

Природно-математички факултет
Радна заједница заједничких послова
НОВИ САД

UNIVERZITET U NOVOM SADU
PRIRODNO-MATEMATIČKI FAKULTET
INSTITUT ZA FIZIKU

Примљено: 25.06.1990.			
Орг. јед.	Број	Прилог	Вредност
03	10/70		

ZDRAVKO MUTIN

K A L I B R A C I J A S C I N T I L A C I O N E
G A M A K A M E R E

DIPLOMSKI RAD

J U N I
1 9 9 0.

SADRŽAJ

UVOD

1. INTERAKCIJA GAMA ZRAČENJA I MATERIJE	2
1.1. Fotoelektrična apsorpcija	2
1.2. Komptonovo rasejanje	3
1.3. Par efekt	3
1.4. Scintilacioni detektori gama zračenja	5
2. PRIMENA GAMA KAMERE U MEDICINI	7
GAMA KAMERA	
3. PRINCIP RADA I VAŽNIJI SKLOPOVI	11
4. KONTROLA KVALITETA I KALIBRACIJA GAMA KAMERE	17
4.1. Prostorna rezolucija i linearnost	18
4.2. Uniformna osvetljenost vidnog polja kamere	18
4.3. Brzina brojanja i "mrtvo vreme" kamere	19
4.4. Osetljivost gama kamere	19
5. ODREĐIVANJE PROSTORNE REZOLUCIJE GAMA KAMERE	20
6. TEST UNIFORMNE OSVETLJENOSTI VIDNOG POLJA GAMA KAMERE	26
7. ODREĐIVANJE "MRTVOG VREMENA" I BRZINE BROJANJA GAMA KAMERE	33
8. TEST OSETLJIVOSTI GAMA KAMERE ZA KOLIMATORE NISKIH ENERGIJA (140 keV)	37
9. ZAKLJUČAK	42
10. REFERENCE	43

PRILOZI

U V O D

Svetlost je odavno bila korišćena kao nosilac različitih informacija koje su se mogle vrlo jednostavno koristiti. Principi kolimacije, fokusiranja i detekcije svetlosti, su bili dobro izučeni i tehnički izvodivi. Otuda veliki broj tehničkih ostvarenja optičkih instrumenata i kamera. Ali, pošto se neprovidni objekti mogu posmatrati samo u reflektovanoj svetlosti, dobijene informacije ograničene su na površinu istih.

Rešenje ovog problema, odnosno dobijanje lika objekta skrivenog unutar nekog prostora, neprozirnog za svetlost, moglo se tražiti samo u korišćenju zračenja daleko viših energija i veće prodornosti.

Navedene uslove zadovoljava gama zračenje, ali karakter interakcije ovog zračenja sa materijom, uslovljava potpuno nova rešenja "osvetljavanja objekta", kolimacije i detekcije zračenja, kao i reprodukcije lika. Kamere koje na taj način nastaju nazivaju se *gama kamere*.

Suštinska razlika između optičkih i gama kamera je u tome, što zračenje koje koristi gama kamera potiče iz celokupne zapremine radioaktivnog objekta, a konačni lik ne zavisi od spoljašnjeg oblika objekta već od raspodele radioaktivnosti unutar njega. Na taj način "oku" gama kamere postaju dostupne oblasti inače skrivene optičkim instrumentima, što je uostalom bio i cilj.



INTERAKCIJA GAMA ZRAČENJA I MATERIJE

U interakciji gama zračenja i materije, tri efekta imaju značajnu ulogu. To su: fotoefekt, Komptonovo rasejanje i par-efekt. Ova tri procesa predstavljaju mehanizme kojima gama kvant predaje energiju materiji, sa kojom interaguje, pri čemu sam nestaje ili se rasejava pod izvesnim uglom.

Fotoelektrična apsorpcija predstavlja interakciju gama kvanta i atoma kao celine. Gama kvant izbijaju iz neke atomske ljuske elektron, pri čemu sam u potpunosti nestaje. Za gama zračenje koje ima relativno visoke vrednosti energije, najčešću metu predstavljaju oni čvršće vezani elektroni, odnosno elektroni K ljuske. Fotoefekt na slobodnim elektronima nije moguć zbog zakona održanja energije i zakona održanja impulsa. Energija izbačenog elektrona data je izrazom:

$$E_e = h\nu - E_v$$

gde je E_v energija veze elektrona u atomu.

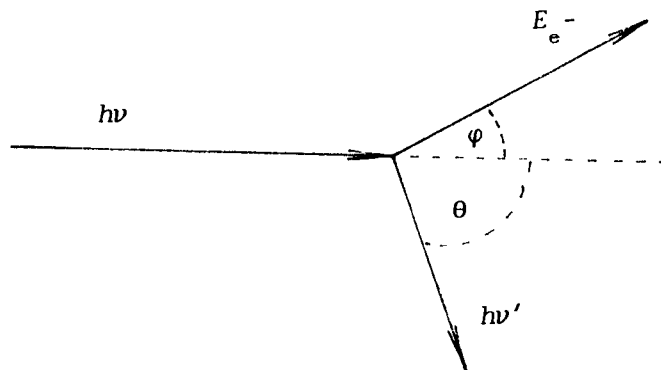
Za gama zračenje, čija energija iznosi nekoliko KeV, najveći deo te energije biva pretvoren u kinetičku energiju elektrona. Ali, osim izbačenog elektrona, gama kvant ovakvom interakcijom automatski kreira i pozitivni jon. Upražnjeno mesto brzo biva popunjeno od strane nekog slobodnog elektrona ili prestrukturiranjem elektronskog omotača. U svakom slučaju, elektron koji popunjava upražnjeno mesto emituje kvant karakterističnog X zračenja. Ovo zračenje takode biva reapsorbovano fotoelektričnom apsorpcijom, ali od strane nekog slabije vezanog elektrona. Ova naknadna apsorpcija je prostorno pomešana u odnosu na inicijalnu, što može uzrokovati teškoće u detekciji odgovarajućih sekundarnih elektrona.

Fotoelektrična apsorpcija je najučestaliji vid interakcije gama zračenja niskih energija i materije. Opšti egzaktni izraz za verovatnoću ove interakcije nije moguće napisati u analitičkom obliku, no dobre rezultate pokazuje izraz:

$$P = \text{const} \cdot \frac{Z^n}{E^3}$$

gde se eksponent n kreće u intervalu 4-5.

Komptonovo rasejanje je proces interakcije gama kvanta i elektrona u apsorberu. Gama kvant u ovom slučaju predaje deo energije elektrону, dok se sam rasejava pod izvesnim uglom u odnosu na prvobitni pravac (slika 1.1). Vrednost energije koju će gama kvant predati elektrону, kao i ugao skretanja samog gama kvanta, menjaju se od slučaja do slučaja. Ugao skretanja θ , varira u intervalu $0-\pi$ radijana, gde za vrednost $\theta = 0$ ne dolazi do predaje energije, dok se najveći transfer odigrava pri $\theta = \pi$ rad. Bez obzira na ugao pod kojim se odigralo rasejanje (čak i za $\theta = \pi$ rad.), gama kvant nikada ne predaje celokupni iznos inergije, već nastavlja da se kreće kroz medijum sa kojim može ponovo interagovati.



slika 1.1

Izraz koji povezuje ugao skretanja i energiju rasejanog gama kvanta na slobodnom elektrону, može se lako dobiti kombinovanjem zakona održanja energije i zakona održanja impulsa.

$$h\nu' = \frac{h\nu}{1 + \frac{h\nu}{m_0 c^2} (1 - \cos\theta)}$$

Verovatnoća odigravanja Komptonovog rasejanja, u prvom redu zavisi od broja elektrona koji mogu uzrokovati efekt, odnosno linearno zavisi od atomskog broja medijuma Z .

Par efekt se javlja samo u slučajevima zračenja koje zadovoljava relaciju:

$$h\nu \geq m_{e0} c^2$$

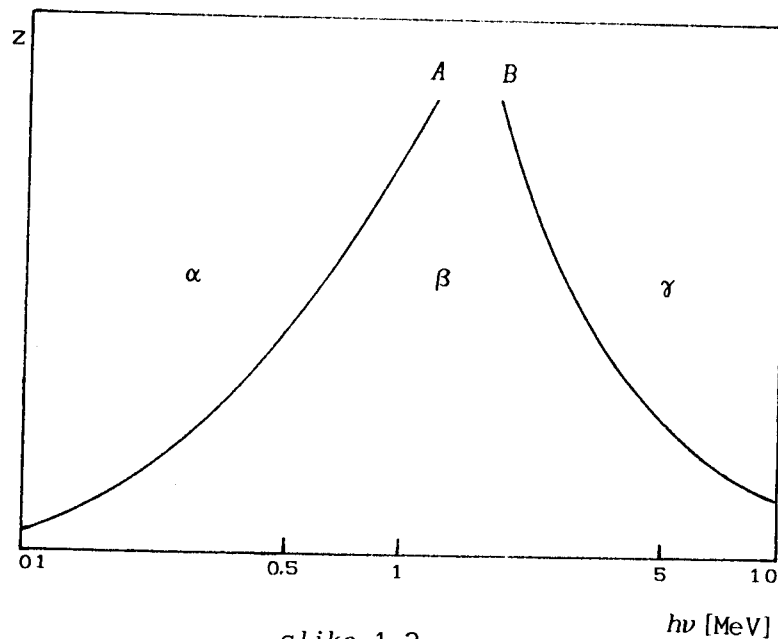
gde je m_{e0} masa mirovanja elektrona.

U interakciji ovakvog gama kvanta sa Kulonovim poljem jezgra, može doći do kreacije elektron-pozitronskog para, pri čemu sam gama kvant nestaje.

Višak energije pri ovoj interakciji se raspoređuje na kinetičke energije elektrona i pozitrona. Pozitron kao antičestica, pri usporavanju kroz medijum vrlo brzo anihilira sa elektronom, pri čemu nastaju dva gama kvanta koji nastavljaju dalje da se kreću, te ponovo interaguju sa medijumom.

Verovatnoća odigravanja par efekta je u svom analitičkom obliku teško odredljiva, ali se može proceniti da je amplituda verovatnoće proporcionalna sa Z^2 . Osim toga, verovatnoća odigravanja par efekta raste sa porastom energije zračenja.

Koji će od ova tri efekta biti dominantan, u mnogome zavisi kako od samog apsorbera, tako i od energije zračenja (slika 1.2).



slika 1.2

Kriva "A" predstavlja tačke u kojima je verovatnoća odigravanja fotoelektrične apsorpcije i Komptonovog rasejanja ista, dok kriva "B" predstavlja tačke u kojima je verovatnoća odigravanja Komptonovog rasejanja identična verovatnoći par efekta.

α -dominantna fotoelektrična apsorpcija

β -dominantno Komptonovo rasejanje

γ -dominantan par efekt

SCINTILACIONI DETEKTORI GAMA ZRAČENJA

Pošto gama zračenje ne izaziva direktno ni jonizaciju ni ekscitaciju medijuma kroz koji prolazi, to se detekcija istog mora vršiti posredno. Energija gama kvanta se putem fotoelektrične apsorpcije, Komptonovog rasejanja i par efekta u krajnjoj konsekvenci transformiše u energije sekundarnih elektrona, čijim prolaskom kroz medijum dolazi do jonizacije i ekscitacije istog. Prema tome, detekcija gama zračenja se svodi na detekciju sekundarnih elektrona.

Detektori gama zračenja moraju stoga zadovoljavati dva esencijalna uslova:

-Da u razumnoj debljini medijuma omoguće kompletnu konverziju energije fotona u energije sekundarnih elektrona.

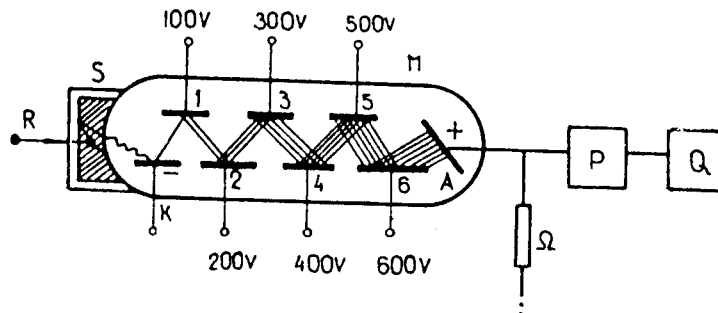
-Da omoguće efikasnu detekciju sekundarnih elektrona.

Radnu supstancu scintilacionih detektora čine kristali (NaJ(Tl)), CsJ(Tl) ...), čiji je atomski broj Z dovoljno velik, a prolazak sekundarnih elektrona izaziva luminescenciju, koja se može detektovati. Veliki atomski broj Z omogućava dobru konverziju energije fotona u energije sekundarnih elektrona, jer je verovatnoća interakcije gama zračenja i materije za sva tri efekta proporcionalna atomskom broju. Pojava luminescencije zadovoljava drugi uslov, jer su principi pretvaranja svetlosnog impulsa u odgovarajući električni poznati i tehnički ostvarivi. Navedeni materijali se nazivaju *scintilatori*, a detektori koji se na njima baziraju *scintilacioni detektori* (slika 1.3).

Princip detekcije gama zračenja, korišćenjem scintilacionih detektora se u celosti ostvaruje na sledeći način:

Gama kvant, po ulasku u scintilator interaguje sa istim putem fotoelektrične apsorpcije, Komptonovog rasejanja i par efekta, pri čemu u krajnjoj konsekvenci stvori nekoliko brzih sekundarnih elektrona. Ovi elektroni kreću se dalje kroz medijum, ekscituju atome

scintilatora i pri tome gubeći energiju usporavaju. Ekscitovani atomi se u kratkom vremenskom intervalu (10^{-12} s) deekscituju, pri čemu emituju kvant vidljive ili ultra ljubičaste svetlosti, koja se putem fotomultiplikatora pretvara u električni impuls. Gama kvant u interakciji sa scintilatorom, posle kraćeg puta, u potpunosti preda energiju elektronima i nestaje.



slika 1.3 Shema scintilacionog detektora gama zračenja

Fotomultiplikatorske cevi, ili kraće fotomultiplikatori, su ustvari kombinacija elektronske cevi i fotoćelije. Između fotokatode "K", prevučene fotoosetljivim materijalom i anode "A", nalazi se izvestan broj (5-10) pomoćnih anoda tzv. dinoda, čiji se naponi uzastopno uvećavaju idući od katode ka glavnoj anodi, usled čega nastaje amplifikacija anodne struje. Pod dejstvom scintilacije fotokatoda emituje izvestan broj elektrona. Efektom sudarne emisije taj broj elektrona pojačava se više puta, tako da se po izlasku iz fotomultiplikatorske cevi dobije električni impuls dovoljne jačine za dalje automatsko brojanje.

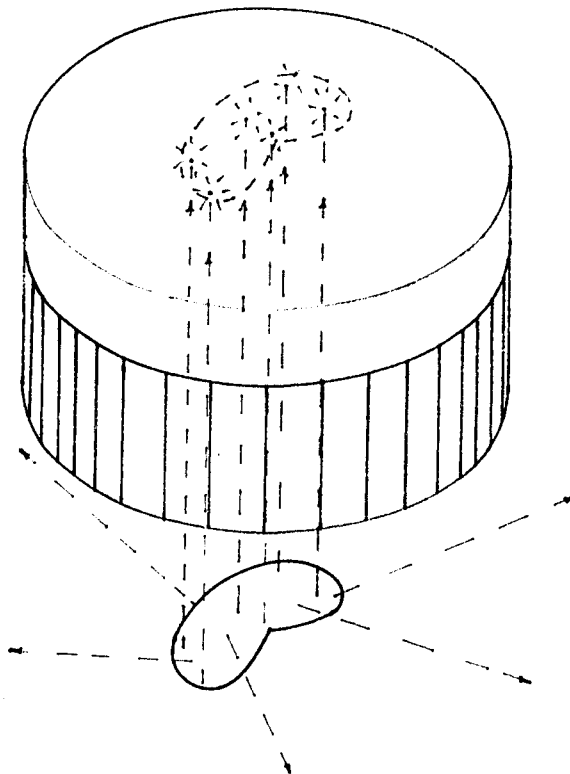
Luminescentni svetlosni impuls (scintilacija) traje vrlo kratko, kod nekih scintilatora svega nekoliko milijarditih delova sekunde, što je veoma povoljno za brojanje čestica kada one slede veoma brzo jedna za drugom odnosno kada daju veliki broj otkucaja u sekundi. Scintilacioni detektori imaju, prema tome, dobro vremensko razlaganje pa je i brojanje tačnije i podesnije.

Pri podesno izabranim scintilatorima, kod scintilacionih detektora postoji i mogućnost koju imaju proporcionalni brojači, tj. intenzitet svetlosti pri jednoj scintilaciji je srazmeran energiji čestice. Ta srazmernost se pomoću fotomultiplikatora prenosi i na električne impulse, te se na taj način dobijaju i energetski spektri detektovanih čestica.

PRIMENA GAMA KAMERE U MEDICINI

Scintilacione kamere u stanju su reprodukovati lik radioaktivnih objekata skrivenih ljudskom oku. Ova specifičnost uputila je na mogućnost njihovog korišćenja u medicini, naročito u oblasti dijagnostike. Ako bi bilo moguće unutrašnje organe, žlezde ili kosti učiniti radioaktivnim tako da emituju gama zračenje, a bez opasnosti po zdravlje pacijenta, tada bi ti isti organi, korišćenjem gama kamere postali dostupni na uvid lekaru bez prethodnog hirurškog zahvata.

Radioaktivni izotopi locirani u posmatranom organu, zrače gama kvante u svim pravcima. Ako se tako pripremljen pacijent postavi u vidno polje gama kamere, fotoni gama zračenja će u interakciji sa kristalom scintilirajući kreirati lik posmatranog organa, koji se konačno može snimiti na negativu ili prikazati na ekranu. U svakom slučaju, sve fizičke promene oblika, dimenzija i položaja organa su zabeležene i mogu se kvantitativno opisati (slika 2.1).



slika 2.1

Primena scintilacionih kamera je počela još šezdesetih godina, ali je tek primena računara znatno unapredila njihove mogućnosti. Tako se danas gama kamere koriste u sklopu sa računarskim sistemom koji omogućuje detaljnu obradu lika i podataka.

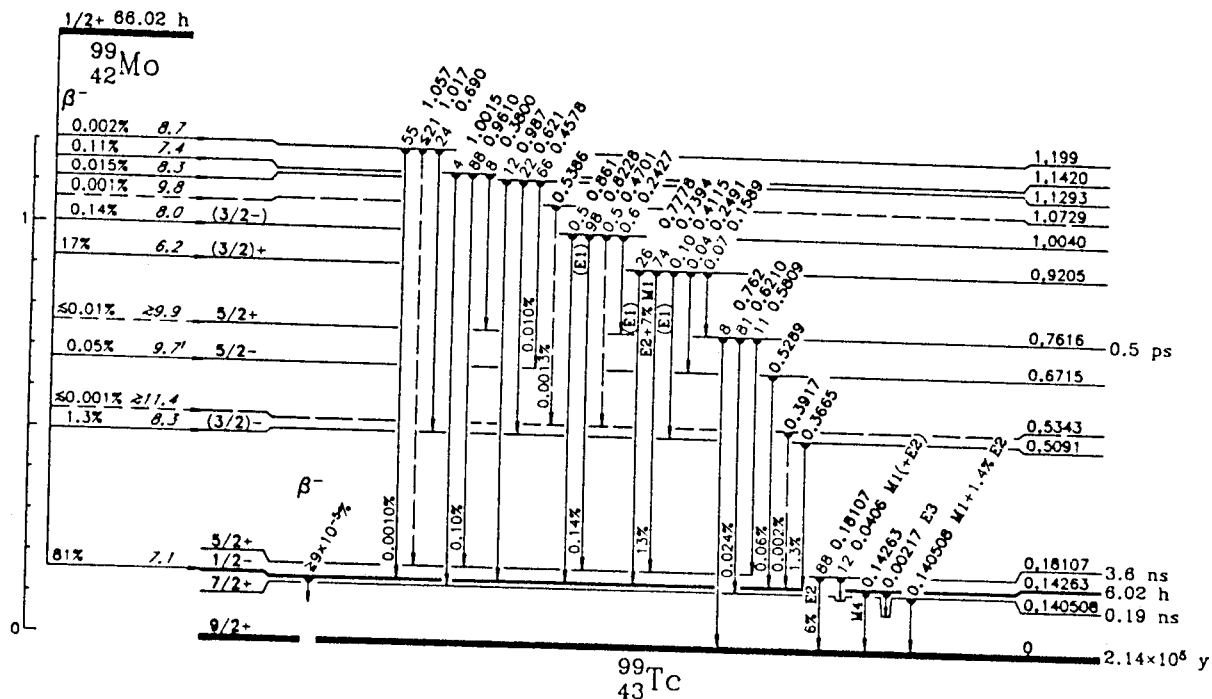
Radioaktivni izotopi koji se ovom prilikom koriste, moraju gotovo isključivo emitovati gama zračenje, sa vremenom poluraspada reda veličine nekoliko sati. Ove uslove nameće štetnost samog radioaktivnog zračenja, koje u interakciji sa tkivom može osloboditi deo ili celokupnu svoju energiju, razarajući na taj način strukturu tog tkiva. Ovo je naročito izraženo kod naelektrisanih čestica, kakve su α i β čestice, koje prolazeći kroz tkivo brzo gube energiju jonizujući i ekscitujući okolinu, te na taj način predaju veliku dozu energije maloj količini tkiva, što može dovesti do oštećenja. Gama zračenje slabo interaguje sa materijom malog atomskog broja Z, te zbog toga mali deo energije biva apsorbovan pri njegovom prolasku kroz organizam.

Ovde se mora uzeti u obzir da jezgro radioaktivnog izotopa može direktno stupiti u interakciju sa sopstvenim elektronskim omotačem i deekscitovati se, predajući energiju nekom od elektrona. Ovaj proces naziva se procesom unutrašnje konverzije i praćen je pojavom brzih *konverzionih* elektrona. Ovi elektroni usporavaju pri prolasku kroz medijum, gubeći pri tom energiju slično α i β česticama.

Iz svega do sad izloženog se može zaključiti da je najpodesnije korišćenje izotopa koji se raspadaju elektronskim zahvatom ili izotopa u metastabilnom stanju.

Jedan od izotopa koji u velikoj meri zadovoljava navedene uslove je ${}_{43}^{99}\text{Tc}^m$ (tehnecijum), gde "m" označava metastabilno stanje ${}_{43}^{99}\text{Tc}$. Prelazi sa metastabilnih stanja nazivaju se *izomerni* prelazi, koji se karakterišu velikom vrednošću momenta impulsa L i niskom energijom prelaza.

${}_{43}^{99}\text{Tc}^m$ je produkt raspada ${}_{42}^{99}\text{Mo}$ (slika 2.2). 81% od ukupne količine ${}_{42}^{99}\text{Mo}$, sa periodom poluraspada $T_{1/2} = 66.02$ h, se iz stanja sa ukupnim momentom impulsa $I=+1/2$ emitovanjem β^- čestice raspada u ${}_{43}^{99}\text{Tc}^m$, $I=-1/2$. Preostalih 19% se raspada takode emitovanjem β^- čestice u neka viša pobudena stanja ${}_{43}^{99}\text{Tc}$, od čega 17% u stanje sa ukupnim momentom impulsa $I=+3/2$. U oba slučaja $\Delta I=1$. Verovatnoća ovih prelaza objašnjava se izbornim pravilima u teoriji beta raspada.



slika 2.2 Shema raspada $^{99}_{42}\text{Mo}$

Periodi poluraspada svih pobuđenih stanja $^{99}_{43}\text{Tc}$, osim metastabilnog, su izuzetno kratki (reda veličine 10^{-10} s), tako da kao jedini produkt raspada $^{99}_{42}\text{Mo}$ ostaje $^{99}_{43}\text{Tc}^m$ čiji je period poluraspada $T = 6.02$ h.

Dalji β^- raspad $^{99}_{43}\text{Tc}^m$ je verovatan samo u $9 \cdot 10^{-5}\%$ slučajeva, što znači da gotovo celokupna količina $^{99}_{43}\text{Tc}^m$ prelazi u $^{99}_{43}\text{Tc}$ i to emitovanjem gotovo monoenergetskog gama zračenja, energije $E_\gamma = 140.47$ keV.

Metastabilni nivo $^{99}_{43}\text{Tc}^m$ ima ukupnu vrednost momenta impulsa $I = -1/2$, dok je osnovno stanje definisano momentom impulsa $I = +9/2$. Razlika momenta impulsa ova dva stanja je veoma velika, te bi vrednost momenta impulsa koji odnosi radijacija, morala po selekcionim pravilima totalnog momenta impulsa:

$$|I_i - I_f| \leq L \leq |I_i + I_f|$$

biti 4 ili 5.

Manja vrednost momenta impulsa zahteva manju multipolnost interakcije, te je stoga i verovatnija. Prelazak između ova dva stanja se ostvaruje emitovanjem gama zračenja, energije $E_\gamma = 142.65 \text{ keV}$ i multipolnosti M4. Međutim ovaj prelaz je manje verovatan, jer ispod ovog metastabilnog nivoa postoji jedan rotacioni nivo sa periodom poluraspada $T_{1/2} = 0.19 \text{ ns}$, čiji je ukupni moment impulsa $I = +7/2$. Multipolnost prelaska sa nivoa $I = -1/2$ na nivo $I = +7/2$ je manja nego u prethodnom slučaju, te mu je verovatnoća odigravanja veća. Ovaj prelaz se ostvaruje emitovanjem zračenja energije $E_\gamma = 2.17 \text{ keV}$ i multipolnosti E3. Međutim konkurentski proces unutrašnje konverzije učiniće da intenzitet ovog zračenja bude potpuno zanemarljiv.

Sa ovog kratkoživećeg nivoa, prelaskom u osnovno stanje emituje se gama kvant energije $E = 140.47 \text{ keV}$ i multipolnosti $M1 + 1.4\% E2$. Prema tome prelaskom tehnećijuma sa metastabilnog nivoa u osnovno stanje emituje se gama zračenje čije su energije, relativni intenziteti i multipolnost dati u sledećoj tabeli:

E [keV]	I	multipolnost
140.47	87.2	M1 + 1.4% E2
142.65	0.028	M4
2.17	—	E3

Zračenje energije $E_\gamma = 140.47 \text{ keV}$ ima najveći relativni intenzitet, a zbog velike energetske razlike u odnosu na zračenje $E_\gamma = 2.17 \text{ keV}$ lako ga je izdvojiti iz spektra.

Osim skoro monoenergetskog zračenja relativno niske energije i optimalnog perioda poluraspada ${}^{99}_{43}\text{Tc}^m$ se može praktično pripremiti u vidu natrijum ${}^{99}_{43}\text{Tc}^m$ -pertehnetata u fiziološkom rastvoru NaCl, koji se može univerzalno koristiti za oralnu i intravenoznu primenu, kao i za efikasno obeležavanje različitih farmaceutika.

G A M A K A M E R A

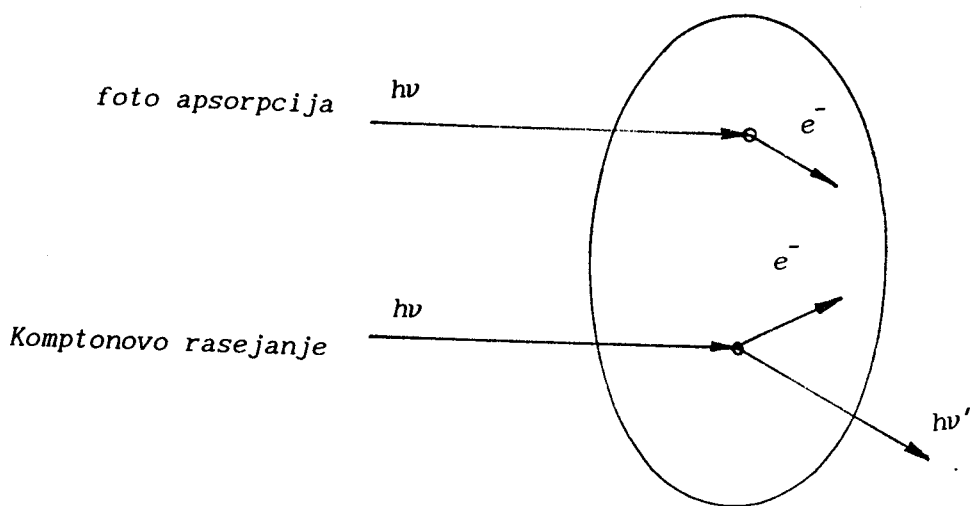
PRINCIP RADA I VAŽNIJI SKLOPOVI

Gama zraci emitovani od strane posmatranog organa, rasipaju se u svim pravcima jednako verovatno. Samo oni fotoni koji direktno prođu kroz kolimator i bivaju apsorbovani od strane kristala, kreiraju scintilirajući, lik tog organa u kristalu. Na bazi tih scintilacija, generišu se električni impulsi koji predstavljaju X i Y koordinatu odgovarajuće scintilacije. Ovi signali nakon obrade, izazivaju luminescenciju na ekranu katodne cevi u tački (X,Y). Katodni osciloskop ima mogućnost "pamćenja" pozicije signala izvesno vreme, *storage* funkciju, što omogućuje pojavu analognog lika posmatranog organa u celosti.

Kamera se u principu sastoji iz dve celine: glave i konzole. Glava je zaštićena od pozadinskog zračenja olovnom kućištem a sadrži kristal sa fotomultiplikatorima, kao i deo elektronske opreme koja generiše X i Y signale. Na glavu gama kamere montira se kolimator, koji je načinjen od olova. Kolimatori su najčešće *parallel hole* tipa, nizovi paralelnih rupa koje prekrivaju vidno polje kristala. Osim ovog u upotrebi su i *pin hole* kolimator, koji ima samo jednu rupu i radi na principu "kamera oskura" odslikavajući pri tome lik kao kroz centar inverzije, kao i konvergentni i divergentni kolimatori, sa rupama koje nisu međusobno paralelne.

Konzola je prostorno odvojena od glave gama kamere i sadrži elektronske komponente za obradu signala, kao i komande za podešavanje uslova snimanja. Analogni lik dobija se na ekranu katodnog osciloskopa i služi, uglavnom, za kontrolu pozicije pacijenta. Osim na ekranu katodnog osciloskopa, analogni lik se može snimiti i na negativu. Celom ovom sistemu pridodat je i računarski blok, koji digitalizacijom signala omogućava memorisanje i obradu lika.

Najosetljiviji deo glave gama kamere je kristal NaJ(Tl). Kompozitni talijum, čiji je atomski broj $Z=81$, služi za aktiviranje NaJ. Kristal je izrađen u obliku diska, prečnika 37 cm i debljine 1.25 cm. Debljina kristala na različite načine utiče na prostornu rezoluciju kamere i mogućnost potpune detekcije zračenja. Najboljoj prostornoj rezoluciji odgovara minimalna debljina kristala, jer se skraćuje put svetlosti kroz kristal od tačke scintiliranja do tačke detekcije, odnosno fotomultiplikatora. Ali takva debljina kristala je mala u poređenju sa srednjim slobodnim putem sekundarnog gama zračenja, koje nastaje nakon interakcije inicijalnog zračenja sa kristalom (slika 3.1).

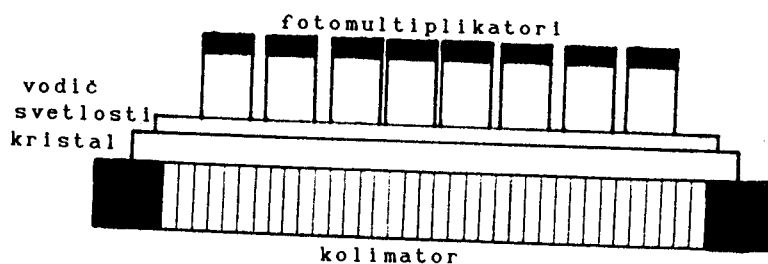


slika 3.1.

Ovo sekundarno zračenje čine Komptonovim efektom rasejani fotoni, koji pri maloj debljini kristala mogu da napuste isti bez detekcije. Otuda ukupni intenzitet luminescentne svetlosti ne mora odgovarati totalnoj energiji inicijalnog zračenja, što umanjuje mogućnost selekcije korisnog zračenja (zračenja koje potiče od iniciranog radioizotopa). Kako se u medicinskim studijama koristi isključivo zračenje niskih energija, za koje je dominantni oblik interakcije sa materijom fotoelektrična apsorpcija, debljina kristala ne mora biti velika jer je procent Komptonovog rasejanja mali. Zbog toga, dominantni faktor koji određuje debljinu kristala za detekciju zračenja niskih energija, jeste srednji slobodni put inicijalnog

zračenja, koji je reda veličine centimetra. Optimalna debljina kristala mora zadovoljiti zahteve i za prostornom rezolucijom i za što boljom apsorpcijom.

Kristal je sa zadnje strane spojen sa fotomultiplikatorima tankim slojem materijala, transparentnim za luminescentnu svetlost. Ovaj vodič svetlosti ostvaruje optički kontakt između kristala i fotomultiplikatora (slika 3.2) i od njega u mnogome zavise prostorna rezolucija kamere i uniformna osvetljenost vidnog polja.



slika 3.2

Pozicija scintilacije se određuje matricom fotomultiplikatora (slika 3.2), koja pokriva zadnju stranu kristala. Ovih fotomultiplikatora ima 37 a prečnik svakog je 5.8 cm.

Kada je foton apsorbovan, pod dejstvom luminescentne svetlosti svaki fotomultiplikator generiše električni impuls. Amplituda impulsa zavisi od intenziteta svetlosti koja je pala na fotokatodu. Fotomultiplikator koji je najbliži mestu scintilacije detektuje najveći intenzitet svetlosti, dok oni udaljeniji detektuju razmerno manji. Ukupna vrednost amplituda svih impulsa generisanih pod dejstvom jedne scintilacije, srazmerna je totalnoj energiji upadnog fotona. Iz mnoštva impulsa proizvedenih od strane fotomultiplikatora nakon jedne scintilacije, formiraju se četiri poziciona impulsa: X^+ , X^- , Y^+ , Y^- . Formiranje ovih impulsa obavlja matrica otpornika. Sva četiri poziciona impulsa ulaze u pojačavač (slika 3.3) gde im se povećava amplituda. Izlaz pojačavača povezan je sa konzolom, gde se obavlja dalja obrada signala.

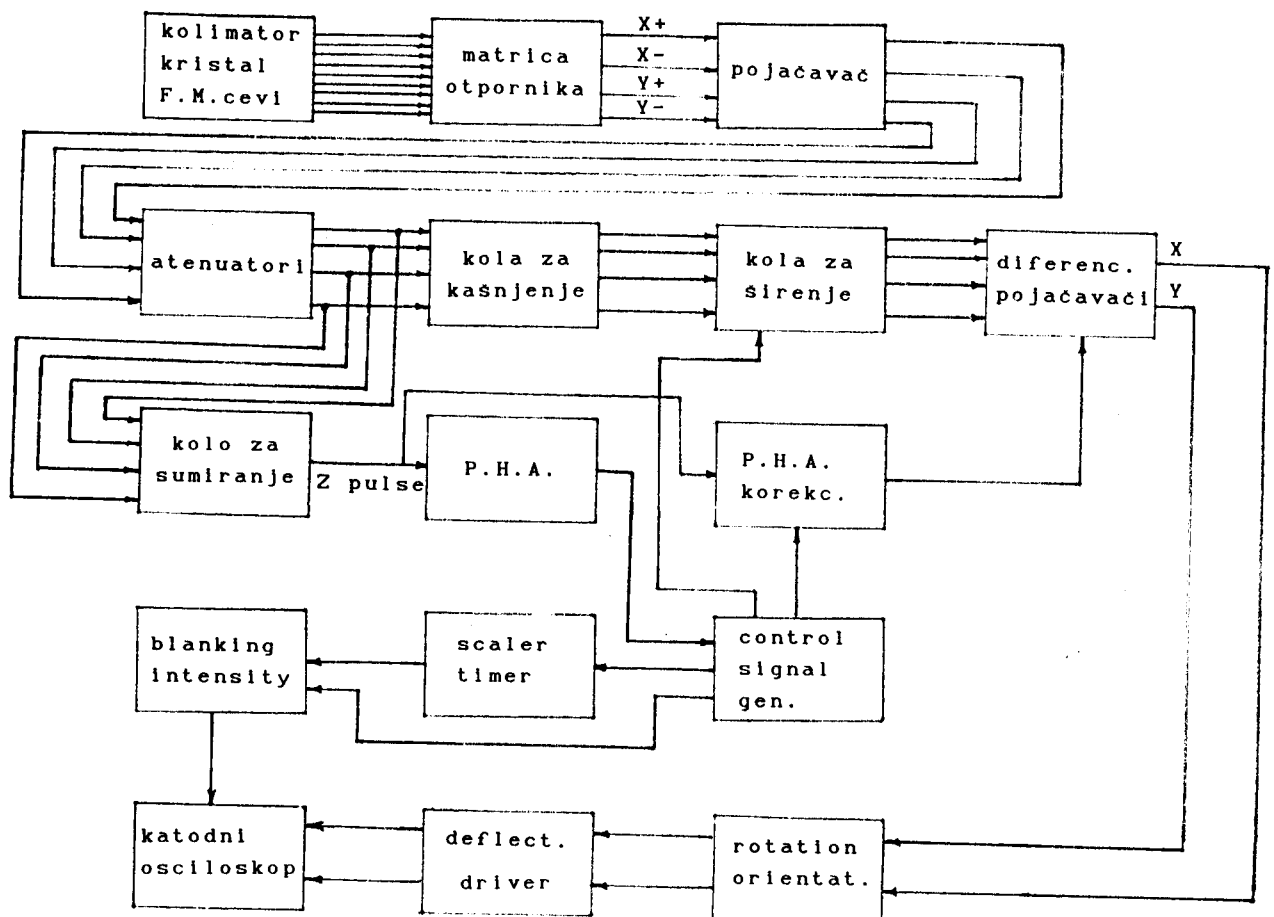
U konzoli pozicioni signali ulaze u četiri identična atenuatora. Kolika će biti atenuacija signala, zavisi od toga koji izotop je upotrebljen, a podešava se automatski biranjem jednog od jedanaest



prekidača *isotope range* na kontrolnoj tabli konzole. Amplitude $X+$, $X-$, $Y+$, $Y-$, signala koji dolaze iz glave gama kamere, direktno su proporcionalne energiji zračenja upotrebljenog izotopa. Da bi ostale komponente radile sa signalima istog reda veličine, neophodno je signale prethodno oslabiti respektivno energiji zračenja koje ih je generisalo.

Svaki signal po izlasku iz atenuatora nastavlja dalje u dva različita pravca. Jedan put vodi ih u kola za kašnjenje, koja imaju za zadatak da svaki signal zakasne za $1.2 \mu s$. Drugi put vodi ova četiri signala u deo za sumiranje, nakon kojeg se dobija samo jedan signal, Z signal.

Osnovna karakteristika ovog signala je to što mu je amplituda proporcionalna energiji upadnog zračenja. Na osnovu ovog impulsa vrši se selekcija zračenja koje će učestvovati u konačnom formiranju lika.



slika 3.3

Tako formiran, Z signal ulazi u analizator visine signala P.H.A. (*pulse height analyzer*). Ako mu se amplituda nalazi unutar željenog opsega, P.H.A. će generisati logički signal koji će omogućiti dalje procesiranje pozicionih signala. Opseg amplituda unutar kojeg mora biti Z impuls, odgovara nekom intervalu energije upadnog zračenja i podešava se pomoću kontrole na konzoli *preset window switch*. Signal generisan od strane P.H.A., stiže do generatora kontrolnog signala.

Ovaj sklop generiše talasne forme koje stižu do linijskih pojačavača i kola za širenje impulsa. Ceo put signala od izlaska iz atenuatora preko kola za sumiranje, P.H.A. i generatora kontrolnog signala sve do linijskih pojačavača, traje 1.2 μ s, upravo koliko su zakašnjeni signali X+, X-, Y+, Y-, te tako svi signali u istom trenutku ulaze u linijske pojačavače. Signal koji je stigao iz generatora kontrolnog signala ima poseban talasni oblik, koji će kasnije omogućiti pojavljivanje svetle tačke na ekranu katodnog osciloskopa, sa koordinatama određenim pozicionim signalima.

Četiri poziciona signala, prolaskom kroz kolo za širenje menjaju svoj oblik od signala sa oštrim pikom do signala sa ravnim vrhom. Vreme trajanja signala sada je 3.5 μ s, te je definisanost pozicije koju određuju signali tačnija.

Prolaskom kroz diferencijalni pojačavač dobijaju se samo dva signala: X i Y. X signal predstavlja razliku X+ i X- signala a Y razliku Y+ i Y-. Koliko će biti pojačani ovi signali, zavisi od odgovarajućeg Z impulsa i to obrnuto proporcionalno. Ovo promenljivo pojačanje predstavlja korekciju P.H.A. opsega koji može biti relativno veliki, te gama zračenje koje ga prekriva ima značajne varijacije u vrednosti energije. Na izlazu diferencijalnih pojačavača dobijaju se impulsi čije se vrednosti mogu iskazati kao:

$$X = \frac{K}{Z} \left[(X+) - (X-) \right]$$

$$Y = \frac{K}{Z} \left[(Y+) - (Y-) \right]$$

Signali X i Y određuju skretanje elektronskog mlaza katodne cevi osciloskopa, koje je na taj način proporcionalno originalnoj poziciji scintilacije u kristalu.

Osim komponenti koje generišu i obrađuju pozicione signale, konzola sadrži i brojač impulsa kao i vremensku bazu, *scaler* i *timer*, pomoću kojih se može prekinuti snimanje kada se za to steknu uslovi: dovoljan broj impulsa, odnosno određeno vreme akvizicije.

Gama kameri pridodat je računarski sistem preko kojeg se unose uslovi akvizicije za različite tipove studija. Osim toga, paralelno sa katodnim osciloskopom, lik se digitalizacijom signala unosi u memoriju računara, te se može prikazati na ekranu i opisivati. Za ovaj postupak u računaru je rezervisan deo memorije koji se na ekranu pojavljuje u obliku matrice, čiji se format kreće od 32×32 do 128×128 pixell-a. U najčešćoj upotrebi je marica 64×64. Dužini odnosno širini matrice korespondira prečnik kristala. Svaki pixell unutar kruga tog prečnika, predstavlja ustvari kumulativni brojač impulsa određenih koordinata. Nakon izvršene akvizicije, u svakom pixell-u zabeležen je broj registrovanih impulsa, na osnovu čega mu računar pridružuje određenu osvetljenost ili boju. Pixell sa maksimalnim brojem impulsa normira se na belu boju, dok se ostalima respektivno relativnom broju impulsa, pridružuju boje od žute preko crvene do plave. Ove boje imaju zadatak da vizuelno jasnije odvoje oblasti različite osvetljenosti lika i nemaju nikakve veze sa stvarnom bojom posmatranog organa.

Različitim softwearskim rešenjima omogućen je pristup regijama od interesa, njihovo izdvajanje, numeričko opisivanje kao i unošenje komentara.

KONTROLA KVALITETA I KALIBRACIJA GAMA KAMERE

Gama kamera je vrlo složen instrument koji predstavlja sintezu velikog broja mehaničkih i elektronskih komponenti. Sve te komponente su od trenutka proizvodnje, u toku dopremanja, instaliranja i redovne upotrebe, izložene velikom broju spoljašnjih uticaja koji mogu uzrokovati njihovo odstupanje od predviđenog režima rada. Moguća posledica ovih "sitnih" odstupanja jesu i značajna pogoršanja u kvalitetu rezultata, odnosno vernosti lika. Upotreba gama kamere kao dijagnostičkog instrumenta značajno smanjuje dozvoljenu toleranciju ovih odstupanja. Stoga je neophodno na neki način pratiti rad i pouzdanost kamere.

Kontrola kvaliteta i kalibracija, predstavljaju skup mera koje se provode u cilju postizanja i održavanja uslova u kojima gama kamera funkcioniše maksimalno pouzdano. Ove mere se mogu grubo podeliti u četiri grupe:

U prvu grupu spada obezbeđenje fizičkih uslova za rad gama kamere, kao što su pogodan prostor, male temperaturne varijacije, stabilan napon električne mreže i mnogi drugi, koje je potrebno obezbediti pre instaliranja i puštanja u rad gama kamere.

Drugu grupu mera čini funkcionalno testiranje nakon instaliranja gama kamere, gde bi svi testirani sklopovi i parametri morali da zadovoljavaju limite prihvatljivosti koji su postavljeni od strane nacionalne asocijacije proizvođača elektronske opreme **N.E.M.A.** (*National Electrical Manufacturers Association*).

Treća grupa mera obuhvata svakodnevne provere radnih uslova gama kamere, koje se sprovode neposredno pred početak akvizicije tog dana.

Četvrta grupa mera je sačinjena od rutinskih testiranja performansi kamere, koja se sprovode u različitim vremenskim intervalima: nedeljno, tromesečno i polugodišnje. Ovaj rad se bavi upravo tom grupom mera.

Provedenim testovima obuhvaćene su sledeće karakteristike kamere:

Prostorna rezolucija i linearnost

Uniformna osvetljenost vidnog polja

Brzina brojanja i "mrtvo vreme" kamere

Osetljivost kamere

Prostorna rezolucija i linearnost:

Prostorna rezolucija je karakteristika kamere koja opisuje njenu mogućnost razdvajanja dva izvora i njihovo videnje kao zasebnih. Definiše se kao puna širina na poluvisini maksimuma posmatranog pika nekog tačkastog ili linijskog izvora. Prostorna rezolucija predstavlja najmanju dozvoljenu udaljenost dva izvora, pri kojoj je još uvek moguće vizuelno ih razdvojiti. U principu, vrednost joj se poboljšava sa povećanjem broja fotomultiplikatora pri istom prečniku kristala, povećanjem energije upadnih fotona, smanjenjem debljine kristala i vodiča svetlosti, kao i smanjenjem brzine brojanja. Glavni uzroci pogoršanja prostorne rezolucije su slabljenje i nepodešenost elektronskih komponenti, naročito fotomultiplikatora kao i fizička oštećenja kristala i vodiča svetla.

Linearnost se ogleda u mogućnosti kamere da pravu liniju i prikaže kao takvu. Dislokacije tačaka u pojedinim oblastima, koje dovode do nelinearnosti, dovešće i do loše uniformne osvetljenosti te oblasti, što ukazuje na tesnu povezanost ove dve karakteristike.

Uniformna osvetljenost vidnog polja kamere:

Vernost lika nekog organa u mnogome zavisi od odgovora kamere na tačkasti ili ravan izvor, koji ravnomerno "osvetljava" celokupno vidno polje. Lik koji se pri tome dobija morao bi biti ravnomerno osvetljeni krug. Zbog statističkog karaktera samog zračenja ova ravnomernost biće narušena, te ju je neophodno kvantitativno opisati. Međutim, osim ovog, razlog za neuniformnost može biti u nepodešenosti pojedinih fotomultiplikatora, fizičkom odvajanju kristala od vodiča svetlosti ili u oštećenju samog kristala. Kvantitativna analiza uniformne osvetljenosti ima zadatak da razgraniči odstupanja usled statističkog karaktera zračenja od onih uzrokovanih odstupanjem pojedinih komponenti od optimalnih uslova rada.

Brzina brojanja i "mrtvo vreme" kamere:

Brzina brojanja predstavlja ukupni broj parova impulsa (X,Y) koje kamera generiše u toku jedne sekunde. Da bi jedan par impulsa bio proizveden i iskorišćen u pozicioniranju scintilacije potrebno je izvesno vreme. U tom intervalu vremena nema mogućnosti procesiranja novog para impulsa, odnosno nema mogućnosti detekcije. Taj period se naziva mrtvo vreme kamere. Sa povećanjem brzine brojanja smanjuje se procentualni broj detektovanih fotona u odnosu na upadne a povećava se verovatnoća prostorne dislokacije scintilacija, čime se narušavaju karakteristike prostorne rezolucije i uniformne osvetljenost. Otuda je veoma važno odrediti brzinu brojanja pri kojoj su gubici u nedetektovanim fotonima manji od dvadeset posto, što se smatra limitom brzine brojanja pri kojoj ostale karakteristike kamere nisu značajnije narušene.

Osetljivost gama kamere:

Osetljivost gama kamere je termin koji označava brzinu brojanja gama kamere po jedinici aktivnosti izvora za različite kolimatore. Eksperimentom se u suštini ocenjuje osetljivost različitih kolimatora, te se na osnovu rezultata mogu proceniti doze radioaktivnosti za određene vrste studija. Pogoršanje osetljivosti u nekom periodu upućuje na oštećenje kolimatora.

ODREDIVANJE PROSTORNE REZOLUCIJE GAMA KAMERE

Prostorna rezolucija je jedna od najvažnijih karakteristika gama kamere. Mogućnost vizuelnog razdvajanja bliskih tačaka u velikoj meri određuje pouzdanost gama kamere u okviru medicinskih studija. Osnovna ideja eksperimenta jeste kvantitativno određenje ove veličine kao pune širine na polu visini pika, lika linijskog izvora čija je širina zanemarljiva u odnosu na stvarnu širinu koja odgovara jednom pixell-u.

Za izvođenje eksperimenta potrebne su dve kapilare unutrašnjeg promera 0.5 mm, unutar kojih se nalazi rastvor $^{99}_{43}\text{Tc}^m$ aktivnosti 40 MBq. Kapilare, koje služe kao linijski izvori gama zračenja, postavljaju se paralelno duž X ili Y ose kamere na nekoj međusobnoj udaljenosti D. Samo izvođenje eksperimenta ima sledeći tok:

Glava gama kamere sa montiranim kolimatorom postavlja se neposredno iznad izvora.

Opseg P.H.A. se podesi na širinu 20% i izvrši se centriranje pika.

Snimanje se izvrši uz presetovan odbroj od 10^6 .

Glava gama kamere se podigne za 1 cm i ponovi se prethodni korak.

Prethodna dva koraka se ponavljaju dogod udaljenost između lica kolimatora i izvora ne bude 15 cm.

Rezultati testa prostorne rezolucije se obrađuju softwear-ski. Za različite vrste matrice određuju se kolone koje imaju maksimalan odbroj, x_1 i x_2 , (dve kolone, za svaku kapilaru po jedna). Da bi se umanjio statistički karakter eksperimenta, ovi maksimumi se traže u liniji širine 3 pixell-a:

$$f(y) = f(y_1) + f(y_2) + f(y_3)$$

gde su y_1 , y_2 i y_3 tri uzastopne vrste matrice, a $f(y_i)$ sadržaji odgovarajućih pixell-a. (i:1,2,3). Levo i desno od svakog maksimuma, određuju se kolone koje za date vrste, y_1 , y_2 i y_3 , sadrže odbroj jednak polovini odbroja maksimuma, x'_1 , x'_2 , x''_1 , x''_2 .

Puna širina na poluvisini maksimuma svake linije je predstavljena kao:

$$W_1 = x_1'' - x_1'$$

$$W_2 = x_2'' - x_2'$$

W_1 je puna širina na poluvisini maksimuma određene kapilare (i:1,2), izražena brojem pixell-a. Da bi se odredila stvarna širina koristi se izraz:

$$FWHM = \frac{W_i \cdot D}{S}^*$$

gde je S udaljenost maksimuma x_1 i x_2 , izražena u broju pixell-a a D stvarna međusobna udaljenost kapilara izražena u milimetrima.

Vrednost FWHM se traži za tri različite vrednosti y a zatim se ta vrednost usrednjava:

$$\overline{FWHM} = \frac{FWHM_1 + FWHM_2 + FWHM_3}{3}$$

Priprema i tok eksperimenta:

Samo pripremanje izvora obavio sam ubrizgavanjem rastvora $^{99}_{43}\text{Tc}^m$ u dve kapilare unutrašnjeg promera 0.5mm i dužine 15cm. Aktivnost izvora bila je 1mCi (40MBq). Posebnu pozornost sam obratio na eventualnu kontaminaciju krajeva kapilara da ne bi došlo do kontaminacije stola i kolimatora, što bi uzrokovalo dodatne greške u merenju. Ovako pripremljene izvore postavio sam na sto međusobno paralelno i istovremeno paralelno X-osi kolimatora. Pri tome sam koristio oznake osa na kolimatoru. Kapilare sam gumenim gitom pričvrstio na bar fantom, koji se inače koristi za vizuelnu inspekciju rezolucije a sastoji se od niza olovnih šipki. Međusobno rastojanje izvora sam podesio na D= 125mm. Pre same akvizicije, kolimator sam spustio na udaljenost od nekoliko milimetara od kapilara (~ 2mm). Ovu udaljenost sam na stativu gama kamere obeležio kao poziciju 0, a iznad nje još petnaest pozicija na međusobnim udaljenostima od po 1cm. Pravilnost pozicije sam vizuelno proverio na katodnom osciloskopu. Komande na konzoli sam podesio birajući $^{99}_{43}\text{Tc}^m$ na prekidaču *isotope range*,

* FWHM: FULL WIDTH AT HALF MAXIMUM ; Puna širina na poluvisini pika

uključujući *counter mode* uz biranje odbroja od 10^6 . Izvršio sam centriranje fotopika pritiskom na dugme *press to peak*, kao i vizuelnu kontrolu istog na katodnom osciloskopu, pri opsegu P.H.A. od 20%. Neposredno pre samog merenja uneo sam podatke o akviziciji putem računara na memorijski disk sa predefinisanim studijama, koji sam u saradnji sa operaterom ranije pripremio za predvidene testove. Izvršio sam snimanje a zatim istim postupkom i ostalih petnaest, povećavajući svaki put udaljenost između kolimatora i izvora za po 1 cm. Svi snimci ostali su zabeleženi na memorijskom disku u obliku matrice 64×64.

Rezultati:

Priloženim softwear-om *Resol* sam odredio punu širinu na polu visini maksimuma za oba izvora na tri različite pozicije, a zatim istu usrednjio i odredio srednju kvadratnu grešku.

tablica rezultata prostorne rezolucije

No	L [cm]	FWHM [mm]
1	0	13.2 ± 1.9
2	1	13.2 ± 1.9
3	2	13.2 ± 1.9
4	3	13.2 ± 1.9
5	4	13.2 ± 1.9
6	5	13.2 ± 1.9
7	6	14.3 ± 1.9
8	7	15.4 ± 1.9
9	8	16.4 ± 1.9
10	9	16.4 ± 1.9
11	10	17.5 ± 1.9
12	11	19.7 ± 1.9
13	12	21.9 ± 2.0
14	13	23.0 ± 2.0
15	14	25.2 ± 2.0
16	15	26.3 ± 2.0

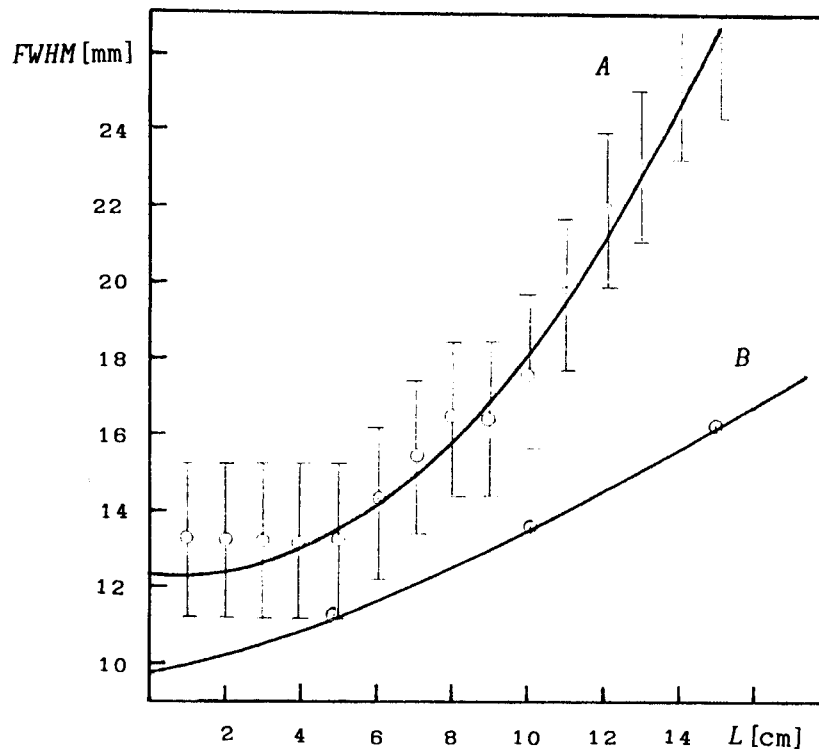
L je tekuća udaljenost između kolimatora i izvora

Srednju kvadratnu grešku sam odredio kao:

$$\Delta FWHM = \left[\left(\frac{\partial FWHM}{\partial W} \right)^2 (\Delta W)^2 + \left(\frac{\partial FWHM}{\partial D} \right)^2 (\Delta D)^2 + \left(\frac{\partial FWHM}{\partial S} \right)^2 (\Delta S)^2 \right]^{1/2}$$

gde je W puna širina na poluvisini maksimuma izražena brojem pixell-a, D stvarna međusobna udaljenost izvora izražena u milimetrima a S udaljenost između likova dve kapilare izražena brojem pixell-a.

Dobijene rezultate sam predstavio grafički: kriva A.



Grafički prikaz funkcionalne zavisnosti prostorne rezolucije od udaljenosti kolimatora i izvora

Prostorna rezolucija dobijena na ovaj način predstavlja ukupnu prostornu rezoluciju gama kamere sa kolimatorom R_c i rezoluciju ekrana računara R_r . Pošto jedna kolona ili vrsta matrice sadrži 64 pixell-a, a prečnik vidnog polja iznosi 24.7 cm, na svaki pixell dolazi stvarna širina od 3.8 mm. Ova širina se za udaljenosti kolimatora i izvora veće od 0 neznatno menja, što se odražava u porastu apsolutne greške sa povećanjem udaljenosti. Rezolucija računara može se predstaviti kao

minimalna udaljenost dve tačke pri kojoj se iste na ekranu vide odvojeno, i ima vrednost duple širine jednog pixell-a, odnosno 7.6 mm. Ovo važi samo duž osa (X,Y). Rezolucija sistema data je od strane proizvođača i predstavljena sledećom tablicom:

Rezolucija sistema data od strane proizvođača

No	L [cm]	FWHM [mm]
1	0	6.1
2	5	8.2
3	10	11.1
4	15	14.3

Kombinovanjem ovih rezultata i rezolucije ekrana računara $R_r = 7.6$ mm a na osnovu izraza:

$$R_{s+r} = \left[R_s^2 + R_r^2 \right]^{1/2}$$

dobijene su vrednosti koje su grafički prikazane krivom B.

tabela R_{s+r}

No	L [cm]	FWHM [mm]
1	0	9.7
2	5	11.2
3	10	13.5
4	15	16.2

Vrednost rezolucije data od strane proizvođača sledi neku zavisnost koju sam metodom najmanjih kvadrata odredio u analitičkom obliku u vidu polinoma drugog stepena:

$$Y = 0.012X^2 + 0.256X + 9.7$$

Isti postupak sam koristio pri određivanju analitičkog oblika krive eksperimentalnih rezultata.

$$Y_e = 0.073X^2 - 0.137X + 12.41$$

Za funkciju oblika $Y=aX^2+bX+c$, nepoznati koeficijenti se određuju kao:

$$a = \frac{1}{12H_2} \left(3 \sum_{k=1}^N Y_k (2k - N - 1)^2 - (N^2 - 1) \sum_{k=1}^N Y_k \right)$$

$$b = \frac{1}{2H_1} \sum_{k=1}^N Y_k (2k - N - 1)$$

$$c = Y - \frac{H_1}{N} a$$

gde su:

$$H_1 = \frac{N(N^2 - 1)}{12}$$

$$H_2 = \frac{N(N^2 - 1)(N^2 - 4)}{180}$$

a N broj merenja.

Rezultati eksperimenta razlikuju se od predviđenih vrednosti što se jasno vidi iz položaja krivih A i B na grafiku. U njihovom analitičkom obliku (približnom) to se očituje u koeficijentima uz X^2 , koji se međusobno razlikuju za faktor 6. Ova činjenica ukazuje da se stvarna rezolucija šest puta brže pogoršava sa povećanjem udaljenosti kolimatora i izvora nego što je predviđeno. Uzrok ovome treba tražiti u nepodešenosti pojačanja fotomultiplikatora ili narušavanju optičkog kontakta preko vodiča svetlosti između kristala i fotomultiplikatora.

Praktična strana eksperimenta je u tome što ukazuje da se u većini medicinskih studija koje se obavljaju korišćenjem matrice 64×64, posebna pažnja mora posvetiti rastojanju između kolimatora i pacijenta u cilju postizanja što bolje prostorne rezolucije.

TEST UNIFORMNE OSVETLJENOSTI VIDNOG POLJA GAMA KAMERE

Analiza lika koji pruža gama kamera, bazira se na razgraničavanju oblasti koje su više "osvetljene" od onih manje "osvetljenih". Različita osvetljenost upućuje na različitu gustinu radioizotopa u posmatranim oblastima. Međutim, zbog statističkog karaktera zračenja, broj gama kvanata zabeleženih u odgovarajućim pixell-ima varira od pixell-a do pixell-a. Potrebno je stoga utvrditi da li će ove varijacije, u odbroju po pixell-ima, uticati značajnije na interpretaciju lika. Idealan slučaj bi bio kada bi svaki pixell pri korišćenju tačkastog ili ravnog izvora koji osvetljava celokupno vidno polje, sadržavao isti odbroj. Ispitivanjem uniformne osvetljenosti određuje se odstupanje od ovog idealnog slučaja. Neko odstupanje je neminovno, ali je potrebno odrediti limit prihvatljivosti iznad kojeg ovo odstupanje nije više uslovljeno statističkim karakterom zračenja, već nekim poremećajima u funkcionisanju gama kamere. Ove granice prihvatljivosti određene su od strane N.E.M.A. i iznose 20% za rutinska testiranja.

Najčešći uzrok loše uniformne osvetljenosti leži u nepodešenosti fotomultiplikatora, ili u lošem ili nepotpunom spajanju kristala i vodiča svetlosti. Sledeći test uniformne osvetljenosti ispituje funkcionalnu zavisnost uniformne osvetljenosti vidnog polja gama kamere bez kolimatora od širine opsega P.H.A., kao i odgovor sistema, kamere sa kolimatorom na ravan pločasti izvor.

U prvom delu eksperimenta koristi se tačkasti izvor čija se aktivnost kreće u intervalu (10-20)MBq, odnosno (0.3-0.5)mCi, $^{99}_{43}\text{Tc}^m$ u rastvoru, smeštenog u pogodan kontejner.

Kamera bez kolimatora se okreće vertikalno na dole. Sto se uklanja, a izvor se postavlja na pod u osi gama kamere na udaljenost ne manju od 1m od kristala.

Širina opsega P.H.A. se postavlja na 5% i centrirana se pik.

Snimanje se vrši uz presetovan odbroj od $1.5 \cdot 10^7$.

Vrednost opsega P.H.A. se poveća za 5% i ponovi se prethodni korak.

Prethodna dva kkoraka se ponavljaju sve dok vrednost P.H.A. ne bude 30% .

U drugom delu eksperimenta koristi se ravan izvor u obliku ploče ^{57}Co .

Kamera sa montiranim kolimatorom se okrena vertikalno na gore. Preko kolimatora se postavi izvor, tako da prekriva celokupno vidno polje.

Snimanje se vrši uz presetovan odbroj od $2 \cdot 10^6$.

Obrade lika vrše se softwear-ski. Korisni deo vidnog polja (UFOV *Useful Field Of View*) se definiše kao 80% od ukupnog vidnog polja, dok se centralni deo vidnog polja (CFOV *Central Field Of View*) definiše kao 65% od ukupnog vidnog polja. Za oba dela vidnog polja, UFOV i CFOV određuje se maksimalan i minimalan odbroj po pixell-u.

Integralna uniformnost posmatranog dela vidnog polja se određuje na osnovu izraza:

$$IU = 100 \frac{MAX - MIN}{MAX + MIN} [\%]$$

Da bi se odredila diferencijalna uniformnost, potrebno je za svaku kolonu ili vrstu odrediti maksimalnu razliku u odbroju u šest uzastopnih pixell-a. Određivanje ovih razlika vrši se i u UFOV i u CFOV, a diferencijalna uniformnost se dobija kao:

$$DU = 100 \frac{Hi - Low}{Hi + Low} [\%]$$

gde su Hi i Low odbroji u pixell-ima koji daju najveću vrednost ove razlike.

Priprema i tok eksperimenta:

U prvom delu eksperimenta gde se ispituje uniformna osvetljenost u funkciji širine opsega P.H.A, koristio sam tačkasti izvor $^{99}_{43}\text{Tc}^m$, aktivnosti 0.4 mCi, smešten u staklenoj bočici. Izvor sam postavio duž centralne ose glave gama kamere, sa koje sam prethodno uklonio kolimator. Kameru okrenutu kristalom na dole sam podigao na visinu 120 cm od izvora koji je bio postavljen na postolju kamere. Biranjem $^{99}_{43}\text{Tc}^m$ na *isotope range* prekidačima i sužavanjem P.H.A. opsega na 5%, oko nominalne energije uz centriranje pika i biranjem presetovanog odbroja od $1.5 \cdot 10^7$, podesio sam komande na konzoli. Nakon izvršene akvizicije snimak je ostao zabeležen u obliku matrice 64x64. Povećao sam opseg P.H.A. za 5% i ponovio snimanje. Taj postupak sam ponavljao do širine opsega od 30% .

U drugom delu eksperimenta sam koristio izvor koji je predstavljala ploča ^{57}Co flood phantom. Kameru sa montiranim L.E.A.P. kolimatorom sam postavio tako da je lice kolimatora bilo okrenuto vertikalno na gore. Preko kolimatora sam postavio izvor, tako da prekriva celokupno vidno polje. Komande na konzoli sam podesio birajući ^{57}Co u setu prekidača *isotope range*, postavljajući širinu opsega P.H.A. na 20% i centrirajući pik .Snimanje sam izvršio uz presetovan odbroj od $2 \cdot 10^6$.

Rezultati eksperimenta:

Svi snimci obradjeni su priloženim softwear-om UNIF koji određuje IU i DU za UFOV i CFOV. Uniformna osvetljenost gama kamere sa montiranim L.E.A.P. kolimatorom uz korišćenje izvora ^{57}Co , data je u sledećoj tablici:

Flood field uniformity ^{57}Co

	UFOV [%]	CFOV [%]
IU	19.1 ± 1.2	16.3 ± 1.2
DU	6.0 ± 1.2	8.2 ± 1.2

Vrednost srednje kvadratne greške je određena na standardni način.

Integralna uniformnost UFOV nalazi se na samoj granici limita prihvatljivosti od 20%. Unutar CFOV uniformnost je nešto bolja, što se može objasniti rasporedom fotomultiplikatora u okviru vidnog polja. Naime, na samoj ivici matrice fotomultiplikatora umanjena je mogućnost preciznog pozicioniranja scintilacije zbog nesimetričnog rasporeda fotomultiplikatora oko te tačke. Ovo dovodi do dislokacije perifernih scintilacija i njihovog nagomilavanja u oblasti koja čini prsten oko vidnog polja. Otuda se i moglo očekivati da će uniformnost biti nešto lošija unutar UFOV od one u CFOV.

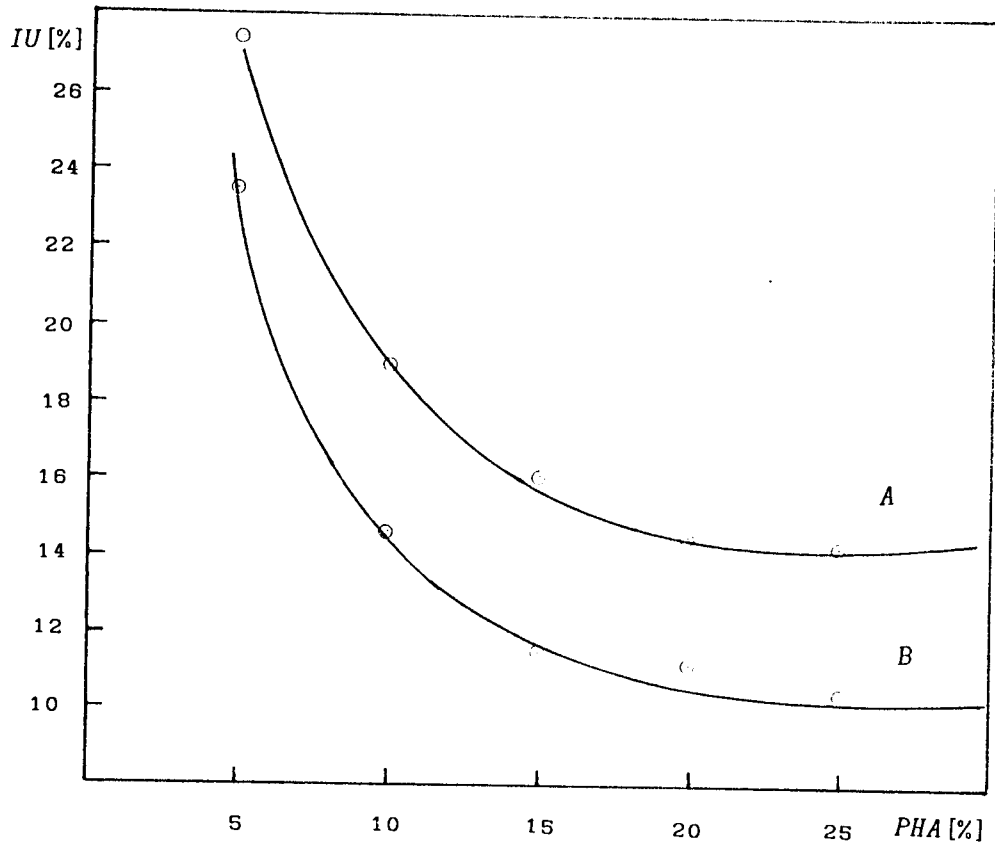
U prvom delu eksperimenta prati se zavisnost IU i DU od širine opsega P.H.A. unutar UFOV i CFOV. Rezultati sa srednjom kvadratnom greškom su prikazani tablično i grafički.

*tablica integralne i diferencijalne uniformnosti
unutar UFOV i CFOV*

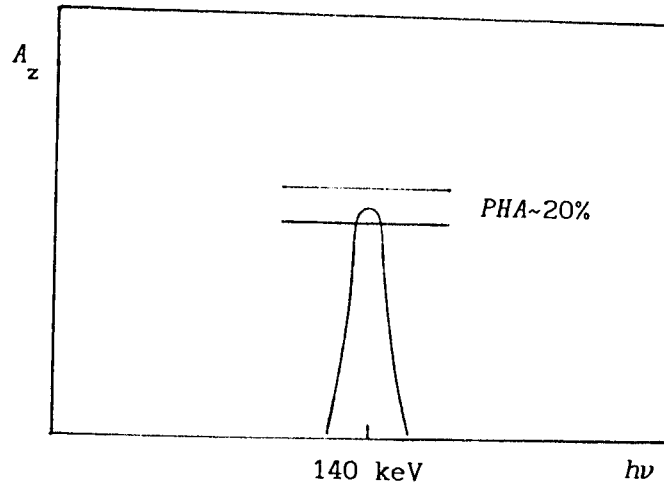
	PHA [%]	IU [%]	DU [%]
UFOV	5	27.2 ± 1.2	8.1 ± 1.2
	10	18.9 ± 1.2	3.7 ± 1.2
	15	17.0 ± 1.2	3.4 ± 1.2
	20	15.4 ± 1.2	3.6 ± 1.2
	25	15.2 ± 1.2	3.4 ± 1.2
	30	15.3 ± 1.2	3.5 ± 1.2
CFOV	5	23.4 ± 1.2	9.3 ± 1.2
	10	14.6 ± 1.2	6.5 ± 1.2
	15	11.5 ± 1.2	5.5 ± 1.2
	20	11.1 ± 1.2	4.7 ± 1.2
	25	10.3 ± 1.2	5.4 ± 1.2
	30	9.1 ± 1.2	4.9 ± 1.2

Srednje kvadratne greške računane su na standardan način.

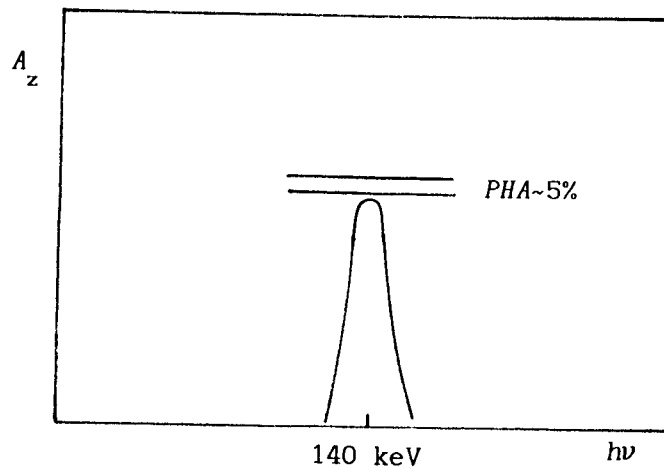
graficki prikaz integralne uniformnosti unutar UFOV i CFOV



Sa grafika integralne uniformnosti se jasno vidi veoma izražena zavisnost IU od širine opsega P.H.A., takva da se uniformnost sa smanjenjem opsega pogoršava. Ova zavisnost je prisutna i unutar UFOV i CFOV. Sužavanjem opsega P.H.A. povećava se selektivnost Z signala. U slučaju idealne podešenosti pojačanja fotomultiplikatora, svi Z signali generisani posle potpune apsorpcije zračenja energije $E=140$ keV, imali bi istu vrednost, centriranu na sredinu opsega P.H.A.. Ako to nije slučaj, različita pojačanja dovešće do odstupanja Z signala od predviđene vrednosti. Sa smanjenjem opsega P.H.A. povećava se verovatnoća da Z signal, proizveden nakon potpune apsorpcije fotona energije $E=140$ keV, izade iz opsega P.H.A..



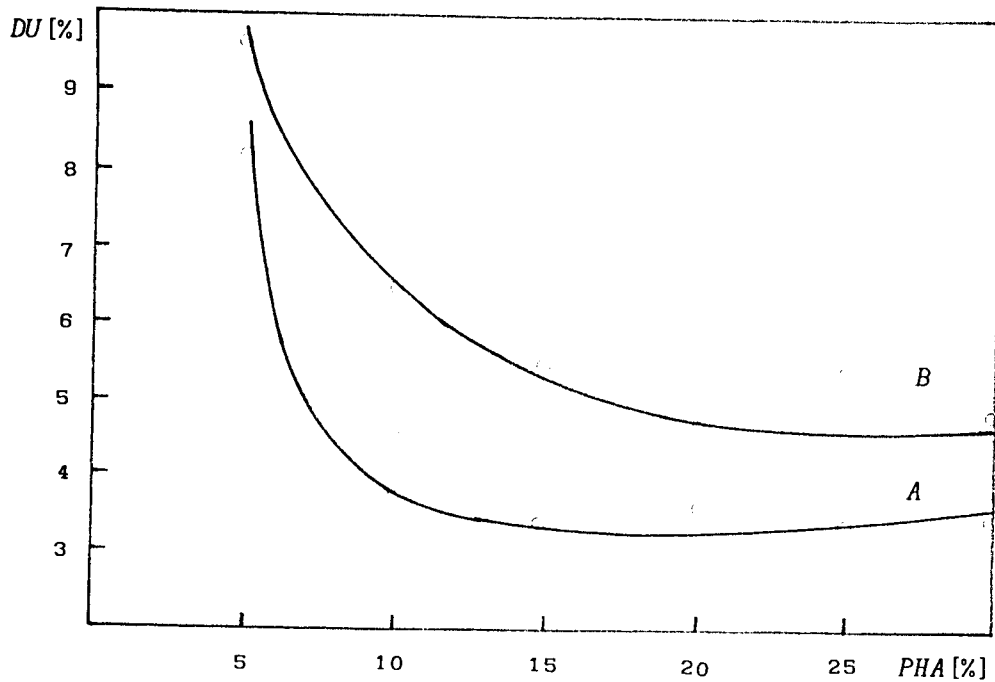
slika 4.1. Pik centriran na sredinu opsega P.H.A.



slika 4.2. Pik van opsega P.H.A.

Ova verovatnoća je veća u onim oblastima gde je odstupanje pojačanja fotomultiplikatora veće, što će uzrokovati pogoršanje uniformne osvetljenosti, jer odgovarajuće scintilacije neće biti pozicionirane. Rezultati eksperimenta upravo ukazuju na ovakvo odstupanje. Još jedna mogućnost u tumačenju ovog odstupanja je i gubitak ili narušavanje optičkog kontakta između kristala i fotomultiplikatora.

graficki prikaz diferencijalne uniformnosti unutar UFOV i CFOV



Iz grafika diferencijalne uniformnosti se vidi da i DU sledi sličnu zakonitost kao i IU, te se isti rezon može i ovde primeniti. DU govori o gradijentu osvetljenosti vidnog polja unutar CFOV i UFOV-CFOV. Svrha određivanja DU je u otkrivanju eventualnih "vrućih" ili "hladnih" mrlja, odnosno oblasti u kojima postoji nagla promena osvetljenosti.

Simptomatično je to, da je odstupanje DU veće unutar CFOV, što ukazuje na odstupanje u pojačanju fotomultiplikatora koji prekrivaju upravo tu oblast.

Bez obzira na registrovana odstupanja, IU i DU, pri standardnim medicinskim uslovima: P.H.A.=20%; padaju unutar limita prihvatljivosti 20%.

ODREĐIVANJE "MRTVOG VREMENA" I BRZINE BROJANJA GAMA KAMERE

Brzina brojanja je karakteristika svakog detektora radioaktivnog zračenja. Ovom veličinom označen je broj, u ovom slučaju fotona, koje može registrovati brojač u toku jedne sekunde. Pri velikim brzinama brojanja, broj neregistrovanih fotona raste, te se i inače statistički karakter zračenja pojačava. Oblasti sa najvećom aktivnošću tada povlače najveći broj impulsa, što u ostalim oblastima uzrokuje lošiju statistiku. Uzrok ograničenja brzine brojanja leži u "mrtvom vremenu" kamere, odnosno vremenu potrebnom za pozicioniranje jedne scintilacije. U tom intervalu nema mogućnosti detekcije novog fotona.

Limit prihvatljivosti u ovom slučaju predstavlja ona brzina brojanja, pri kojoj gubici u broju neregistrovanih fotona ne prelaze 20%. Svaka akvizicija koja je izvršena uz veću brzinu brojanja od limitirane, nosi sobom rizik loše uniformnosti a samim tim i neadekvatne interpretacije lika.

Određivanje brzine brojanja kamere, pri kojoj gubici iznose 20%, znači maksimalne dozvoljene, kao i "mrtvog vremena" kamere, mogu se izvršiti metodom dva izvora gama zračenja.

Za izvore se koriste rastvori $^{99}_{43}\text{Tc}^m$, aktivnosti 5 mCi, smešteni u pogodne kontejnere. Aktivnosti izvora ne smeju se razlikovati za više od 10%.

Glava gama kamere sa kolimatorom se postavi vertikalno na dole.

Prvi izvor se stavlja ispod kamere, duž njene ose, na udaljenost od 5 cm.

Širina P.H.A. opsega se podesi na 20% i izvrši se centriranje pika.

Snimanje se vrši uz presetovan odbroj od 10^6 i registruje se potrebno vreme.

Doda se i drugi izvor i izvrši se snimanje za isto vreme.

Prvi izvor se ukloni i registruje se odbroj samo drugog izvora, za isto vreme.

Odredi se fon za isto vreme.

Ceo postupak se ponovi ali obrnutim redosledom izvora

Na osnovu registrovanog odbroja korigovanog na fon i vremena akvizicije izračunavaju se brzine brojanja prvog izvora, drugog i oba izvora zajedno (R_1, R_2, R_{12}). "Mrtvo vreme" gama kamere se tada izračunava kao:

$$\tau = \frac{2R_{12}}{(R_1 + R_2)^2} \ln \left(\frac{R_1 + R_2}{R_{12}} \right)$$

Brzina brojanja uz 20% gubitaka se određuje na osnovu izraza:

$$C_{-20\%} = 0.8 \frac{1}{\tau} \ln \left(\frac{10}{8} \right) = \frac{0.1785}{\tau}$$

Priprema i tok eksperimenta:

Za ovaj eksperiment pripremio sam dva izvora $^{99}_{43}\text{Tc}^m$, u rastvoru aktivnosti 5 mCi. Prvi izvor postavio sam na udaljenost 5 cm ispod kolimatora usmerenog vertikalno na dole, a zatim sam na konzoli podesio komande koje odgovaraju standardnim uslovima za $^{99}_{43}\text{Tc}^m$. Snimanje sam izvršio uz presetovani odbroj od $N_1 = 10^6$ u *counter mode* poziciji i zabeležio vreme. Postavio sam i drugi izvor i ponovio snimanje, ali ovoga puta koristeći *timer mode*. Za vreme registrovano u prethodnom slučaju zabeležio sam odbroj N_{12} . Uklonio sam prvi izvor i ponovio merenje za isto vreme registrujući odbroj N_2 . Uklonio sam i drugi izvor i registrovao fon za isto vreme. Pre svakog merenja proveravao sam poziciju i centriranost pika na sredinu opsega P.H.A., čija je širina za ova merenja iznosila 20%. Ponovio sam sva merenja na isti način ali obrnutim redosledom izvora. Dobijene rezultate sam sredio tabelarno i izračunao srednju kvadratnu grešku.

Tabela "mrtvog vremena" i brzina brojanja gama kamere

		PRVI IZVOR	DRUGI IZVOR	OBA IZVORA
I	N	$1 \cdot 10^6$	882110	1634680
	t [s]	82.1	82.1	82.1
	N_f	1360	1360	1360
	N_c	998640	880740	1633320
	R [s^{-1}]	12163	10728	19894
II	N	1026940	$1 \cdot 10^6$	1755863
	t [s]	88.3	88.3	88.3
	N_f	1430	1430	1430
	N_c	1025516	998570	1754433
	R [s^{-1}]	11614	11309	19869

N - Odbroj

N_f - Fon

N_c - Odbroj korigovan na fon: $N_c = N - N_f$

R - Brzina brojanja; $R = N_c / t$

t - Vreme

$$\tau_I = 10.66 \pm 0.08 \mu s; \quad \tau_{II} = 10.81 \pm 0.075 \mu s$$

$$\bar{\tau} = 10.74 \pm 0.075 \mu s$$

Srednja kvadratna greška računa se na standardan način.

Formula kojom sam izračunao "mrtvo vreme", koristi se za određivanje mrtvog vremena detektora kod kojih dolazi do jonizacije radne supstance od strane radioaktivne čestice. Kod tih detektora dolazi do promene prostornog naelektrisanja prilikom detekcije neke čestice i vreme potrebno da radna supstanca opet bude sposobna za detekciju uzrokuje pojavu mrtvog vremena tih detektora. Uzrok za "mrtvo vreme" gama kamere nije inertnost radne supstance. Kristal NaJ(Tl) je u svakom trenutku u stanju da registruje foton i emituje odgovarajuću luminescentnu svetlost. Razlog za postojanje ovog "mrtvog vremena" nalazi se u vremenu potrebnom za obradu već generisanih

pozicionih signala. Ovo vreme se u odgovarajućoj literaturi naziva *vreme procesiranja para signala*. U toku procesiranja nema mogućnosti generisanja novih signala. Vreme procesiranja sistema se može menjati pomoću preklopnika na konzoli koji ima tri moguće pozicije:

1. *N O R M A L*
2. *L O N G D I S P L A Y*
3. *H I G H C O U N T R A T E*

Većina medicinskih studija radi se u poziciji 1. za koju je "mrtvo vreme" približno $10 \mu\text{s}$. Rad u poziciji 2. omogućava preciznije pozicioniranje scintilacija jer se trajanje pozicionih signala produžuje sa $3.5 \mu\text{s}$ na $9 \mu\text{s}$. Pozicija 3. se koristi u slučajevima velikih aktivnosti, ali su tada značajno narušene karakteristike prostorne rezolucije i uniformne osvetljenosti.

Na osnovu "mrtvog vremena" može se izračunati brzina brojanja pri kojoj gubici u neregistrovanim fotonima ne prelaze 20%, što se smatra limitom prihvatljivosti.

Za $\tau = 10.74 \pm 0.075 \mu\text{s}$

$$C_{-20\%} = 16610 \pm 116 \text{ s}^{-1}$$

$C_{-20\%}$ predstavlja maksimalnu dozvoljenu brzinu brojanja. Svako prekoračenje ove brzine brojanja povlači pogoršanje prostorne rezolucije i uniformne osvetljenosti.

**TEST OSETLJIVOSTI GAMA KAMERE ZA KOLIMATORE
NISKIH ENERGIJA (140 keV)**

Broj fotona koje može registrovati gama kamera, nije ograničen isključivo brzinom brojanja, već i karakteristikama kolimatora. Od ukupnog zračenja koje stiže do kolimatora, procentualno gledano samo mali broj fotona uspe da prođe do kristala. Ostali bivaju apsorbirani od strane kolimatora. Propusna moć, odnosno osetljivost različitih kolimatora, mogu se definisati kao registrovana brzina brojanja po jedinici aktivnosti izvora. Na osnovu takvih podataka mogu se proračunati neophodne doze pri različitim vrstama studija a u cilju što manjeg ozračivanja pacijenata i osoblja, kao i što racionalnijeg korišćenja radioizotopa. Osim toga, na ovaj način može se pratiti stanje kolimatora u toku dužeg vremenskog perioda.

Merenje se izvodi korišćenjem izvora $^{99}_{43}\text{Tc}^m$ aktivnosti 1 mCi u rastvoru zapremine 25 ml. Ovako pripremljen izvor sipa se u posudu načinjenu od materijala malog atomskog broja Z, kružnog oblika, prečnika 10 cm i dubine 1 cm. Aktivnost izvora mora biti što tačnije određena.

Glava gama kamere sa montiranim kolimatorom se okreće vertikalno na gore.

Kolimator se prekrije zaštitnom plastičnom folijom na koju se postavi izvor, centriran na sredinu kolimatora.

Širina opsega P.H.A. se podesi na 20% i izvrši se centriranje pika.

Snimanje se vrši uz presetovan odbroj od 10^5 i registruje se potrebno vreme.

Prethodni korak ponovi se deset puta uz registrovanje fona , za isto vreme.

Zameni se kolimator i ponovi ceo postupak.

Na osnovu izmerenih vrednosti izračuna se brzina brojanja R. Osetljivost kolimatora tada se određuje kao:

$$F = \frac{R}{A_t}$$

gde je A_t aktivnost izvora koja odgovara tačnom vremenu srednjeg merenja.

Priprema i tok eksperimenta:

Izvor je pripremljen u univerzalnom $^{99}_{43}\text{Tc}^m$ generatoru. Aktivnost izvora iznosila je : $A_0 = 1.082$ mCi. Tako pripremljen izvor, zapremine 25 ml, sipao sam u staklenu posudu kružnog oblika dijametra 10 cm i dubine 1 cm. Bočicu u kojoj je pripremljen izvor, vratio sam praznu u doze kalibrator i odredio zaostalu aktivnost: $A_r = 0.001$ mCi. Od osnovne aktivnosti A_0 oduzeo sam zaostalu aktivnost A_r te sam na ovaj način eliminisao i uticaj fona.

$$A_c = A_0 - A_r$$

A_c je aktivnost izvora koji je direktno korišćen u eksperimentu. Kameru sa montiranim *high sensitivity* kolimatorom sam usmerio vertikalno na gore i prekrrio je plastičnom folijom radi zaštite od eventualne kontaminacije. Na centar lica kolimatora postavio sam posudu sa izvorom. Podesio sam komande na konzoli biranjem prekidača $^{99}_{43}\text{Tc}^m$ na *isotope range* setu prekidača i presetovanjem odbroja od 10^5 u *counter mode* poziciji. Pritiskom na dugme *press to peak* izvršio sam centriranje pika i isto proverio vizuelno na katodnom osciloskopu. Ovaj eksperiment vršio sam bez korišćenja računara. Izvršio sam snimanje i zabeležio registrovano vreme. Merenja sam ponovio deset puta sa *high sensitivity* kolimatorom, a zatim još deset puta, uz iste uslove sa L.E.A.P. kolimatorom. Rezultate sa srednjom kvadratnom greškom i standardnom devijacijom sam prikazao tabelarno. Aktivnost A_t sam odredio kao aktivnost u trenutku srednjeg merenja. U slučaju *high sensitivity* kolimatora merenje je vršeno 33 minuta nakon spravljanja izvora a u slučaju L.E.A.P. kolimatora 45 minuta.

Na osnovu formule za radioaktivni raspad:

$$A_t = A_c e^{-\frac{\ln 2 \cdot t}{\tau_{1/2}}}$$

izračunao sam aktivnost izvora u trenutku srednjeg merenja A_t .

Srednju kvadratnu grešku odredio sam na standardni način, s tim što je greška doze kalibratora $\Delta A_0 = \Delta A_r = 0.0005$ mCi. Rezultate eksperimenta sam prikazao tabelarno.

Tabela osetljivosti kamere sa različitim kolimatorima

KOLIMATOR	HIGH SENSITIVIY	L. E. A. P.
N	$1 \cdot 10^5$	$1 \cdot 10^5$
N_f	172	342
t_1 [s]	8.2 ± 0.05	17.0 ± 0.05
t_2 [s]	8.2 ± 0.05	16.9 ± 0.05
t_3 [s]	8.2 ± 0.05	17.0 ± 0.05
t_4 [s]	8.2 ± 0.05	17.0 ± 0.05
t_5 [s]	8.2 ± 0.05	17.0 ± 0.05
t_6 [s]	8.2 ± 0.05	17.0 ± 0.05
t_7 [s]	8.2 ± 0.05	17.0 ± 0.05
t_8 [s]	8.2 ± 0.05	17.0 ± 0.05
t_9 [s]	8.2 ± 0.05	17.1 ± 0.05
t_{10} [s]	8.2 ± 0.05	17.1 ± 0.05
t_{sr} [s]	8.2 ± 0.05	17.02 ± 0.05
R [s ⁻¹]	12195 ± 84	5875 ± 28
A_t [mCi]	1.015 ± 0.0023	0.992 ± 0.023
F[(mCis) ⁻¹]	12015 ± 87	5922 ± 31

Na osnovu poznate osetljivosti F za L.E.A.P. kolimator a koristeći rezultate testa uniformne osvetljenosti za isti kolimator mogu se odrediti parametri koji će nam obezbediti istu statistiku a samim tim i isti kvalitet uniformnosti kakva je određena u testu uniformne osvetljenosti ravnog izvora ⁵⁷Co. Ukupan odbroj tada treba

da bude $2 \cdot 10^6$. Da bi procenili optimalno vreme akvizicije kao i potrebnu aktivnost, možemo konstruisati tabelu na bazi sledećih proračuna:

Potrebno vreme za različite brzine brojanja je:

$$t = \frac{N}{R}$$

Potrebna aktivnost za postizanje određene brzine brojanja je:

$$A_1 = \frac{R}{F}$$

A_1 je aktivnost unutar posmatranog organa. Da bismo dobili aktivnost koju treba inicirati pacijentu, treba A_1 podeliti sa procentualnom zastupljenošću radioizotopa u organu a_1 :

$$A = \frac{A_1}{a_1}$$

Tablica za procenu vremena akvizicije i inicirane aktivnosti

R [s^{-1}]	t [s]	A [mCi]
1000	2000	0.17
2000	1000	0.34
3000	667	0.51
4000	500	0.68
5000	400	0.85
6000	333	1.02
7000	286	1.19
8000	250	1.36
9000	222	1.53
10000	200	1.70
11000	182	1.87
12000	167	2.04
13000	154	2.21
14000	143	2.38
15000	133	2.55

Tablica važi za $N = 2 \cdot 10^6$ i $F = 5922 \text{ [mCi s]}^{-1}$.

Veće brzine brojanja na osnovu ranije određene veličine $C_{-20\%} = 16620 \pm 116 \text{ s}^{-1}$ nisu dozvoljene. Procentualna zastupljenost radioizotopa u pojedinim organima varira od pacijenta do pacijenta, ali se nizom standardnih merenja može odrediti srednja vrednost \bar{a}_i za svaki organ, korišćenjem osetljivosti F za L.E.A.P. kolimator.

Za iniciranu dozu aktivnosti A_k odredi se R_k .

$$R_k = \frac{N_k}{t_k}$$

kako je:

$$F = \frac{R_k}{A_k \cdot a_k}$$

sledi da je:

$$a_k = \frac{R_k}{A_k \cdot F}$$

nizom merenja za različite grupe pacijenata, utvrđuje se prosečna procentualna zastupljenost izotopa u posmatranom organu kao:

$$\bar{a}_i = \frac{\sum_{k=1}^n \frac{R_k}{A_k}}{F \cdot n}$$

te se korišćenjem navedene tablice mogu odrediti optimalni uslovi akvizicije A i t .

Z A K L J U Č A K

Nakon izvršenih testova i analize pojedinih parametara scintilacione gama kamere, mogu se izvući neki generalni zaključci o pouzdanosti testirane kamere u zavisnosti od uslova pod kojima se sprovode studije. U celosti gledano, još uvek je moguće obezbediti takve uslove u kojima bi se vrednosti svih testiranih karakteristika nalazile unutar unapred određenih vrednosti limita prihvatljivosti. Pri obezbeđivanju tih uslova potrebno je voditi računa o sledećem:

I

Širina opsega P.H.A. mora biti precizno određena. U slučaju prevelike širine opsega obrazovanju lika posmatranog organa doprinosilo bi i zračenje rasejano Komptonovim efektom od okoline, što bi narušilo uniformnost i prostornu rezoluciju a samim tim i preciznost merenja. Suviše mala vrednost opsega P.H.A. bi na osnovu testa uniformne osvetljenosti uzrokovala velike greške u uniformnosti. Optimalna širina opsega P.H.A. stoga iznosi približno 20% oko nominalne vrednosti energije.

II

Prostorna rezolucija vrlo izraženo zavisi od udaljenosti između kolimatora i posmatranog organa. U cilju veće pouzdanosti, kameru treba prilikom svake studije postaviti što bliže posmatranom organu. Pri ovakvim udaljenostima relativna greška u određivanju rezolucije je velika (~ 15%), te bi osim lika na ekranu računara trebalo snimiti i analogni lik na negativu. Rezolucija tako dobijenog lika ne zavisi od rezolucije ekrana računara i matrice u kojoj je rađena akvizicija.

III

Brzina brojanja određena u testu "mrtvog vremena" kamere i označena kao $C_{-20\%}$ predstavlja limit prihvatljivosti koji u toku studija ne sme biti prekoračen

Poštovanjem ovih preporuka može se obezbediti zadovoljavajući nivo pouzdanosti gama kamere.

REFERENCE

1. *Quality control of nuclear medicine instruments*; International Atomic Energy, Vienna; 1984.
2. *Radiation detection and measurement*; Glenn F. Knoll, Ann Arbor, Michigan; 1979.
3. *Nuclear physics*; C.M.H. Smith, Oxford College Of Tehnology; 1965.
4. *Anger scintilation camera*; Robert Lloyd Richardson.
5. *Uvod u teoriju inženjerskog eksperimenta*; Ing. Ilija Pantelić, Novi Sad; 1976.
6. *Udžbenik Osnovi nuklearne fizike*; Dr.Lazar Marinkov, Novi Sad; 1976.
7. *Teorija relativnosti atomska i nuklearna fizika*; Dr. Branko Durić i Dr. Živojin Čulum, Beograd; 1972.
8. *Atomska i nuklearna fizika*; Dr. Ing. Dragiša M. Ivanović, Ing. Vlastimir M. Vučić, Naučna Knjiga, Beograd; 1977.

PRILOG 1.

"R E S O L"

```
10 DIM K(63,63), H$(66)
20 S=0 E=0
30 Y=25
40 PRINT "UNETI RASTOJANJE: "; INPUT #0,D
50 CALL GSAR(1,N)
60 CALL GSVG(34,N1)
70 CALL GSAG(1,H$)
80 FOR Z=1 TO 64 STEP 1
90 FOR V=1 TO 64 STEP 1
100 O=(Z-1)
110 Q=(V-1)
120 CALL GMXG(Z,V,K(O,Q))
130 NEXT V
140 NEXT Z
150 CALL GSAW(1)
160 X=0\M1=0\M2=0\I=0
170 GOSUB 540
180 IF X>31 GO TO 210
190 IF A<=M1 GO TO 240
200 M1=A\P=X\ GO TO 240
210 IF A<=M2 GO TO 230
220 M2=A\ R=X
230 IF X=63 GO TO 250
240 Y=Y-2\X=X+1\ GO TO 170
250 X=P-1
260 Y=Y-2
270 GOSUB 540
280 IF I=0 GO TO 320
290 IF X<R GO TO 360
300 IF A<(M2/2) GO TO 430
310 X=X+1\ GO TO 260
320 IF X<P GO TO 380
330 IF A<(M1/2) GO TO 400
```

```

340 IF X>(P+R)/2 THEN PRINT "NEDOVOLJNA UDALJENOST IZVORA" \ GO TO 530
350 X=X+1 \ GO TO 260
360 IF A>(M2/2) GO TO 420
370 R1=X \ X=R+1 \ GO TO 260
380 IF A<(M1/2) GO TO 410
390 X=X-1 \ GO TO 260
400 P2=X \ X=R-1 \ I=1 \ GO TO 260
410 P1=X \ X=P+1 \ GO TO 260
420 X=X-1 \ GO TO 260
430 R2=X
440 F=(P2+R2-P1-R1)*D/(2*(R-P))
450 S=S+F
460 J=(D^2+2*F^2)/(2*(R-P))^2
470 E=E+J
480 IF Y>38 GO TO 500
490 Y=Y+4 \ GO TO 160
500 PRINT H$
510 PRINT
520 PRINT TAB (10); "FWHM="; S/3; "+-"; SQR(E)/3
530 GO TO 620
540 M=Y+2 \ A=0
550 IF M=Y+2 GO TO 580
560 IF M=Y GO TO 600
570 A=A+K(Y, X) \ GO TO 590
580 A=K(Y, K)
590 Y=Y+1 \ GO TO 550
600 A=A+K(Y, X)
610 RETURN
620 CALL GAM('CA')
630 END

```

PRILOG 2.

"U N I F"

```
10 DIM K(63,63), H$(66)
20 CALL GSAR(1,N)
30 CALL GSVG (34,N1)
40 CALL GSAG(1,H$)
50 FOR Z=1 TO 64 STEP 1
60 FOR V=1 TO 64 STEP 1
70 O=(Z-1)
80 Q=(V-1)
90 CALL GMXG(Z,V,K(O,Q))
100 NEXT V
110 NEXT Z
120 CALL GSAW(1)
130 S=0
140 FOR X=30 TO 33 STEP 1
150 FOR Y=30 TO 33 STEP 1
160 S=S+K(X,Y)
170 NEXT Y
180 NEXT X
190 W=INT(S/16)
200 FOR X=1 TO 63 STEP 1
210 FOR Y=1 TO 63 STEP 1
220 IF K(X,Y) W/2 THEN K(X,Y)=0
230 NEXT Y
240 NEXT X
250 R=31\I=0
260 X=1
270 D=R^2-(X-31)^2
280 IF D<0 THEN 350
290 IF I=0 THEN Y=SQR(D)+31\ GO TO 310
300 Y=-SQR(D)+31
310 Y=INT(Y+0.5)
320 IF K(X,Y)>0 GO TO 350
330 IF R=0 THEN PRINT "AKVIZICIJA NIJE IZVRŠENA"\ GO TO 880
```



```
340 R=R-1\ GO TO 260
350 IF X<63 THEN X=X+1\ GO TO 270
360 IF I=0 THEN I=1\ GO TO 260
370 R1=INT(0.8*R)
380 R2=INT(0.65*R)
390 R=R1
400 E=0\E1=0
410 FOR X=1 TO 63 STEP 1
420 FOR Y=1 TO 63 STEP 1
430 G=SQR((X-31)^2+(Y-31)^2)
440 IF G<R GO TO 510
450 IF E=0 GO TO 470
460 IF K(X,Y)<=E GO TO 480
470 E=K(X,Y)\ GO TO 520
480 IF E1=0 GO TO 500
490 IF K(X,Y)>=E1 GO TO 520
500 E1=K(X,Y)\ GO TO 520
510 IF R=R1 THEN K(X,Y)=0
520 NEXT Y
530 NEXT X
540 IF R=R1 THEN C1=100*(E-E1)/(E+E1)\R=R2\ GO TO 400
550 C2=100*(E-E1)/(E+E1)
560 X=0\A=0\L=0
570 Y=5
580 C=Y-5
590 G=SQR((X-31)^2+(Y-33)^2)
600 IF G<(R2-2) GO TO 710
610 IF G<(R1-4) GO TO 640
620 IF Y<63 THEN Y=Y+1\ GO TO 580
630 GO TO 690
640 T=K(X,Y)-K(X,C)
650 IF T>A THEN A=T\ P1=K(X,Y)\ Q1=K(X,C)
660 C=C+1
670 IF C<Y GO TO 600
680 IF Y<59 THEN Y=Y+6\ GO TO 580
690 IF X<63 THEN X=X+1\ GO TO 570
700 GO TO 740
```

```
710 F=K(X, Y)-K(X, C)
720 IF F<L THEN L=F\ P=K(X, Y)\ Q=K(X, C)
730 GO TO 660
740 U1=100*ABS(P-Q)/(P+Q)
750 U2=100*ABS(P1-Q1)/(P1+Q1)
760 C1=INT(C1*100+0.5)/100
770 C2=INT(C2*100+0.5)/100
780 U1=INT(U1*100+0.5)/100
790 U2=INT(U2*100+0.5)/100
800 PRINT H$
810 PRINT
820 PRINT TAB(6); "UFOV %"; TAB(20); "CFOV %"
830 FOR J=0 TO 32 STEP 1\PRINT "_"; \ NEXT J
840 PRINT
850 PRINT TAB(1); "IU"; TAB(8); C1; TAB(22); C2
860 PRINT TAB(1); "DU"; TAB(8); U2; TAB(22); U1
870 CALL GAM('CA')
880 END
```