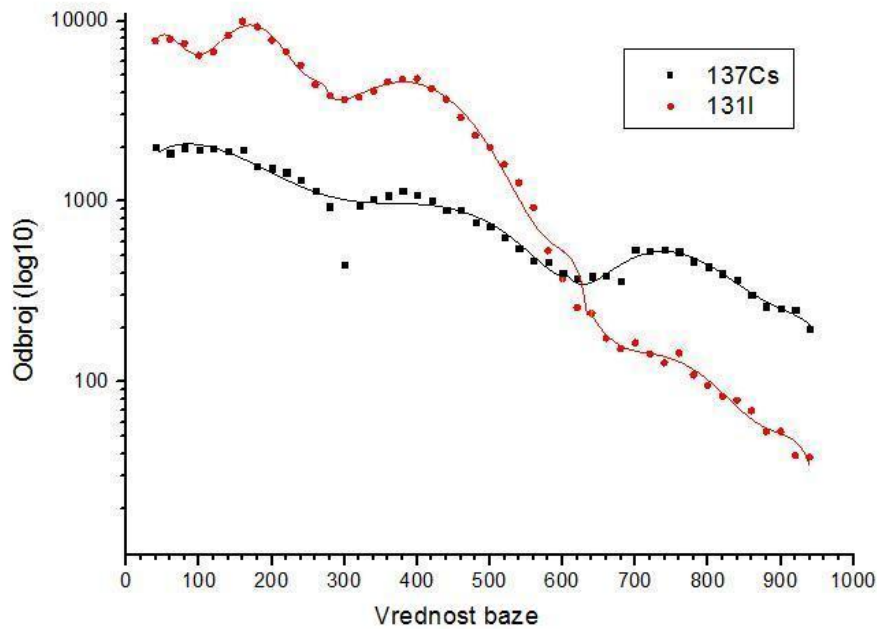


Slika 6.1 Šematski prikaz jamastog scintilacionog brojača

### 6.2 Analize i rezultati

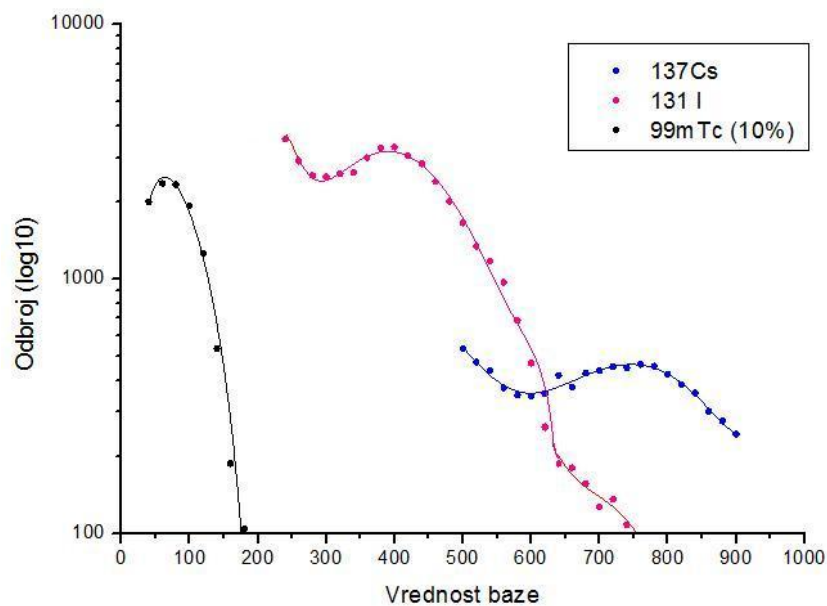
#### 6.2.1 Snimanje spektara i određivanje rezolucije

Naš prvi postupak u analiziranju stanja ovog brojača bio je snimanje spektara  $^{131}\text{I}$  i  $^{137}\text{Cs}$ , bez korišćenja pre-set tastera, dakle uz manualno podešavanje, za vrednosti energija 40-1000 keV, uz širinu prozora od 25 keV, sa koracima po 20 keV. Rezultati te analize grafički su predstavljeni na slici 6.2.



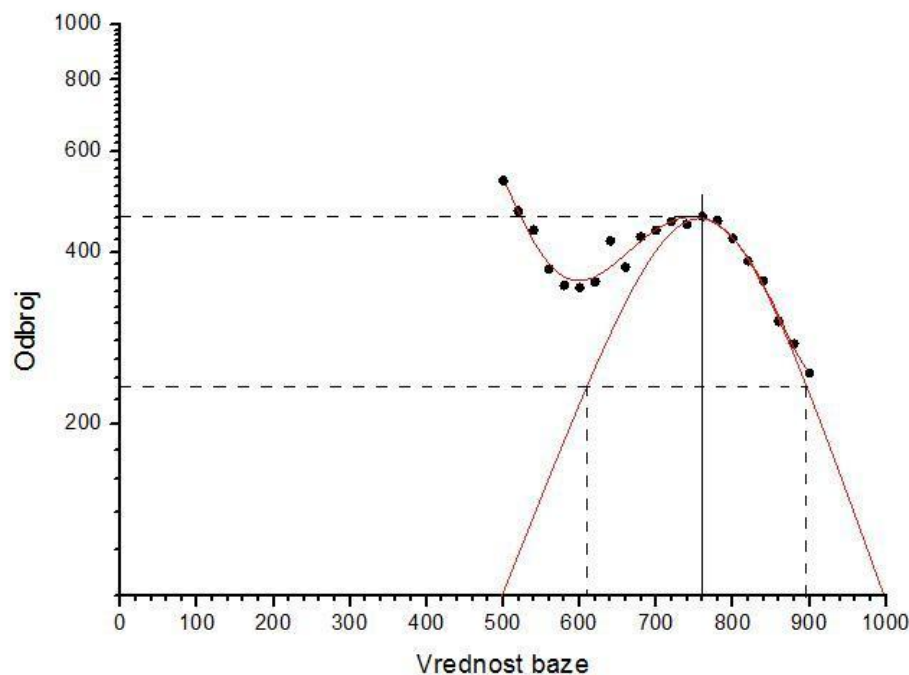
Slika 6.2 Prvobitni izgled spektra joda izotopa  $^{131}\text{I}$  i  $^{137}\text{Cs}$

Dalje smo analizom ovog grafika odredili u kom delu spektara se nalaze foto-pikovi. Fotopik  $^{137}\text{Cs}$  nalazi se u intervalu od 500 do 900 keV, a fotopik  $^{131}\text{I}$  u intervalu 240 do 800 keV. U sledećem koraku snimili smo upravo ove delove spektra. Takodje, snimili smo i spektar  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  u intervalu od 40 do 400 keV. Rezultati ovih snimanja predstavljeni su grafički na slici 6.3.



Slika 6.3 Delovi spektra joda, cezijuma i tehnecijuma u kojima su očekivani fotopikovi

Kako je  $^{137}\text{Cs}$ , koji smo snimili, standardni kalibracioni izvor, posebno smo analizirali njegov spektar u cilju određivanja rezolucije detektora. Spektar kalibracionig izvora cezijuma, sa dodatim krivama neophodnim za određivanje rezolucije, dati su na slici 6.4.



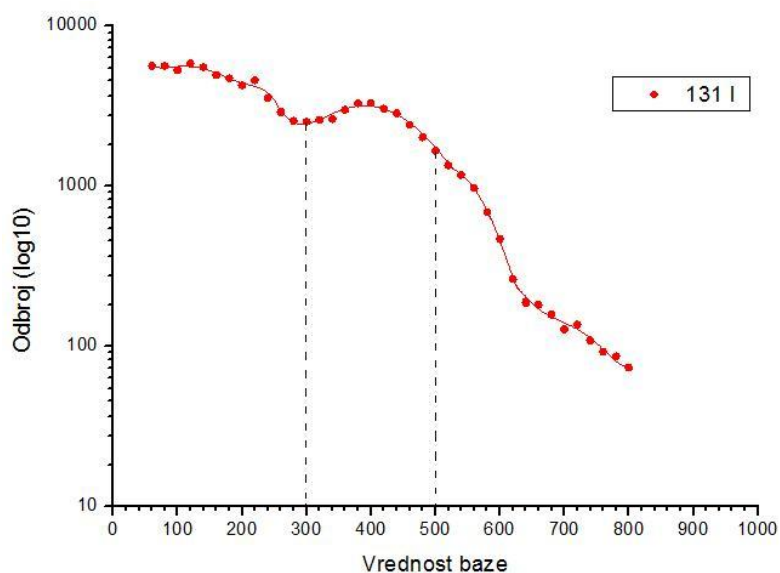
Slika 6.4 Spektar kalibracionog izvora  $^{137}\text{Cs}$  za određivanje rezolucije detektora

Stvarna energija foto-pika za  $^{137}\text{Cs}$  je 662 keV, a na grafiku foto-pik očitavamo na 760-om kanalu, što nam daje da je vrednost jednog podeoka na grafiku 0.9 keV. Odbroj koji odgovara foto-piku je 430, dakle, za određivanje rezolucije, posmatračemo širinu interpolirane krive na odbroju 215 (polovina visine). Širina ove krive je  $900 - 610 = 290$  kanala, što odgovara vrednosti energije od  $290 \times 0.9 = 261$  keV. Ovo nam daje vrednost rezolucije od 39.4%. Kako rezolucija predstavlja sposobnost detektora da razlikuje dva fotona bliskih energija, jasno je da je što niza rezolucija poželjna kada govorimo o kvalitetu detektorskog uređaja. Iz ovoga zaključujemo da vrednost rezolucije od 39% nije nešto čime se možemo pohvaliti, međutim, kako se u in vitro merenjima koja se ovim uređajem obavljaju, koristi samo po jedan izotop ( $^{131}\text{I}$ ,  $^{99m}\text{Tc}$ ), od kojih svaki ima samo po jedan foto-pik, ovu vrednost rezolucije ćemo smatrati prihvatljivom. Detaljnije objašnjenje ove prihvatljivosti biće dato nakon svih analiza.

### 6.2.2 Određivanje uslova za merenje

Sada, kada smo konačno znali sa kojim kvalitetom određenih karakteristika imamo posla, prionuli smo na definisanje uslova pod kojima uređaj, uz ovako nisku rezoluciju, možemo pustiti u upotrebu. Znamo da rezolucija opada (raste procenat kojim se predstavlja, ali realno opada kvalitet) sa energijom detektovanog zračenja. Odavde je jasno bilo da  $^{99m}\text{Tc}$  sa energijom fotopika od 140 keV, a koji je do sada bio korišćen u metodama klirensa, nećemo u buduće moći koristiti. Njegova izuzetno niska energija znatno bi pogoršala rezoluciju.

Konstatovali smo da, zbog prirode procesa detekcije u scintilatoru, uređaj možemo koristiti samo za merenje viših energija ( $^{137}\text{Cs}$ ,  $^{131}\text{I}$ ,  $^{51}\text{Cr}$  i  $^{57}\text{Fe}$ ). Da bi se ova konstatacija potvrdila uradjena su dopunska merenja provere linearnosti na aktivnost i provera stabilnosti u vremenu. Ove dodatne analize izvršene su sa jednim od ovih visokoenergetskih izvora, tačnije  $^{131}\text{I}$ , i to uz parametre snimanja koji su određeni sa grafika i iznose 300 keV za vrednost baze i 200 za širinu prozora.

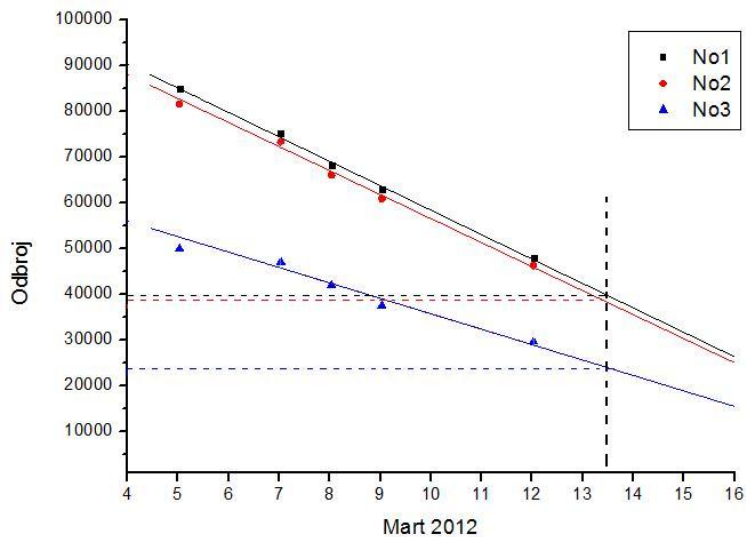


Slika 6.5 Grafičko određivanje uslova snimanja izotopa  $^{131}\text{I}$

### 6.2.3 Provera stabilnosti i pouzdanosti u vremenu

datum/uzorak	No 1	No 2	No3
5.03.	84570	81570	49940
7.03.	75167	73243	47030
8.03.	68186	66041	41830
9.03.	62922	60842	37490
12.03.	47896	46322	29547

Kada su obezbedjeni odgovarajući uslovi za rad aparata, i napravljena tri uzorka izotopa  $^{131}\text{I}$  različitih koncentracija, tri tehničara su obučena da samostalno vrše snimanje aktivnosti uzoraka. Mereno je 5 puta u toku jedne kalendarske nedelje. Svaki put vršeno je po tri merenja za svaki uzorak, a vrednosti su usrednjene. Srednje vrednosti ovih merenja prikazane su u tabeli kao i grafički.



Slika 6.6 Srednje vrednosti odbroja izotopa  $^{131}\text{I}$  u toku jedne kalendarske nedelje

Cilj ovog testa bio je da se utvrdi stabilnost i pouzdanost detektora u vremenu. Uvidjamo linearnost aktivnosti u vremenu. Uzorci No1 i No2 imali su početni odbroj oko 9000, dana 5.03. Sa

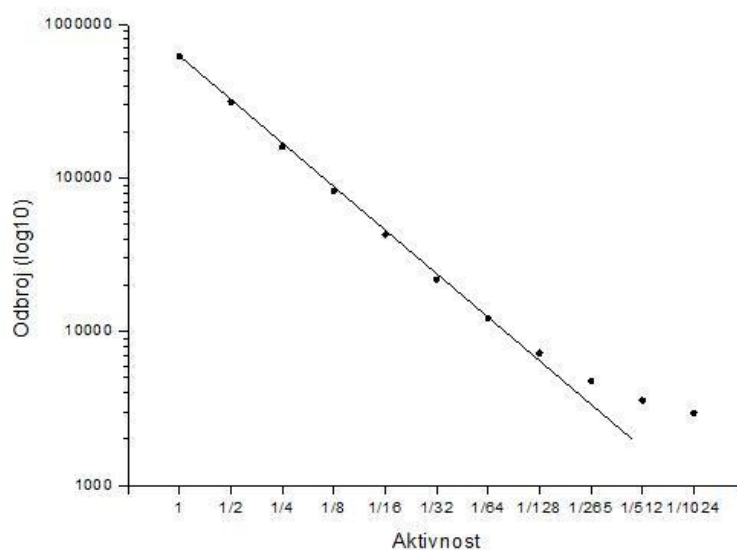
periodom poluraspada od 8.4 dana, između 13. i 14. 03. očekivan je odbroj od oko 4000-4500. Upravo je ovakav odbroj i detektovan. Situacija je ista i sa uzorkom  $N_03$ . Njegov početni odbroj bio je oko 5500, dakle posle jednog poluraspada očekivan je odbroj 2500, koji je upravo i detektovan.

#### 6.2.4 Ispitivanje zavisnosti odbroja od aktivnosti

Sledeća karakteristika koju smo ispitali bila je linearnost krive "odbroj u zavisnosti od aktivnosti". Ovu analizu izveli smo na sledeći način. Napravili smo 11 uzoraka  $^{131}I$ , zapremine 1 ml, gde je svaki imao aktivnost duplo manju od prethodnog. Ovo je postignuto na sledeći način. Napravljen je početni uzorak zapremine 2 ml. Potom je odvadjen 1 ml uzorka, i u odvadjeni deo dodat je 1 ml vode. Potom je od novonastalog uzorka ponovo odvadjeno 1 ml vode i postupak je dalje ponavljan dok nismo dobili željeni broj uzoraka. Dakle, očekivano je da svaki uzorak ima duplo manji odbroj od prethodnog.

Na grafiku je prikazan odbroj u zavisnosti od broja epruvete. Bitno je napomenuti da aktivnost u epruvetama opada počev od one sa brojem 1, pa sve do one sa brojem 11. Dakle, uzorak u epruveti broj 1 ima najveću aktivnost, a uzorak u epruveti broj 11 ima najmanju aktivnost.

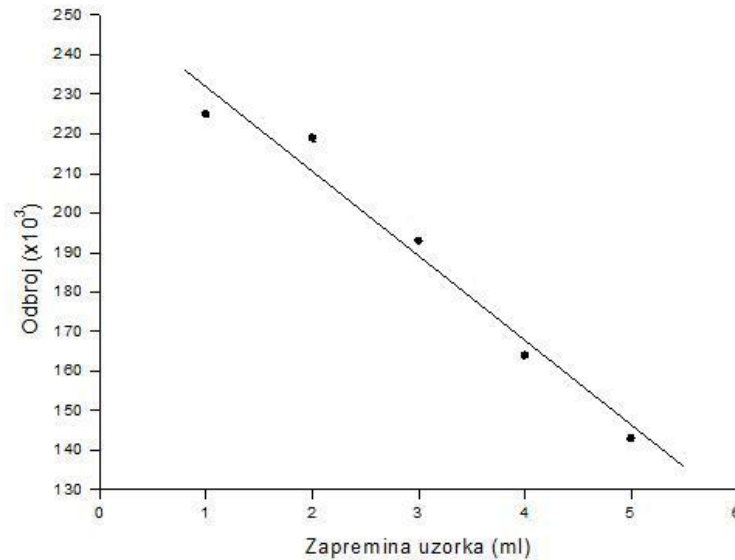
Očekivana linearnost utvrđena je u intervalu odbroja od 1 000 000 – 5 000. Ispod ovog odbroja dolazi do odstupanja od linearnosti. Dakle, aktivnost koja se daje pacijentu moraće biti modifikovana tako da uzorak koji se meri nema odbroj manji od 5 000.



Slika 6.8 Grafički prikaz rezultata u analizi linearnosti na aktivnost

#### 6.2.5 Ispitivanje zavisnosti odbroja od zapremine uzorka

Poslednja karakteristika koju smo ispitali bila je linearnost odgovora detektora u odnosu na zapreminu uzorka. Ovo smo ispitali na sledeći način. Napravljen je uzorak određene aktivnosti i zapremine 1ml. Nakon beleženja odbroja, u epruvetu sa uzorkom dodali smo 1ml destilovane vode. Nakon beleženja odbroja, postupak smo ponovili još 3 puta, sve dok nismo dosli do zapremine uzorka od 5 ml. Rezultati merenja su predstavljeni na grafiku (slika 6.9).



Slika 6.9 Grafički prikaz rezultata analize linearnosti odbroja u zavisnosti od zapremine uzorka

Cilj ove analize je da prikaze kako zavisi efikasnost brojanja od geometrije (zapremine) uzorka. Pritom treba napomenuti da uvek merimo istu aktivnost, jer je kristal jamast i ogranicene, konacne zapremine.

Linearnost je potvrđena u intervalu zapremina od 1-4 ml. Kako je zapremina uzoraka koji se ispituju u metodi klirensa 4 ml, ova karakteristika je i ispitana upravo za pomenuti interval zapremina. Analiza je pokazala da je karakteristika brojača odgovarajuća u ispitivanom intervalu zapremina.

Nakon obavljenih svih ovih analiza, brojač je pušten u upotrebu i pored loše rezolucije koja je na njemu utvrđena. Naime, kako se on koristi za detektovanje zračenja poreklom samo od jednog izotopa, pretpostavlja se da za ovu konkretnu analizu nije ključno razlikovanje dva fotona sa malim razlikama u energiji, već detektovanje svih fotona poreklom od tog izotopa. Takodje, detekcija se vrši samo u jednom odredjenom intervalu energija, pa se pretpostavlja da je svo detektovano zračenje isključivo poreklom od  $^{131}I$  insertovanog u organizam pacijenta.

Kako smo uneli odredjene promene u vidu korišćenog izotopa, minimalnog odbroja i slično, i sama metoda klirensa morala je neznatno biti izmenjena. Ova izmena je izvršena, uz konsultaciju sa medicinskim osobljem, u smislu blagog povećanja doze za iniciranje koja će se davati pacijentima. Za ovakvu ograničenu upotrebu brojača pripremljeno je posebno uputstvo za rad namenjeno medicinskim tehničarima, koji su obučeni kako i pod kojim uslovima aparat mogu koristiti.

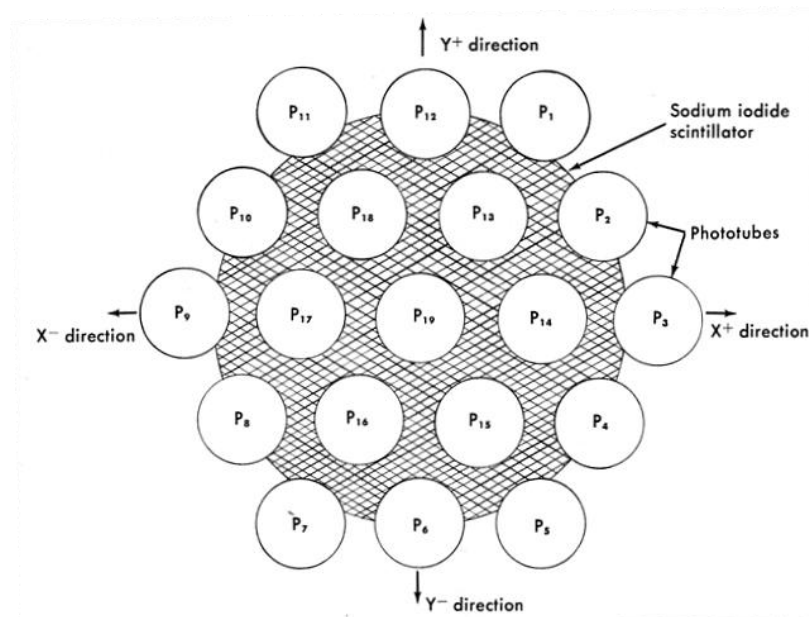


## 7. Servisiranje i recalibracija gama-kamere

### 7.1 Gama-kamera

Gama-kamera, scintilaciona kamera ili Angerova kamera je moćan medicinski uređaj koji se koristi za vizuelno predstavljanje gama-zračenja, veštacki unetog u telo pacijenta. Ova tehnika vizuelizacije poznata je kao scintigrafija.

Ključni deo svake kamere je njena glava u kojoj se nalazi detektorski sistem. Ovaj sistem sastoji se od najčešće jednog velikog kristala iza koga sledi više fotomultiplikatora, koji su najčešće heksagonalno raspoređenih. Raspored fotomultiplikatora predstavljen je na slici 7.1.



Slika 7.1 Raspored fotomultiplikatora u detektorskom sistemu gama-kamere

Princip detekcije zračenja kod gama-kamere isti je kao i kod tipičnog scintilacionog brojača. Razlika je naravno u veličini kristala i broju fotomultiplikatora, ali i u elektronici koja prati detektorski sistem. Naime, kako je potrebno veliki broj signala pretvoriti u jednu sliku, neophodno je postojanje računarskog sistema koji će tu konverziju izvršiti i nakon toga sliku prikazati na nekoj izlaznoj jedinici. Sastavni deo tog sistema je i kolo za pozicioniranje, opisano u poglavlju 5 ovog rada, koje svakom scintilacionom događaju dodeljuje po jednu  $X^+$ ,  $X^-$ ,  $Y^+$  i  $Y^-$  koordinatu, na osnovu kojih se dalje formira slika. Još jedna bitna informacija koja se sa ovog kola šalje računaru je i takozvani Z-signal, koji govori o ukupnoj energiji koju je jedan gama-zrak ostavio u kristalu.

U Odeljenju za nuklearnu medicinu KCV-a u Novom Sadu postoje dve gama-kamere, obe proizvođača Siemens, od kojih jedna starija, model Orbiter, sa jednom glavom, a druga novija, model Symbia E, sa dve glave. Princip rada obe kamere je identičan, iako su tehnološki kamere veoma različite, pre svega u elektronskom i računarskom delu. Ovo može da navede na pogrešan utisak da su to dve različite vrste kamere, međutim, sa stanovista fizičara, one su ista vrsta uređaja.

Kolimator koji se sa ovom kamerom koristi za snimanje  $^{99m}\text{Tc}$  jeste Low Energy All Purpose kolimator (takozvani LEAP) koji ima 90 rupa dugačkih 24.1 mm, osetljivosti 330  $\text{cpm} / \mu\text{Ci}$  i geometrijske rezolucije (na rastojanju od 10 cm) od 8.3 mm. Ove i ostale karakteristike kolimatora date su u tabeli 7.1.

Uloga, značaj i zadaci medicinskog fizičara nu Odeljenju za nuklearnu medicinu na primeru  
Kliničkog centra Vojvodine u Novom Sadu

Collimators	LEHS Low Energy High Sensitivity <sup>99m</sup> Tc	LEAP Low Energy All Purpose <sup>99m</sup> Tc	LEHR Low Energy High Resolution <sup>99m</sup> Tc	LEUHR Low Energy Ultrahigh Resolution <sup>99m</sup> Tc	LEFB Low Energy Fanbeam <sup>99m</sup> Tc	ME Medium Energy <sup>67</sup> Ga	HE High Energy <sup>131</sup> I	UHE Ultrahigh Energy <sup>18</sup> F
Hole Shape	Hex	Hex	Hex	Hex	Hex	Hex	Hex	Hex
Number of Holes (x 1,000)	28	90	148	146	64	14	8	4
Hole Length (mm)	24.05	24.1	24.05	35.8	35	40.64	50.8	50.5
Septal Thickness (mm)	0.36	0.20	0.16	0.13	0.16	1.14	2	3.4
Hole Diameter (mm across the flats)	2.54	1.45	1.11	1.16	1.53	2.94	3.4	2.5
Sensitivity @ 10 cm (cpm/μCi) <sup>1</sup>	1020	330	202	100	280	310	135	185
Geometric Resolution @ 10 cm (mm)	14.6	8.3	6.4	4.6	6.3	10.8	12.6	10.6
System Resolution @ 10 cm (mm) <sup>1</sup>	15.6	9.4	7.4	6.0	7.3	12.5	14.5	19.0
Septal Penetration (%)	1.5	1.9	1.5	0.8	1	1.2	3.5	3.4
Focal Length @ Exit Surface (mm)	n.a.	n.a.	n.a.	n.a.	445	n.a.	n.a.	n.a.
Weight in lb.	42	49	45	56	67	136	245	260
Weight in kg	18.9	22.1	20.4	25.2	30.5	61.8	111.1	117.0

*Tabela 7.1 Spisak kolimatora koji su na raspolaganju za upotrebu sa Orbiter kamerom, sa datim najvažnijim karakteristikama*

Dijagnostika kvara, servisiranje i recalibracija koji će u ovom poglavlju biti opisani izvršeni su na staroj Orbiter kameri, koja pre toga mesecima nije bila u upotrebi.

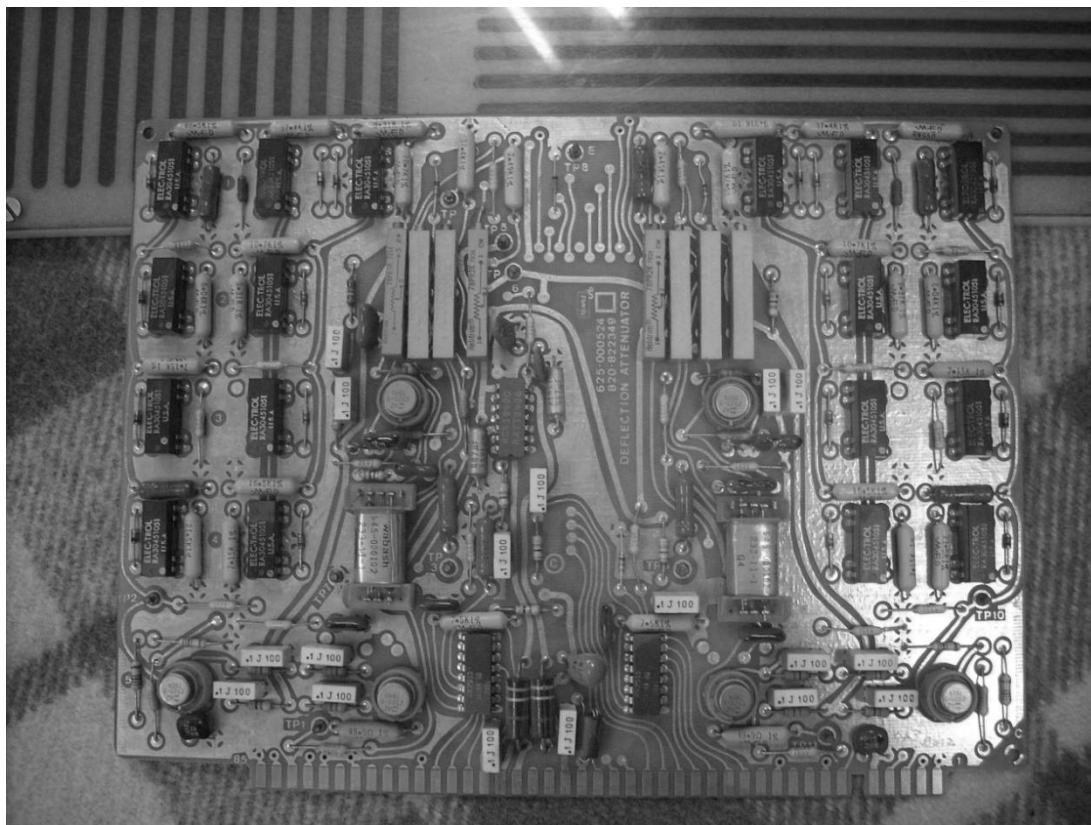
Što se tiče nove, Symbia E, kamere, koja je kupljena pre nekoliko godina, navešćemo neke najbitnije tehničke i fizičke karakteristike na koje je važno obratiti pažnju prilikom izrade tenderske dokumentacije, ali i prilikom adaptiranja prostorija u kojima će kamera biti smeštena.

## 7.2 Dijagnostika kvara i servisiranje Orbiter kamere

Kao primer jednog od najvažnijih zadataka fizičara na odeljenju, ovde ćemo dati prikaz dijagnostike kvara, servisiranja i kalibracije posle servisa starije, Orbiter, kamere. Iza kristala ove kamere nalazi se 37 fotomultiplikatora.

Potreba za servisiranjem kamere javila se prvi put kada na komandnoj konzoli (takozvani DOT) nije bilo moguće izvršiti takozvano "pikiranje". Naime, kada smo, uz prisutan izvor, selektovali korišćeni izotop i prikazali spektar na ekranu DOT-a, videli smo da je prozor, predodredjen za dati izotop, znatno pomeren ka višim energijama u odnosu na fotopik istog izotopa. Ova situacija navela nas je da posumnjamo na problem sa visokim naponom ili pojačanjem signala. Nakon detaljnog tumačenja servisne dokumentacije, pronašli smo test point na kojoj se vrednosti napona mogu proveriti. Kao što smo i pretpostavili, vrednost visokog napona je, umesto predviđenih 200 V, bila približno 400 V. Dakle, razlika je bila prevelika da bi se mogla otkloniti samo podešavanjem, pa je jedina preostala opcija bila pozvati servis.

U servisnoj intervenciji je konstatovana i lokalizovana komponenta koja je pregorela na ploči za kontrolu visokog napona. Srećom, ta ploča je bila u jednoslojnoj štampi, pa je mogla biti servisirana zamenom jedne komponente na njoj. U suprotnom bi, zbog tehnoloških problema kao i zbog starosti same mašine, bilo nemoguće izvršiti servis bez velikih problema u nabavci cele štampane ploče.

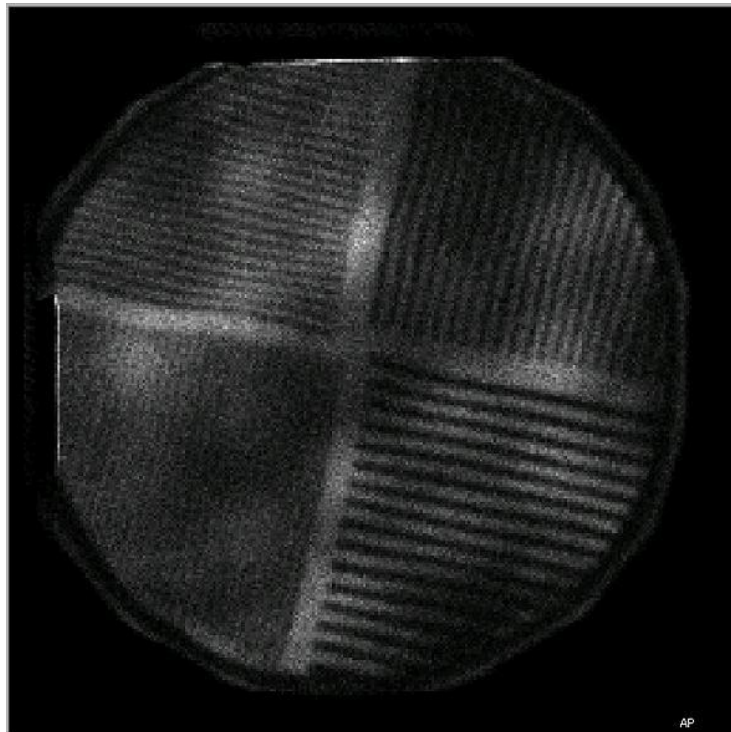


Slika 7.3 Izgled ploče za kontrolu visokog napona na kojoj je vršena servisna intervencija

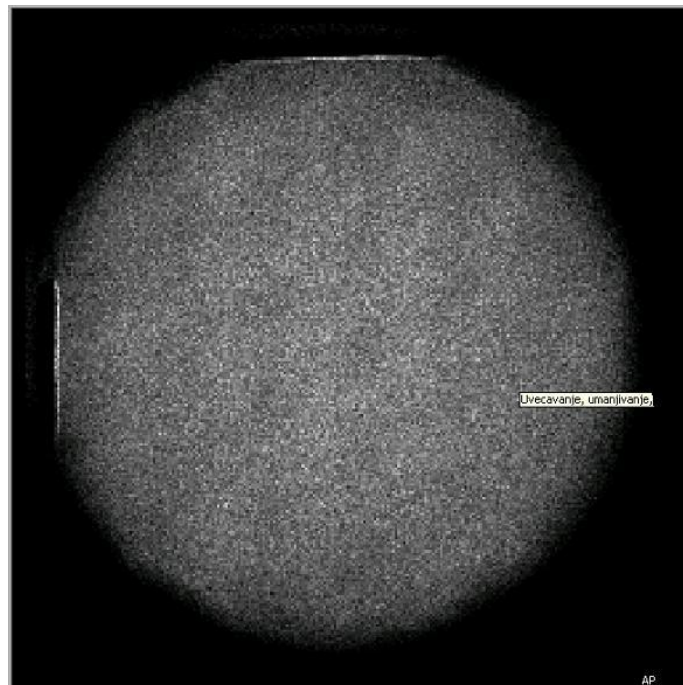
### 7.3 Rekalibracija

Nakon intervencije, naš prvi korak bio je provera vrednosti napona, koje su iznosile 200,2 V i 100,1 V. Na prvu pomisao, fluktuacija od nekih 0,1% nije mogla imati značajne efekte. Međutim, posle telefonskog razgovora sa vrlo iskusnim serviserom, saznali smo da i ovako mala odstupanja na konkretnom modelu mogu praviti značajne razlike u slici. Potom smo promenljivim potenciometrom precizno podesili ove vrednosti na 100,0 V i 200,0 V. Vrednosti smo proveravali u narednih nekoliko dana i uverili smo se u njihovu stabilnost.

Sledeći korak bio je snimanje ravanskog izvora  $^{57}\text{Co}$  sa ciljem da proverimo homogenost slike. Rezultati su bili izuzetno loši. Na slici 7.4 prikazan je prvi snimak ravanskog izvora sa bar-fantomom nakon servisiranja, na kome su odstupanja od homogenosti bila više nego uočljiva.



Slika 7.4 Prvi snimak ravanskog izvora  $^{57}\text{Co}$  nakon servisiranja. Mogu se lako uočiti znatna odstupanja od homogenosti.



Slika 7.5 Izgled slike tačkastog izvora  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  na „beskonačnom rastojanju“, bez prisustva bar-fantoma

Uloga, značaj i zadaci medicinskog fizičara nu Odeljenju za nuklearnu medicinu na primeru  
Kliničkog centra Vojvodine u Novom Sadu

Zbog ove očigledne nehomogenosti slike, kao i zbog poruka koje smo dobijali na komandnoj konzoli, pristupili smo rekalkibraciji dometa fotomultiplikatora (PMT Range) prema uputstvima od strane proizvođača. Za to su nam bili potrebni sledeći uslovi. Tačkasti izvor  $^{57}\text{Co}$  ili  $^{99m}\text{Tc}$  bez rasejanog zračenja, aktivnosti oko 30 000 cps, na razdaljini od oko 1 metar od čela detektora, čije je zračenje moralo u potpunosti pokriti površinu detektora. Takodje, morali smo ukloniti kolimator i uveriti se da je mrtvo vreme detektora u intervalu 3-8%. Na ovaj način smo rekalkibraciju izveli nekoliko puta uzastopno i svaki put dobili sve bolje vrednosti parametara HV-a i PMT-a. Nakon toga smo izveli i takozvani „Tune Status Check“ pod istim uslovima, takodje prema uputstvu proizvođača, i ponovo snimili ravanski izvor. Rezultati su bili znatno bolji nego pre rekalkibracije. Medjutim, ustanovili smo da ravanski izvor koji je korišćen nema dovoljnu aktivnost, zbog starosti izvora  $^{57}\text{Co}$  u njemu, pa smo umesto njega iskoristili tačkasti izvor  $^{99m}\text{Tc}$  na „beskonačnom rastojanju“. Rezultati koje smo na ovaj način dobili prikazani su na slici 7.5.

Nakon ovoga, kamera je proglašena pogodnom za rad i puštena je u pogon. Na slikama 7.6 i 7.7 dati su snimci bubrega u sedećem i ležećem položaju za dva različita pacijenta, dobijeni na ovoj kameri nakon servisiranja i rekalkibracije.



Slika 7.6 Snimak bubrega u sedećem položaju dobijen na staroj ORBITER kameri nakon servisiranja i rekalkibracije



Slika 7.7 Snimak bubrega u ležećem položaju dobijen na Orbiter kameri nakon servisiranja i rekaliibracije

#### 7.4 Tehničke karakteristike Symbia E kamere

Kao što je ranije pomenuto, u ovom delu biće reči o nekim najosnovnijim karakteristikama gama-kamere sa stanovista fizike, koje fizičar može pravilno tumačiti i na osnovu njih birati model kamere spram potreba odeljenja na kome radi. Iako to ne deluje kao osnovni zadatak fizičara, neko ko se savesno odnosi prema finansijama ustanove čiji je deo, svakako će morati da obrati posebnu pažnju i, u moru onoga što se na tržištu nudi, izabere kameru koja je kako tehnički tako i ekonomski najprihvatljivija. Prodavci će neretko pokušati da vas ubede kako su vam neophodni takozvani posebni stalci, stolovi ili nosači, koji su sastavni deo paketa, a svaki pojedinačno košta više hiljada eura. Ukoliko se odgovorno odnosite prema novcu poslodavca, svakako ćete proveriti po čemu su i dali su zapravo pomenuti prateći delovi opreme posebni kao i da li vam je neophodno da ih kupite zajedno sa kamerom. Ponovo pominjem da je fizičar na Odeljenju za nuklearnu medicinu u KCV-u jedino lice tehničke struke, pa se najčešće od njega očekuje da protumači ponudjeno.

Nakon odabira uređaja, pogotovo onih velikih tipa gama-kamere sledi adaptacija prostorija u kojima će kamera biti smeštena. Uz svaki uređaj stići će i informacije o posebnim zahtevima koje prostorije moraju ispuniti kako bi uređaj u njemu mogao pravilno da funkcioniše. Oni se odnose na snabdevenost strujom, broj i dostupnost električnih utičnica, otpornost podloge na mehanička opterećenja, klimatizaciju i mnoge druge prateće stvari. Naravno, nije rešenje sačekati isporuku uređaja kako bi se videli ovi zahtevi i tek onda pristupilo njihovom ispunjavanju, već se osoba koja je zadužena za adaptaciju unapred mora raspitati kod proizvođača o ovim zahtevima. Na kraju ovog gada, kao dodatak, biće dato nekoliko slika koje predstavljaju delove tehničke dokumentacije Symbia E kamere, kojima je proizvođač predvideo minimalne dimenzije prostorije i preporučeni raspored elemenata kamere, mehaničke i statičke zahteve koje prostorija mora ispuniti, kao i specifikaciju po težinama određenih delova opreme.

Iako deluje banalno, mora se voditi računa i o dimenzijama kutija i pakovanja u kojima se određeni delovi isporučuju u odnosu na dimenzije vrata, hodnika i drugih prolaza kroz koje paket mora proći pre svog konačnog odredišta. Nekada se može prevideti velika težina sastavnih elemenata kamere, pa njihovo spuštanje niz stepenice, prevlačenje preko pragova ili provlačenje usled spuštenih plafona može dodatno iskomplikovati isporuku i montiranje kamere. Podaci o

dimenzijama pakovanja u kojima su određeni delovi Syumbia E kamere isporučeni Kliničkom centru Vojvodine takodje su dati u dodatku na kraju ovog rada.

Za pravilno funkcionisanje i bezbedno korišćenje koje neće narušiti kvalitet slike ili opreme, proizvođač daje i preporučene temperaturne uslove za prostoriju u kojoj se kamera nalazi. Ove uslove je važno ispoštovati, jer u suprotnom može doći do oštećenja delova opreme, kao što je, na primer, pucanje kritala usled prevelikog i neravnomernog temperaturnog gradijenta. Sam proizvođač kaže "Sistem bi trebalo instalirati u čistoj sredini, kontrolisane temperature, u kojoj nema prašine. Ukoliko neophodni opseg temperatura ne može biti garantovan u svim godišnjim dobima, potrebno je instalirati odgovarajući air-condition sistem u samoj prostoriji".

<b>Temperature Range</b>	<b>Relative humidity</b>	<b>Temperature Gradient</b>
18° - 30° C	20% to 80%	4.4° C/hour
65° - 86° F	non condensing	8° F/hour

*Tabela 7.2 Temperature i temperaturni gradijent preporučen od strane proizvođača za prostoriju u kojoj se nalazi Symbia E kamera*

## 8. Uvodjenje i sprovođenje metoda klirensa bubrega

Odredjeni metabolički procesi u telu mogu se na vrlo elegantan i precizan način fizički i matematički opisati. Za to je potrebno poznavati osnove fiziologije tih procesa, matematike kao alata za opisivanje, ali i jasno definisanje uslova pod kojima dati opisi važe. Kada se proces opiše, načini se model pojave i pristupa se merenju parametara koji figurišu kao promenljive u opisu, a na osnovu kojih se dobija tražena vrednost kao mera neke funkcije u organizmu i koja je klinički upotrebljiva.

Kako se modelovanje fizioloških procesa razvija već nekoliko decenija, gotovo za svaki proces već je definisan jedan ili više modela. Ovi modeli mogu se lako pronaći ili preuzeti iz literature, pa naizgled nema velike potrebe za detaljnim posvećivanjem samom opisu. Međutim, kao što je već pomenuto, svaki opis važi pod određenim uslovima i postoji niz pretpostavki na koje se opisivač oslonio prilikom modelovanja. Upravo je poznavanje ovih pretpostavki i uslova ključno za tačno korišćenje jednog modela, jer ukoliko dodje do promene makar jednog početnog uslova, a korisnik ga ne uključi u svoj proračun, može se dobiti lažno visoka ili niska krajnja brojna vrednost, što može dovesti do pogrešnog kliničkog tumačenja. Promene mogu biti i fizičke i medicinske. Kada govorimo o nuklearno-medicinskim procedurama, merenje radioaktivnosti je jedan od osnovnih koraka u dobijanju rezultata. Zato kao najjednostavniji primer fizičkog parametra možemo posmatrati geometriju merenja. Ukoliko korišćeni detektor ima veću efikasnost od onog korisćenog za definisanje modela, za istu početnu dozu i isto fiziološko stanje, pri apsolutnim merenjima, može se dobiti veći krajnji odbroj. Kako ovaj povećan odbroj ne bi doveo do sumnje na patološke promene kod pacijenta, mora se u proračunima uneti korekcija na efikasnost detektora. Upravo se na polju definisanja uslova važenja određenog modela očekuje visok nivo saradnje fizičara i lekara.

Kod metode klirensa bubrega, naš cilj je da u telo pacijenta insertujemo određenu dozu radioaktivnosti i da posle nekog vremena odredimo koliko je radioaktivnosti iz krvi bubreg uklonio. Zbog toga što je ljudski organizam izuzetno složen sistem, čije sve elemente ne možemo uzeti u obzir, moramo napraviti i drugi, kontrolni, sistem čije nam je ponašanje u svakom momentu poznato. Na osnovu vrednosti iz ovog kontrolnog sistema, takozvanog standarda, kalibrisaćemo vrednosti iz organizma, a onda, na osnovu matematičkog modela tj formula, izračunati traženu vrednost klirensa bubrega.

Odredjivanje klirensa metodom jednokratnog iniciranja bolusa, koji ćemo mi ovde opisati, zasniva se na praćenju kinetike ispitivane supstance u telesnim prostorima nakon jednokratnog unošenja male zapremine radioobeleživača u krvotok.

### 8.1 Klirens

Bubrežni klirens predstavlja, najjednostavnije rečeno, meru ekskrecione, odnosno filtracione, sposobnosti bubrega. Kako se u bubregu filtrira samo tečni deo krvi, mi govorimo o klirensu plazme. Pod njim se ustvari podrazumeva onaj zamišljeni, samo indirektno merljivi volumen plazme, koji se zahvaljujući radu bubrega u jedinici vremena oslobodi neke materije tako što je bubreg iz krvi, putem ćelijske filtracije, premesti u stvorenu mokraću.

Nakon unošenja radioaktivnog uzorka u telo pacijenta, on se ravnomerno meša sa tecnošću intravaskularnog prostora i raspoređuje se unutar njega u koncentraciji  $C_1$ . Međutim, zbog postojanja gradijenta koncentracije, on prelazi u ekstravaskularni prostor u kome se, nakon mešanja, raspoređuje u koncentraciji  $C_2$ . Radioobeleživač se iz ekstravaskularnog prostora redifunduje u vaskularni prostor istom onom brzinom kojom je dospao u ekstravaskularni prostor, pa zbog toga ovaj proces ne uzimamo u obzir u matematičkim proračunima. Radioobeleživač

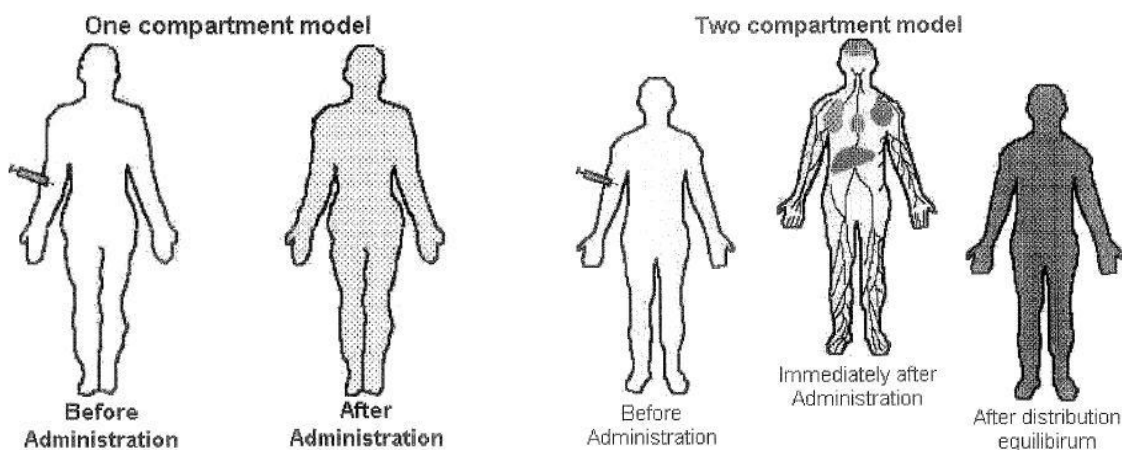


dospeva i u bubrege iz kojih putem ćelijske filtracije prelazi u mokraću, pa njegova koncentracija u plazmi opada brzinom koja je srazmerna brzini njegovog preuzimanja od strane bubrega. Upravo ćemo ovu brzinu meriti uzimanjem uzoraka krvi nakon određenog vremena.

## 8.2 Prostorni modeli

Prostori ili kompartmani predstavljaju one oblasti u telu u koje se određena supstanca raspoređuje kada je unesemo u krvotok. Prostorni modeli predstavljaju relativno jednostavne matematičke modele koji predstavljaju složene fiziološke procese u telu.

Ukoliko se uneta supstanca veoma brzo ravnomerno raspoređi u čitavom volumenu distribucije od interesa, možemo govoriti o takozvanom jednokompartmanskome modelu. Osnovna karakteristika ovog modela je prava linija na grafiku zavisnosti koncentracije supstance u plazmi u vremenu, kojom se ovaj proces može predstaviti.



Slika 8.1 Skica jednokompartmanskog (levo) i dvokompartmanskog modela (desno)

U onim slučajevima kada se supstanca, nakon iniciranja, prvo raspoređuje po jednom sistemu u telu, a zatim iz njega postepeno prelazi u drugi, ovakvi procesi opisuju se dvokompartmanskim modelima. Karakteristika grafičke predstave ovog modela je da on ima brzu i sporu fazu, koje se na grafiku jasno mogu razlikovati, jer brza faza predstavlja brzoopadajuću pravu liniju, dok je spora faza predstavljena sporijeopadajućom pravom linijom.

Za metod klirensa koji je u upotrebi na Odeljenju za nuklearnu medicinu KCV-a koristi se jednodimenzionalni model, ali uz određeno vremensko odlaganje koje omogućava zanemarivanje brze faze procesa. To omogućava da klirens bude određen uzimanjem samo dva uzorka krvi. Grafički prikazi ova dva modela, sa uočljivim sličnostima i razlikama, predstavljeni su na slici 8.2.

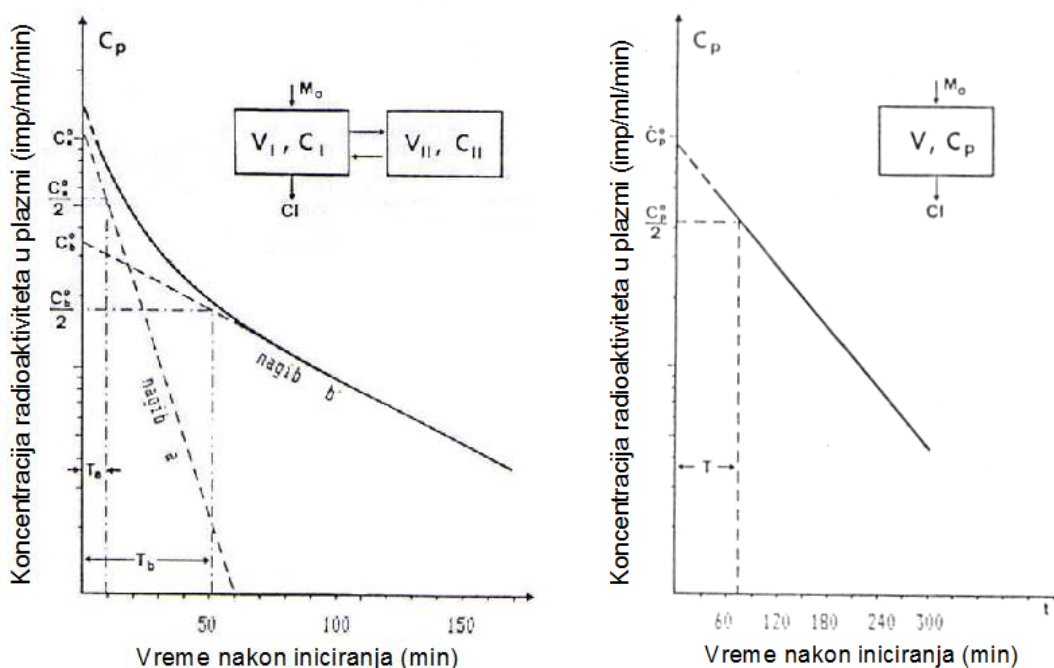
Matematički, klirens lako možemo predstaviti diferencijalnom jednačinom

$$V_D \frac{dC}{dt} = -CL \cdot C + m \quad (8.1)$$

gde je  $V_D$  volumen distribucije,  $C$  je koncentracija supstance,  $t$  je vreme proteklo od iniciranja, a  $CL$  je klirens. Rešenje ove jednačine sledećeg je oblika

$$C = \frac{m}{K} + \left( C_0 - \frac{m}{K} \right) \cdot e^{-\frac{K \cdot t}{V}} \quad (8.2)$$

$C_0$  je početna koncentracija inicirane radioaktivne supstance, a  $m$  predstavlja brzinu kojom se generiše određena masa supstance i smatra se konstantnom.



Slika 8.2 Grafički prikaz koncentracije radioaktiviteta u krvnoj plazmi u vremenu prema (a) dvoprostornom modelu i (b) jednoprostornom modelu

### 8.3 Matematičko opisivanje klirensa

U izvodjenju formule za klirens definišaćemo prvo nekoliko veličina i uvesti nekoliko korekcija koje će nam figurisati u krajnjoj formuli za vrednost klirensa. Kao što smo ranije napomenuli, analiziraćemo dva uzorka krvi i dva standarda. Kako bi se izbegla brza faza distribucije, prvi uzorak uzima se nakon 30 minuta, a drugi nakon 40 minuta. Ali, ovo su samo preporučena vremena uzimanja uzoraka krvi. Kako je njih vrlo teško ispoštovati tačno, vreme uzimanja uzorka javlja se kao promenljiva u formulama, pa je bitno zabeležiti stvarno vreme vadjanja krvi pacijentu i uneti ga kao takvo u proračun. Merenje radioaktivnosti uzorka traje 10 minuta, a merenje standarda 1 minut. Ponekad je potrebno i izmeriti aktivnost šprica sa radioaktivnom susptancom pre i posle davanja injekcije pacijenu. Razlog ovome je činjenica da jedan mali deo radioaktivnosti kontaminira špric, pa se može javiti potreba za uvodjenjem i ove korekcije. Za pravljenje ranije pomenutog kontrolnog sistema, aktivnost uzetu za standard ulićemo u određenu zapreminu tečnosti, što će nam poslužiti za kalibraciju.

Vremenska konstanta ( $k$ ):

$$k = \frac{t_{uz2} - t_{uz1}}{\ln\left(\frac{uz1}{uz2}\right)} \quad (8.3)$$

gde su  $t_{uz1}$  i  $t_{uz2}$  vremena uzimanja uzoraka 1 i 2 respektivno (u minutima nakon iniciranja doze), a  $uz1$  i  $uz2$  predstavljaju radioaktivni odbroj dobijen za uzorke 1 i 2 respektivno (cpm).

Poluvreme iščezavanja  $T_{iz}$ :

$$T_{iz} = k \cdot \ln 2. \quad (8.4)$$

Aktivnost u nultom minutu uzorka čoveka ( $Y_0$ ):

$$Y_0 = uz1 \cdot e^{\frac{uz1}{k}} \quad (8.5)$$

Korekcija za raspad ( $A_t$ ) uvodi se kako bi se uzelo u obzir pripodno smanjenje radioaktivnosti usled fizičkog poluraspada:

$$A_0 = A_t \cdot e^{\frac{0.693}{363} \cdot t} \quad (8.6)$$

gde je  $t$  vreme proteklo od iniciranja, a  $A_0$  aktivnost one početne doze. Vrednost 363 označava poluvek raspada u minutima izotopa  $^{99m}Tc$ , koji se uglavnom koristi za metod klirensa, ali ukoliko se koristi neki drugi izotop, potrebno je u ovu formulu uneti odgovarajuću vrednost perioda poluraspada.

Volumen distribucije ( $V_D$ ) predstavlja onu zapreminu u čoveku u kojoj pretpostavljamo da se radioaktivnost nakon iniciranja raspoređuje i dobija se u mililitrima:

$$V_D = \frac{DP \cdot \left( \frac{st1 + st2}{2} \right)}{AstK \cdot AuZ} \cdot V_{st} \quad (8.7)$$

gde je  $DP$  doza inicirana pacijentu (u  $\mu Ci$ ),  $st1$  i  $st2$  predstavljaju odbroj dobijen za standarde 1 i 2 respektivno,  $AstK$  je aktivnost standarda korigovana za raspad,  $AuZ$  je aktivnost u nultom minutu uzorka, a  $V_{st}$  predstavlja onu zapreminu vode u koju ćemo uliti standard i iznosi 1000 ml. Na ovaj način izvršićemo kalibraciju dobijenih vrednosti. Deo jednačine u zagradi jasno predstavlja srednji odbroj dobijen za standarde.

Pomoću prethodno definisanih veličina, klirens ( $CL$ ) se izračunava prema sledećoj formuli:

$$CL = \frac{V_5}{k} \cdot 0.93 \quad (8.8)$$

I dobija se u jedinicama  $ml / min$ . Koeficijent 0.93 dobijen je empirijski.

Klirens normiran na površinu ( $CL_p$ ) uvodimo usled toga što je svaki pacijent, spram svoje težine i visine, jedinstven, pa nam mera klirensa normiranog na površinu omogućava jedinstvenu predstavu o ovoj veličini, univerzalnu za sve pacijente.

$$CL_p = 1.73 \cdot \frac{CL}{P} \quad (8.9)$$

gde se vrednost 1.73 ( $m^2$ ) uvodi kao prosečna površina ljudske kože, a  $P$  predstavlja izračunatu površinu tela datog pacejenta prema formuli:

$$P = \frac{1}{139.3} \cdot TT^{0.425} \cdot TV^{0.725} \quad (8.10)$$

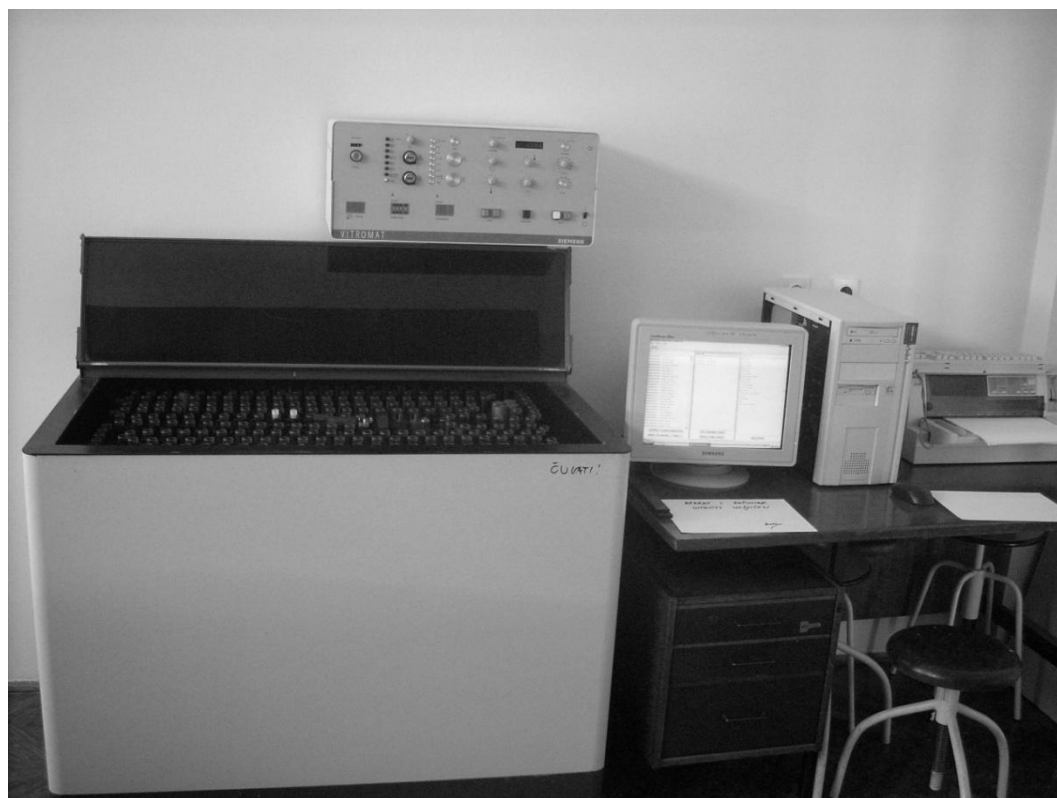
U ovoj formuli,  $TT$  i  $TV$  predstavljaju telesnu težinu i visinu pacijenta, respektivno, a brojne vrednosti koje figurišu određene su eksperimentalno.

Odstupanje klirensa predstavlja dobijenu vrednost normiranu na površinu kože korigovanu za minimalnu normalnu vrednost klirensa, za koju se uzima da je 95  $ml / min$ :

$$CL_o = CL_p - 95 \quad (8.11)$$

Bitno je napomenuti da postoji više vrsta klirensa bubrega. Medjutim, kod svakog od njih metod određivanja je isti, a različiti su koeficijenti. Takodje, različiti koeficijenti koriste se za muškarce, žene i decu, a zavise i od njihove starosti.

Ovako dobijene vrednosti klirensa mogu se klinički tumačiti na egzaktn način. Nihovo odstupanje od normalnih može lekaru ukazati na patološke promene u radu bubrega. Zato je klirens bubrega dijagnostička metoda koja se na jednostavan način sprovodi i, kada se prevaziđu napori preciznog uvodjenja metode, ona predstavlja vrlo preciznu i jednostavnu, ne mnogo invazivnu, metodu koja se na Odeljenju za nuklearnu medicinu KCV-a izvodi svakodnevno. Na ovom mestu se nećemo baviti analizama ograničenja i primerima posledica koje donosi model, a koja su u rutinskom radu važna, jer to prevazilazi obime ovog rada.



*Slika 8.3 Izgled Siemens Vitromat aparata koji se koristi za in vitro merenje aktivnosti uzoraka za analizu klirens bubrega. Rekalibracija ovog aparata prikazana je u poglavlju 6.*

## Zaključak

U ovom radu je dat prikaz poslova i radnih zadataka koji očekuju fizičara zaposlenog u zdravstvenoj ustanovi koja se bavi dijagnostičkim i terapijskim poslovima u nuklearnoj medicini. Na konkretnim primerima nekih poslova u kojima neposredno učestvuje ilustrovan je profil znanja i veština kojima treba da ovlada fizičar kako bi uspešno radio. Ilustrovan je rad na puštanju u pogon gama brojača jer je taj postupak jednak za sve, stare ili nove uređaje u laboratoriji, kada se metoda uvodi u rutinski rad. Definisana su i ograničenja koja važe za rad na brojaču i obavljena obuka tehničara koji će na njemu raditi. Dat je primer servisiranja gama kamere i potreba dobre dijagnostike kvara od strane fizičara da bi bila efikasna saradnja sa spoljašnjim servisom. Posle servisa je obavljena kontrola ispravnosti gama kamere.

Od svih znanja i veština koje se očekuju od fizičara izdvojila su se neka koja specifično odgovaraju radu u nuklearnoj medicini. Uočeno je sledeće. Katalog znanja kojim raspolaže medicinski fizičar je dovoljan da se svi očekivani poslovi sa uspehom obavljaju. Vrsta poslova koji se rade u Odeljenju nuklearne medicine zahtevaju od fizičara da ima afinitete i dobru manualnu spretnost za rad u laboratoriji uz sposobnost za improvizaciju u korišćenju pribora i opreme. Znanje iz elektronike je neophodno u većem obimu, pre svega u razumevanju rada osnovnih elektronskih sklopova uz veštine korišćenja dokumentacije i praćenja signala korišćenjem osnovne merne opreme. Poznavanje osnovnih funkcionalnih delova i karakteristika uređaja u nuklearnoj medicini omogućava fizičaru da uže lokalizuje moguće uzroke kvara i bitno skрати vreme servisiranja.

Izuzetno je važno i od velikog značaja da fizičar potpuno razume i ume da koristi metode kojima se dolazi do izrade fizičkog i matematičkog modela a za pojave koja se dešavaju pri medicinskim ispitivanjima. U primeru određivanja klirensa dat je prikaz celog postupka modelovanja pojave do izdavanja nalaza, koji ilustruje primenu ovih znanja. Sa njima je fizičar u stanju da sa lekarom definiše protokole izvodjenja pregleda i prati tok ispitivanja pacijenta te na vreme uoči moguće probleme koji mogu dovesti do pogrešno donešenog zaključka. Ova zajednička saradnja sa lekarima i tehničarima je svakodnevna potreba i ona je od suštinske važnosti za rutinsku kontrolu kvaliteta. Uz poznavanje funkcije svakog pojedinog uređaja i razumevanje toka i ograničenja koje donosi svaka merna procedura fizičar će moći da vrlo brzo reši sve dileme koje se svakodnevno pojavljuju u radu sa pacijentima i omogućiti da se rad odvija bez zastoja.

Rad na zaštiti sa svodi na praćenje osnovanih postupaka kontrole i procedura u rukovanju radioaktivnim materijalom, definisanih zakonom. U pojedinim slučajevima se očekuje da fizičar da i procenu ozračenosti konkretnog pacijenta kao i da ima uradjene procene doza za metode koje se koriste u odeljenju. Česta je potreba da se održi individualna obuka ili predavanje o zaštiti od jonizujućeg zračenja za osoblje. Kod nabavke nove opreme kao i kod instalacije i puštanja u pogon od fizičara se očekuje da da stručno misljenje o najvažnijim osobinama koje mora ispuniti oprema da bi ispunila maksimum očekivanja od strane zdravstvenih radnika.

Pošto se radi o timskom radu i to u uslovima pritiska ograničenog vremena, skupih analiza, rada sa bolesnicima koji su specifična populacija uz vrlo složenu instrumentaciju i organizaciju posla od fizičara se očekuje da bude i dovoljno komunikativan ali i jasan i odredjen kod donosenja odluka. Postoje i niz drugih poslova za koje se pretpostavlja i očekuju da ih fizičar po svom osnovnom obrazovanju može znati ili obaviti. Ovde je važno napomenuti da obim takvih poslova nije strogo definisan i nije nužno obavezan za rad što zavisi od volje i afiniteta fizičara. Treba imati na umu da zdravstveni radnici po pravilu imaju odbojnost prema fizici i matematici pa fizičara često vide kao spas za neka svoje probleme.

## Dodatak 1 – Delovi tehničke dokumentacije za Symbia E kameru

Designation	Description
<b>Conditions of flooring</b>	<p>Gantry and patient table should be installed only on:</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• concrete flooring                             <ul style="list-style-type: none"> <li>- concrete class <b>C20/25 to C50/60</b></li> <li>cast concrete <b>B-300</b> or stronger</li> </ul> </li> <li>• composite flooring or</li> <li>• Access floor with suitable on-site <b>mounting frame</b> or <b>sub-construction</b></li> </ul> <p>As a rule, there is no need for a <b>mounting frame</b> when using <b>concrete</b> or <b>composite flooring</b>.</p>
<b>Floor and building vibrations</b>	<p>In principle, the gantry and the patient table have to be installed free of vibrations.</p> <p>External vibrations or shocks through the building or through the floor that affect the gantry degrade image quality.</p> <p>Permitted vibration sensitivity: <b>Vibrational speed <math>V_{max} = 25\mu\text{m/s}</math></b> <b>Frequency range = 1 Hz to 120 Hz</b></p>
<b>Weight capacity</b>	Have the concrete flooring or composite flooring tested by a stress analyst.
<b>Other flooring</b>	Require an <b>on-site</b> friction free sub construction made from steel in the areas of support (e.g. in the case of wooden constructions). Please ask your stress analyst!
<b>Level flooring</b>	<p>level the flooring</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• See the appropriate section in this document.</li> </ul>
<b>Existing mounting frame</b>	Those attached to the concrete flooring with screws, have to be removed. Rework the flooring (with respect to being level, material), if required.

Slika D.1 Neophodne karakteristike podloge za gentri i sto za pacijenta (Flooring for gantry and patient table – Requirements)

## Leveling and Flattening the Floor Area

No fill material should be used to compensate for holes or depressions in the floor surface. If necessary, level and flatten the entire floor area.

The scene room floor must be leveled, and its surface must be smooth. Any deviation in levels will have a detrimental effect on the Table-to-Gantry alignment which may effect collimator exchange.

It is recommended that the floor in the entire room will be leveled and flattened, according to the specifications given in Table below

Floor Leveling Area	11' X 16' (333 cm x 483 cm) minimum
Slope	Within +/- 1.187" over 170" (+/- 3 cm over 430 cm)
Flatness	Surface should be smooth and have no more than 0.187" (0.5 cm) deviation in any 60" (150 cm) throughout the room or system installation area
Floor Surface	Floor should have one single poured surface.

## Concrete Thickness

For a Symbia-E System the minimum allowable concrete thickness for nonseismic regions of the floor is 102 mm or (4 ").

The base frame foot pads are mounted to the floor using 5/8" x 3 1/2" anchors. Then the leveling screws are used to level the gantry front to back and side to side. Once the gantry is level you would tighten the "Locking Screws" at all four pads.

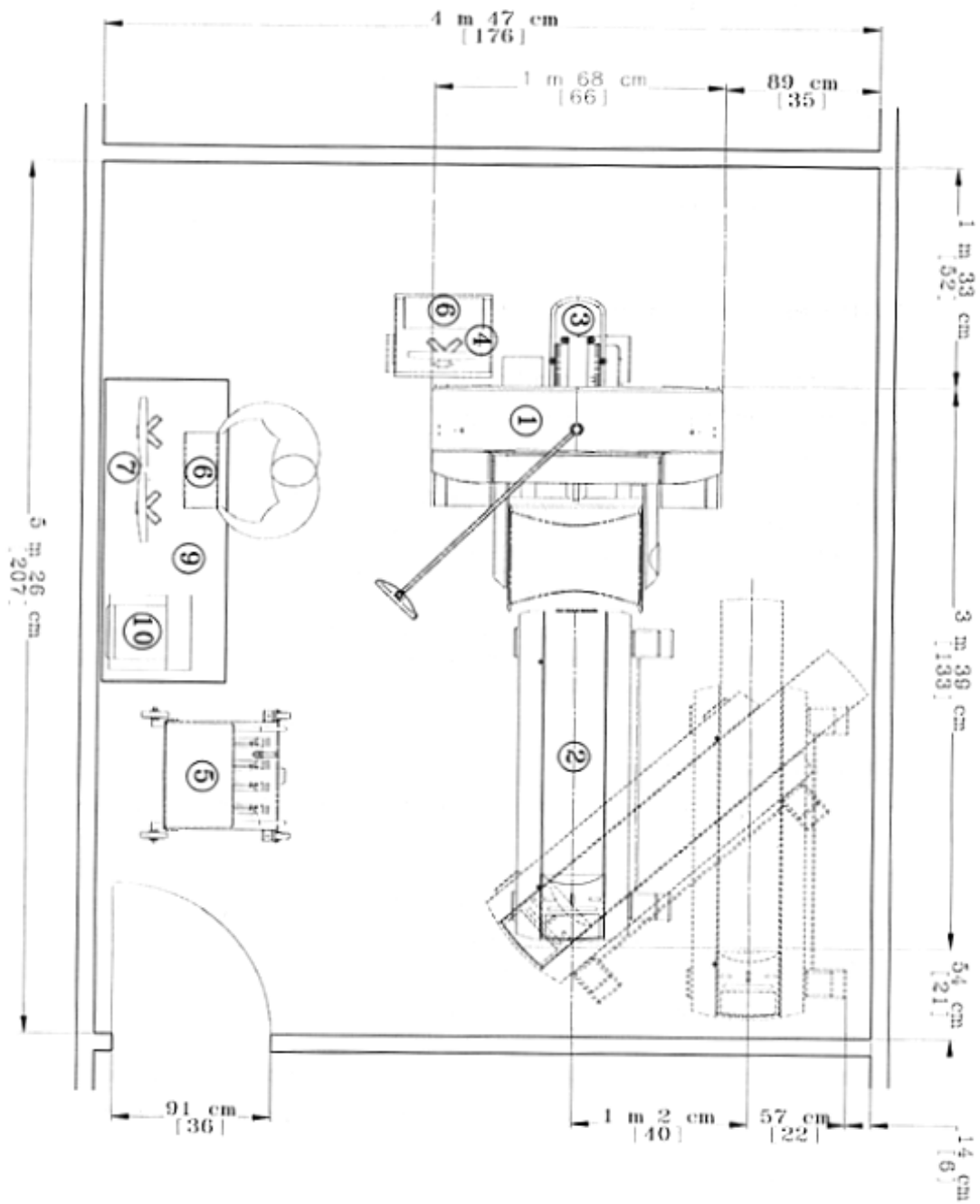
*Slika D.2 Gradjevinske i statičke karakteristike podloge koje se moraju ispoštovati pre instaliranja kamere*

Uloga, značaj i zadaci medicinskog fizičara nu Odeljenju za nuklearnu medicinu na primeru  
Kliničkog centra Vojvodine u Novom Sadu

Item	Net Weights kg, (lb)	Overall W x D cm / in	Weight/Area kg/sq. m (lb/sq. ft)	Load Pattern cm(in)	Normal Method Of Mounting cm(in)
<b>GANTRY</b> (Single-Head with High Energy Collimator)	1206(2659)	139 x 163 (54.7 x 64.2)	1154(236)	Effective load area is 167x79(65x31) with two rollers on the front and two rollers on the back	3/8" thick Base Plate attached with 6-5/8x7" and 2-3/8x4.5" Kwick Bolts
<b>GANTRY</b> (Dual-Head with High Energy Collimators)	1848(4076)	139 x 163 (54.7 x 64.2)	1768 (362)	Effective load area is 167x79(65x31) with two rollers on the front and two rollers on the back	3/8" thick Base Plate attached with 6-5/8x7" and 2-3/8x4.5" Kwick Bolts
<b>FRONT PHS</b> (with Patient)	448 (987)	253 x 90 (99.5 x 35.5)	374(76)	Effective load area is 158x76(62x30) with four casters contact with the floor	Casters are for positioning and relocating for collimator change position
<b>REAR PHS</b>	211 (465)	98 x 46 (38.5 x 18)	468(97)	Base area 23x20(9x8) metal pad in contact with Gantry Base Plate	Base pad attached with 4-3/8" Kwick Bolts
<b>Electronics Enclosure</b> (without computers and monitor)	99 (220)	56 x 48 (22 x 19)	366(76)	Effective load area 56x48(22x19)	Set on the floor. May be anchored to floor
<b>Collimator Cart</b>	120.2(265)	85 x 81 (34 x 32)	171(35)	Effective load area 85x81(34x32)	Casters are for positioning and relocating for collimator change/storage position

Slika D.3 Težina i dimenzije pojedinih delova gama-kamere (System floor loads value)





Slika D.4 Primer prostorne organizacije sobe za pregled sa dimenzijama (Typical room layout -example)

Uloga, značaj i zadaci medicinskog fizičara nu Odeljenju za nuklearnu medicinu na primeru  
Kliničkog centra Vojvodine u Novom Sadu

<b>Item</b>	<b>Weight, kg (lbs)</b>	<b>Dimensions, L x W x H cm (in)</b>
Gantry - dual detector system (yokes On)	1298 (2860)	192x155x218(75x61x85)
Gantry - dual detector system (yokes Off)	930 (2050)	102x124x218(75x48x85)
Gantry - dual detector system (yokes 1 Off)	1036 (2283)	192x124x218(75x48x85)
Gantry - single detector system (1 yoke On)	909 (2000)	192x124x218 (75x48x85)
Gantry - single detector system yokes Off	687 (1515)	192x124x218 (75x48x85)
Yoke 1	282 (620)	149x105x148 (58x41x58)
Yoke 2	268 (590)	122x111x143 (48x43x56)
Patient Bed, 2 C frames	740 (1630)	283x123x135 (111x48x53)
Installation Base Kit	186 (410)	179x107x35 (70x42x13)
Detector 1	377 (830)	96x85x93 (37x33.5x36.5)
Detector 2	378 (830)	96x85x93(37x33.5x36.5)
Accessories 1	N/A	188x111x133(74x43x52)
Accessories 2	N/A	188x111x133(74x43x52)
Collimator Cart	272-499(600-1100)	106x98x154(41x38x60)

*Slika D.5 Shipping weights – international shipping*

## Dodatak 2 – Očitane vrednosti dozimetara za period april 2009 – decembar 2011.

	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K	L
1	Zaposleni	04. 2009.	05. 2009.	06. 2009.	07. 2009.	08-09. 2009.	10. 2009.	11.09.-02.10.	05. 2010.	06. 2010.	08-09. 2010.	10. 2010.
2	Calasan Mirjana	0,15	0,17	0,09	0,13	0,25	0,1	0,69	0,16	0,13	0,34	0,32
3	Crnobrnja Veljko	0,08	0,07	0,09	0,08	0,25	0,09	0,53	0,1	0,08	0,17	0,25
4	Davidovic Branislava	0,1	0,08	0,09	0,09	0,23	0,09	0,63	0,12	0,09	0,42	0,29
5	Dujmovic Ferenc	0,24 /		0,1	0,14	0,23	0,09	0,53	0,11	0,09	0,18	0,24
6	Filipovic Ana	0,09	0,08	0,1	0,08	0,24	0,09	0,54	0,18	0,08	0,17	0,21
7	Gero Dora	0,13	0,07	0,11	0,06	0,26	0,07	0,52	0,12	0,06	0,14	0,26
8	Ilincic Branislava	0,09	0,08	0,09	0,1 /		0,09	0,22 /		0,09	0,19 /	
9	Krcmar Milica	0,11	0,09	0,1	0,08	0,28	0,09	0,54	0,12	0,09	0,29	0,25
10	NO 1	0,14	0,07	0,08	0,08	0,25	0,08	0,49	0,09	0,08	0,17	0,23
11	NO 2	0,16	0,07	0,09	0,08	0,24	0,09	0,53	0,1	0,09	0,18	0,24
12	Radojko Marija	0,1	0,09	0,16	0,09	0,22	0,09	0,49	0,09	0,09	0,19	0,25
13	Sekulic Stevan	0,08	0,11	0,11	0,08 /		0,08	0,21	0,05	0,08 /		0,17
14	Stepanovic Igor	0,12	0,1	0,13	0,11	0,22	0,13	0,6	0,11	0,12	0,19	0,22
15	Stosic Zoran	0,08	0,07	0,08	0,08	0,27	0,08	0,47	0,09	0,09	0,17	0,18
16	Sukola Zorica	0,08	0,08	0,08	0,1	0,2 /		0,62	0,09	0,09	0,19	0,18
17	Zeravica Radmila	0,08	0,08	0,08	0,09	0,28	0,09	0,53	0,09	0,09	0,19	0,19
18	<b>Sve je u mSv</b>											
19	Ukupno svi zaposleni	1,83	1,31	1,58	1,47	3,42	1,35	8,14	1,62	1,44	3,18	3,48
20	Srednja vr. po zapos.	0,11	0,09	0,10	0,09	0,24	0,09	0,51	0,11	0,09	0,21	0,23
21	Devijacija	0,04	0,03	0,02	0,02	0,02	0,01	0,13	0,03	0,02	0,08	0,04
22												

	A	M	N	O	P	Q	R	S	T	U	V	W	X
1	Zaposleni	11-12. 2010.	01. 2011.	02. 2011.	03. 2011.	04. 2011.	05. 2011.	06. 2011.	07. 2011.	08-09. 2011.	10. 2011.	11. 2011.	12. 2011.
2	Calasan Mirjana	0,33	0,19	0,19	0,16	0,13	0,17	0,15	0,2	0,25	0,19	0,19	0,15
3	Crnobrnja Veljko	0,25	0,11	0,15	0,1	0,11	0,1	0,08	0,11	0,16	0,11	0,09	0,09
4	Davidovic Branislava	0,22	0,16	0,15	0,11	0,1	0,13	0,1	0,13	0,2	0,12	0,1	0,1
5	Dujmovic Ferenc	0,2	0,13	0,13	0,11	0,11	0,11	0,1	0,12	0,17	0,12	0,09	0,09
6	Filipovic Ana	0,22	0,12	0,16	0,11	0,1	0,1	0,08	0,12	0,16 /	/	/	0,09
7	Gero Dora	0,21	0,12	0,16	0,12	0,11	0,11	0,07 /	/	/	/	/	/
8	Ilincic Branislava	0,2	0,4	0,14	0,11 /	/	/	/	/	/	/	/	/
9	Krcmar Milica	0,23	0,14	0,17	0,12	0,11	0,11	0,1	0,12	0,18	0,12	0,1	0,09
10	NO 1	0,23	0,11	0,18	0,1	0,09	0,1	0,09	0,11	0,16	0,11	0,09	0,08
11	NO 2	0,21	0,11	0,15	0,1	0,1	0,09	0,08	0,1	0,16	0,1	0,1	0,08
12	Radojko Marija	0,2	0,11	0,14	0,09	0,09 /	/	/	/	/	/	/	/
13	Sekulic Stevan	0,38	0,11	0,14	0,1	0,09	0,09	0,09	0,1	0,16	0,1	0,09	0,08
14	Stepanovic Igor	0,25	0,14	0,17	0,11	0,11	0,12	0,15	0,12	0,22	0,12	0,09	0,09
15	Stosic Zoran	0,2	0,11	0,17	0,1	0,1	0,1	0,09	0,1	0,16	0,1	0,09	0,09
16	Sukola Zorica	0,21	0,14	0,16	0,1	0,1	0,1	0,09	0,11	0,17	0,11	0,09	0,09
17	Zeravica Radmila	/	0,1	0,33	0,1 /	/	/	/	/	/	/	/	/
18	<b>Sve je u mSv</b>												
19	Ukupno svi zaposleni	3,54	2,3	2,69	1,74	1,45	1,43	1,27	1,44	2,15	1,3	1,12	1,12
20	Srednja vr. po zapos.	0,24	0,14	0,17	0,11	0,10	0,11	0,10	0,12	0,18	0,12	0,10	0,09
21	Devijacija	0,05	0,07	0,05	0,02	0,01	0,02	0,02	0,03	0,03	0,03	0,03	0,02
22													

## Literatura:

1. Practical Nuclear Medicine; Peter F. Sharp, Howard G. Gemmell, Alison D. Murray; Springer-Verlag, London 2005
2. Nuclear Medicine – Radioactivity for diagnostics and therapy; EDP Sciences 2007
3. [www.iaea.org](http://www.iaea.org)
4. Praktikum za eksperimentalne vezbe iz Savremene Eksperimentalne Fizike III; M. Krmar; PMF Novi Sad
5. Textbook of Nuclear Medicine Technology; Paul J. Early, Muhammad A. Razzak, Bruce D. Sodee; C.V Mosby Company, Saint Luis 1975
6. Nuklearna medicina; Radoslav Borota, Ljubomir Stefanović; Univerzitet u Novom Sadu, 1992
7. Uputstvo za rukovanje  $^{99}\text{Mo}/^{99\text{m}}\text{Tc}$  generatorom; Institut za nuklearne nauke "Vinča", kataloški broj YU Tc99m/G
8. Zakon o zaštiti od jonizujućeg zračenja i nuklearnoj sigurnosti; Službeni glasnik RS 36/09 od 15.05.2009.
9. Pravilnik o evidenciji o izvorima jonizujućih zračenja, profesionalno izloženim licima, o izloženosti pacijenata jonizujućem zračenju i radioaktivnom otpadu; Službeni glasnik RS 97/11 od 21.12.2011.
10. Pravilnik o primeni izvora jonizujućih zračenja u medicini; Službeni glasnik RS 1/12 od 11.01.2012.

## Sadržaj

<u>1.</u>	Uvod .....	1
<u>2.</u>	1. Očekivanja, mesto i uloga medicinskog fizičara u Odeljenju za nuklearnu medicinu u Kliničkom centru Vojvodine .....	3
	1.1 Poslovi proistekli iz zakonskih obaveza vezanih za zaštitu od zračenja .....	3
	1.2 Poslovi kontrole kvaliteta i kalibracije uređaja i protokola izvodjenja .....	3
	1.3 Uvodjenje novih metoda i saradnja u svakodnevnom radu sa lekarima i saradnicima.....	3
	1.4 Softverski i informatički poslovi .....	4
	1.5 Briga o opremi i servisiranje .....	4
	1.6 Obuka kadrova .....	4
	1.7 Ostali poslovi.....	4
	1.8 Ostali poslovi van Odeljenja nuklearne medicine.....	4
	1.9 Odgovorna osoba za zaštitu od zračenja u KCV-u.....	5
<u>3.</u>	2. Zakonske regulative .....	6
	2.1 Zakon o zaštiti od jonizujućeg zračenja i nuklearnoj sigurnosti.....	6
	2.2 Pravilnik o primeni izvora jonizujućeg zračenja u medicini .....	6
<u>4.</u>	3. Dozimetrijska kontrola zaposlenih .....	9
	3.1 Fizičke osnove dozimetrije .....	9
	3.2 Zakonska zaštita od zračenja profesionalno izloženih lica.....	9
	3.3 TLD- dozimetri.....	10
	3.4 Primeri dozimetrijske kontrole na Odeljenju za nuklearnu medicinu KCV-a.....	10
<u>5.</u>	4. Osnovni principi nuklearne medicine.....	12
	4.1 Imidžing metode u nuklearnoj medicini .....	12
	4.2 Terapija u nuklearnoj medicini .....	12
	4.3 Poluvek izotopa.....	13
	4.4 Nastanak izotopa .....	13
	4.5 Proizvodnja radionukleida .....	15
<u>6.</u>	5. Osnovni principi merenja i detekcije zračenja u nuklearnoj medicini .....	17
	5.1 Gasni detektori.....	17
	5.1.1 Jonizaciona komora .....	17
	5.1.2 Gajger-Milerov brojač .....	17
	5.2 Scintilacioni detektori .....	18
	5.3 Gama spektar .....	23
<u>7.</u>	6. Rekalibracija gama-brojača za in vitro merenja .....	26
	6.1 Jamasti brojač .....	26
	6.2 Analize i rezultati.....	26

<a href="#">8.</a>	7. Servisiranje i recalibracija gama-kamere .....	32
	7.1 Gama-kamera.....	32
	7.2 Djagnostika kvara i servisiranje Orbiter kamere .....	33
	7.3 Recalibracija .....	34
	7.4 Tehničke karakteristike Symbia E kamere .....	37
<a href="#">9.</a>	8. Uvodjenje i sprovedjenje metoda klirensa bubrega .....	39
	8.1 Klirens.....	39
	8.2 Prostorni modeli .....	40
	8.3 Matematičko opisivanje klirensa .....	41
<a href="#">10.</a>	Zaključak.....	44
<a href="#">11.</a>	Dodatak 1 – Delovi tehničke dokumentacije za Symbia E kameru .....	45
<a href="#">12.</a>	Dodatak 2 – Očitane vrednosti dozimetara za period april 2009 – decembar 2011. ....	50
<a href="#">13.</a>	Literatura:.....	51

UNIVERZITET U NOVOM SADU  
PRIRODNO-MATEMATIČKI FAKULTET

KLJUČNA DOKUMENTACIJSKA INFORMACIJA

*Redni broj:*

**RBR**

*Identifikacioni broj:*

**IBR**

*Tip dokumentacije:*

Monografska dokumentacija

**TD**

*Tip zapisa:*

Tekstualni štampani materijal

**TZ**

*Vrsta rada:*

Diplomski rad

**VR**

*Autor:*

Jelena Samac

**AU**

*Mentor:*

prof. dr Miroslav Veskovic

**MN**

*Naslov rada:*

Uloga, znacaj i zadaci medicinskog fizicara na Odeljenju za nuklearnu medicinu na primeru Klinickog centra Vojvodine u Novom Sadu srpski (latinica)

**NR**

*Jezik publikacije:*

srpski/engleski

**JP**

*Jezik izvoda:*

**JI**

*Zemlja publikovanja:*

Srbija

**ZP**

*Uže geografsko područje:*

Vojvodina

**UGP**

*Godina:*

2012

**GO**

*Izdavač:*

Autorski reprint

**IZ**

*Mesto i adresa:*

Prirodno-matematički fakultet, Trg Dositeja Obradovića 4, Novi Sad

**MA**

*Fizički opis rada:*

**FO**

*Naučna oblast:*

**NO**

*Naučna disciplina:*

**ND**

*Predmetna odrednica/ ključne reči:*

**PO**

**UDK**

*Čuva se:*

Biblioteka departmana za fiziku, PMF-a u Novom Sadu

**ČU**

*Važna napomena:*

nema

**VN**

*Izvod:*

**IZ**

*Datum prihvatanja teme od NN veća:*

**DP**

*Datum odbrane:*

16.07.2012.

**DO**

*Članovi komisije:*

**KO**

*Predsednik:*

Natasa Todorovic

*član:*

Borislava Petrovic

*član:*

Miroslav Veskovic (mentor)

UNIVERSITY OF NOVI SAD  
FACULTY OF SCIENCE AND MATHEMATICS

KEY WORDS DOCUMENTATION

*Accession number:*

**ANO**

*Identification number:*

**INO**

*Document type:*

Monograph publication

**DT**

*Type of record:*

Textual printed material

**TR**

*Content code:*

Final paper

**CC**

*Author:*

Jelena Samac

**AU**

*Mentor/comentor:*

prof. dr Miroslav Veskovic

**MN**

*Title:*

Role of a medical physicist in the nuclear medicine department of Clinical centre of Vojvodina

**TI**

*Language of text:*

Serbian (Latin)

**LT**

*Language of abstract:*

English

**LA**

*Country of publication:*

Serbia

**CP**

*Locality of publication:*

Vojvodina

**LP**

*Publication year:*

2012

**PY**

*Publisher:*

Author's reprint

**PU**

*Publication place:*

Faculty of Science and Mathematics, Trg Dositeja Obradovića 4, Novi Sad

**PP**

*Physical description:*

5/182/32/0/71/0/3

**PD**

*Scientific field:*

**SF**

*Scientific discipline:*

**SD**

*Subject/ Key words:*

**SKW**

**UC**

*Holding data:*

Library of Department of Physics, Trg Dositeja Obradovića 4

**HD**

*Note:*

none

**N**

*Abstract:*

**AB**

*Accepted by the Scientific Board:*

**ASB**

*Defended on:*

16.07.2012.

**DE**

*Thesis defend board:*

**DB**

*President:*

Natasa Todorovic

*Member:*

Borislava Petrovic

*Member:*

Miroslav Veskovic (mentor)