



UNIVERZITET U NOVOM SADU
PRIRODNO-MATEMATIČKI
FAKULTET
DEPARTMAN ZA FIZIKU



Projektovanje mera zaštite za prostoriju za brahiterapiju i procena radijacionog rizika

- diplomski rad -

Mentor:

prof. dr Nataša Todorović

Kandidat:

Andrej Vraničar

39/11

Novi Sad, april 2016.

Ovim putem želeo bih da se zahvalim svom mentoru prof. dr Nataši Todorović na ukazanoj velikoj pažnji i pomoći oko izrade ovog rada.

Sadržaj

1	Uvod.....	5
2	Dozimetrijske veličine.....	7
2.1	Ekspoziciona doza.....	7
2.2	Apsorbovana doza	9
2.3	Ekvivalentna doza	10
2.4	Efektivna ekvivalentna doza	12
2.4.1	Somatska efektivna ekvivalentna doza H_{se}	13
2.5	Kerma	14
3	Dejstvo zračenja na molekularnom nivou	15
3.1	Direktna interakcija zračenja i organskih molekula.....	16
3.2	Radioliza vode i uticaj na DNK molekul	18
4	Mere zaštite.....	21
4.1	Principi zaštite od zračenja.....	22
4.1.1	ALARA princip.....	22
4.2	Zakonska regulativa.....	23
5	Brahiterapija	25
5.1	Fizički i klinički aspekti.....	25
5.2	Karakteristike fotonskih izvora.....	27
5.3	Fizičke karakteristike izvora.....	28
5.4	Mehaničke karakteristike izvora.....	30
5.5	Dozne specifikacije i izveštaji.....	31
5.6	Dozna distribucija oko izvora	31
5.6.1	AAPM 43 algoritam.....	31
5.6.2	Kalkulacijski metodi za tačkasti izvor	33
5.6.3	Linearni izvori	34
5.7	Metode računanja doze	35
5.7.1	Manuelno računanje doze	35

5.7.2	Komjuterizovano planiranje tretmana.....	35
5.7.3	Računanje vremena tretmana	36
6	Projektovanje mera zaštite.....	38
6.1	Proračun debljine zaštitnih barijera za prostoriju za brahiterapiju	45
6.2	Proračun debljine olovnog kontejnera.....	48
6.3	Proračun efektivne doze	48
6.4	Zaštitne mere kod primene brahiterapije.....	50
7	Zaključak	53
	Literatura	54

1 Uvod

Razvoj tehnologije i nauke je, između ostalog, doveo do potrebe za dubljim razumevanjem posledica izlaganja ionizujućem zračenju, iz čega je proistekla moderna naučna disciplina- Zaštita od ionizujućeg zračenja. Ona se se bavi zaštitom ljudi i životne sredine od štetnih uticaja ionizujućeg zračenja, bilo ono čestično ili elektromagnetno. Da bi izvukli što veći pozitivan efekat od upotrebe zračenja, potrebno je poznavati prirodu njegovih izvora kako bi bezbedno rukovali sa istim, koristiti propisanu zaštitnu opremu i izvesti pravilno projektovanje i konstruisanje zaštitnih barijera.

Prve posledice prekomernog izlaganja zračenju postale su vidljive već u prvih par godina po otkriću rendgenskog zračenja [1] i same radioaktivnosti. Počevši od tog momenta, stvara se paralelan pravac u nauci koji se bavi izučavanjem interakcije zračenja sa materijalnim sredinama, koji je stavljao akcenat na efekte koje to zračenje izaziva u materiji kroz koju se prostire. Pod materijom se podrazumevaju prvenstveno organske strukture: počev od makromolekula koji su značajni za funkcionisanje ćelije, same ćelije, preko tkiva pa sve do celog organizma. Da bi se zračenje nazivalo ionizujuće, ono mora posedovati energiju veću od energije jonizacije atoma/molekula sredine kroz koju se prostire. Konačni ishod za bilo koje zračenje, nevezano od tipa istog je predavanje celokupne svoje energije sredini kroz koju prolazi i nestajanje ili zahvatjanje od strane atoma sredine.

Dizajn i planiranje prostora u kome će se koristiti izvori zračenja bazira se na primeni osnovnih principa zaštite od zračenja i kombinaciji različitih tehnika fizičke i tehničke zaštite kao što su rastojanje od izvora, upotreba zaštitnih barijera i kontrola vremena ekspozicije. Primena izvora zračenja u medicini utiče na dozu za profesionalno izložena lica i stanovništvo. Zaštitne barijere se koriste sa ciljem da se omogući bezbedno rukovanje u skladu sa karakteristikama i načinom korišćenja posmatranog izvora zračenja i namenom susednih prostorija. Kriterijum prilikom proračuna zaštitnih barijera mora uzeti u obzir sve kategorije lica koja imaju pristup u prostorije u kojima se koristi i koje okružuju izvor zračenja, kao i tipično radno opterećenje. Dizajn barijera i primena različitih zaštitnih materijala opravdani su u smislu osnovnih principa zaštite od zračenja i imaju za cilj zaštitu profesionalno izloženih lica i stanovništa od nepotrebnog izlaganja ionizujućim

zračenjima.

Bezbedno korišćenje izvora zračenja oslanja se na usklađenost sa zakonskom regulativom iz oblasti zaštite od zračenja i određivanju i implementaciji niza mera zaštite od zračenja koje su specifične za posmatranu radijacionu prasku. Dobru radijacionu prasku sačinjava niz aktivnosti kao što su obučenost osoblja, osiguranje i kontrola kvaliteta opreme i usklađenost sa važećim standardima, upotreba ličnih zaštitnih sredstava, individualni monitoring, klasifikacija prostora i profesionalno izloženih lica, kontrola i monitoring doza za pacijente, posedovanja i pridržavanje radnih uputstava, zdravstveni nadzor nad osobljem i posedovanje adekvatnog prostora u kojem se odvija radijaciona praksa.

U ovom radu biće prezentovano projektovanje mera zaštite za prostoriju za brahiterapiju kao i procena rizika za profesionalno izložena lica. Merenja su izvršena na Institutu za onkologiju Vojvodine u Sremskoj Kamenici. Takođe, bice pokrivene teorijske osnove dozimetrijskih veličina, principa zaštite od zračenja, štetnih efekata zračenja kao i opis brahiterapijskog tretmana.

2 Dozimetrijske veličine

Za kvantitativno i kvalitativno opisavanje efekata koji jonizujuće zračenje stvara pri prolasku kroz živu (organsku) sredinu koriste se dozimetrijske veličine. Oblast koja se bavi mehanizmima gde dolazi do predaje energije zračenja organskim materijalima, kao i načinima merenja i izračunavanja doze naziva se dozimetrija.

Kako su se nuklearne tehnologije razvijale, sve veći broj ljudi je dolazio u kontakt sa jonizujućim zračenjem. Rani istraživači u ovoj oblasti radili su sa rendgenskim cevima koje su u to vreme funkcionalne na relativno niskim naponima, pri čemu se dominantno emitovala niskoenergetska komponenta zračenja koja je imala slabu prodornu moć, te je opterećivala površinske delove tela, prvenstveno kožu. Iz ovoga se može zaključiti da su prve indikacije izlaganja jonizujućem zračenju bili upravo crvenilo i iritacija kože. Ovi simptomi su dugo vremena bili jedini dokaz da je data osoba bila u kontaktu sa štetnim zračenjem. Uporedo sa ovim razvijala se i filmska dozimetrija koja se i danas koristi u monitoringu zračenja. Ustanovljeno je da je stepen zacrnjenja filma proporcionalan količini zračenja kojem je bio izložen.

2.1 Ekspoziciona doza

Ovo je prva veličina koja je uvedena sa ciljem da kvantitativno opiše efekte zračenja i jedica joj je rendgen [R] koja je stara (vansistemska) jedinica i kulon po kilogramu C/kg što predstavlja novu.

Ekspoziciona doza se definiše kao odnos nanelektrisanja ΔQ koje elektromagnetsko zračenje proizvede u određenoj zapremini i mase Δm vazduha koja se u pomenutoj zapremini nalazi:

$$X = \frac{\Delta Q}{\Delta m}$$

ΔQ predstavlja ukupnu apsolutnu vrednost nanelektrisanja jedne vrste (dakle pozitivnog ili negativnog) koje se stvori u vazduhu kada svi sekundarni elektroni, koji su oslobođeni od strane fotona u maloj zapremini, u potpunosti

izgube svoju energiju i prestanu da vrše ionizacije [1]. Δm je masa vazduha koji se nalazi u posmatranoj zapremini.

je veza izmešu stare i nove jedinice data sa relacijom:

$$1 \text{ C/kg} = 3876 \text{ R} \quad 1 \text{ R} = 2.58 \cdot 10^{-4} \text{ C/kg}$$

Ekspozicija doza se relativno lako može meriti običnom ionizacionom komorom, kada se u definisanoj zapremini vazduha, ograničenog zidovima komore, posredstvom električnog polja skupi i izmeri celokupno stvoreno naelektrisanje. Ekspozicija i njena jedinica [R] definišu se samo za x ili gama zračenje.

Brzina ekspozicione doze definiše se kao količnik ekspozicione doze i vremena ozračivanja:

$$\dot{X} = \frac{X}{\Delta t} = \frac{\Delta Q}{\Delta m \cdot \Delta t}$$

Jedinica za brzinu ekspozicione doze je rendgen u sekundi [$\text{R}\cdot\text{s}^{-1}$] ili kulon po kilogramu i satu [$\text{C}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{h}^{-1}$].

Razmatrajući tačkast izvor, gama zračenje se emituje izotropno u svim pravcima u prostoru i tada broj fotona koji prođe kroz neku površinu opada sa kvadratom rastojanja d. Ekspozicija i broj fotonaće biti direktno proporcionalni aktivnosti A posmatranog izvora. U ovom slučaju se brzina ekspozicione doze može predstaviti sledećom zakonitošću:

$$\frac{X}{\Delta t} = \Gamma \frac{A}{d^2}$$

Gde je A aktivnost izvora, d je rastojanje od izvora do mesta na kom se računa brzina doze. Veličina Γ u ovom izrazu zove se gama konstanta, a njena vrednost zavisi od svojstava izotopa koji se raspada -energije i broja fotona koji se emituju nakon raspada. Brojna vrednost gama konstante Γ za neki izotop predstavlja onu brzinu ekspozicije koja se dobija na jediničnom rastojanju od izvora jedinične aktivnosti. Jedinica za gama konstantu u SI sistemu je [$\text{C m}^2 \text{ kg}^{-1} \text{ h}^{-1} \text{ MBq}^{-1}$][1].

2.2 Apsorbovana doza

Osnovni nedostatak ekspozicione doze je što ona karakteriše ukupnu količinu nanelektrisanja stvorenog i nekoj zapremini vazduha. Međutim, hemijske i biološke promene na tkivu koje je bilo izloženo zračenju, mnogo se lakše mogu dovesti u vezu sa energijom koju je zračenje ostavilo u tkivu nego sa količinom nanelektrisanja koje zračenje stvara pri prolaski kroz vazduh. Shodno ovome je 1968.godine od strane ICRU¹ definisana nova veličina- apsorbovana doza D. Ona se definiše kao odnos energije ΔE koju zračenje preda određenoj zapremini sredine kroz koju se prostire i mase Δm koja je sadržana u ovoj zapremini:

$$D = \frac{\Delta E}{\Delta m}$$

Apsorbovana energija ΔE se meri u džulima i predstavlja ukupnu razliku energije svih direktnih i indirektnih čestica koje uđu u posmatranu zapreminu i ukupne energije čestica koje iz nje izađu. Ovako definisana energija ΔE predstavlja bas onu energiju koja ostane u posmatranoj zapremini sredine. Jedinica za apsorbovanu dozu je džul po kilogramu [$J \cdot kg^{-1}$] i naziva se grej [Gy]. U praksi je ušla i sto puta manja jedinica koja se naziva rad, dakle imamo $1Gy=100$ rad.

Može se definisati i brzina apsorbovane doze kao količnik primljene doze i vremena ozračivanja:

$$\dot{D} = \frac{D}{\Delta t} = \frac{\Delta E}{\Delta m \cdot \Delta t}$$

Δt je dužina trajanja ozračivanja [1][2]. Jedinica za ovu veličinu je grej po sekundi ili času [Gy/s], [Gy/h].

Veoma jednostavno se može pronaći veza između ekspozicije i apsorbovane doze, takozvani energetski ekvivalent jedinične ekspozicije :

$$1 C/kg = 33.85 \text{ Gy.}$$

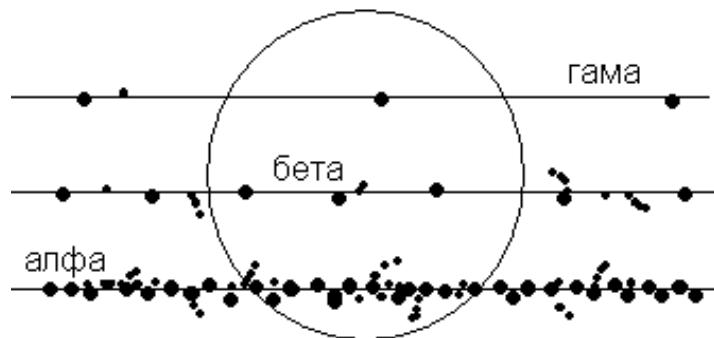
Korisno je poznavati i vezu stare jedinice ekspozicije i greja:

$$1 R = 86.9 \cdot 10^{-4} \text{ Gy} \quad \text{или} \quad 1 R = 0.869 \text{ rad.}$$

¹ International Comission on Radiation Units and Measurements- Internacionalna komisija za radijacione jedinice i mere

2.3 Ekvivalentna doza

Nedostatak apsorbovane doze ogleda se u tome da ona ne uzima u obzir biološke efekte koje različito zračenje proizvodi u tkivima. Ovi efekti zavise od toga koliko jonskih parova dato zračenje proizvodi u sredini prostiranja. Ovaj broj, opet, zavisi od tipa zračenja. Može se zaključiti da je verovatnoća bioloških oštećenja direktno srazmerna specifičnoj ionizaciji (broju jonskih parova po jedinici dužine puta), slika 1.



Slika 1. Gustina ionizacionih događaja u vodi za različite tipove zračenja. Krugom je prikazana prosečna veličina proteinskog molekula

Broj stvorenih jonskih parova u različitim sredinama zahteva različit utrošak energije. Ovu činjenicu oslikava veličina koja se naziva linearni energetska transfer LET, i predstavlja srednju energiju koju čestica zračenja ostavi po jedinici dužine puta.

Da bi se različita biološka dejstva različitih zračenja uzela u obzir pri kalkulaciji doze, uvodi se pojam ekvivalentne doze, kao proizvod apsorbovane doze i faktora kvaliteta:

$$H = D \cdot Q$$

Što je veći LET to je veći i faktor kvaliteta Q koji je bezdimenziona veličina. Na osnovu preporuke ICRP², usvojene su različite brojne vrednosti faktora Q u zavisnosti od vrste zračenja i prikazane su u sledećoj tabeli:

² International Comission on Radiological Protection- Internacionalna komisija za zaštitu od Zračenja

Tabela 1. Faktori kvaliteta u zavisnosti od specifične ionizacije i LET-a u vodi

Специфична јонизација [јонских парова / μm]	Линеарни енергетски трансфер [keV/ μm]	Фактор квалитета Q
Мање од 100	Мање од 3.5	1
100 – 200	3.5 – 7.0	1 -2
200 – 650	7.0 – 23	2 – 5
650 – 1500	23 – 53	5 – 10
1500 - 5000	53 - 175	10 -20

Gama i rendgensko zračenje imaju najmanji faktor kvaliteta dok veće vrednosti imaju čestice veće mase kao što su alfa čestice, protoni i neutroni. Vrednosti Q u zavisnosti od vrste zračenja prikazane su u tabeli 2. : [1]

Tabela 2. Usvojene brojne vrednosti faktora kvaliteta za različite vrste zračenja

Врста зрачења	Фактор квалитета Q
Рендгенско, гама, бета	1
Термални неутрони	5
Неутрони и протони	20
Алфа честице	20
Тешка језgra	20

Odavde se zaključuje da ukoliko alfa čestica preda tkivu istu količinu energije kao i gama zračenje, može prouzrokovati i do 20 puta veću biološku štetu. Jedinica za ekvivalentnu dozu je sivert [Sv]. Budući da je Q bezdimenziono, sledi da se sivert [Sv] i grej [Gy] mogu izjednačiti ukoliko se radi o gama ili rendgenskom zračenju. U upotrebi je i 100 puta manja veličina koja se naziva rem. Dakle, 1 Sv=100 rem.

2.4 Efektivna ekvivalentna doza

Godine 1978. Međunarodna komisija za zaštitu od zračenja ICRP uvodi novu veličinu koja je nazvana efektivna ekvivalentna doza H_e , koja je definisana relacijom:

$$H_e = \sum_i W_i H_i$$

Efektivna doza je uvedena kako bi se bliže opisao rizik od zračenja, odnosno kako data doza utiče na pojedine delove tela (tkiva). H_i predstavlja srednju ekvivalentnu dozu u tkivu i, iz čega možemo zaključiti da svako tkivo ima svoju ekvivalentnu dozu. W_i je težinski faktor, tj. faktor rizika za tkivo i. Izlaganje zračenju kao posledicu, pored odmah vidljivih učinaka, ima i takozvane 'zakasnele' učinke. Ovi poslednji se zajedničkim imenom nazivaju stohastički efekti. Oni podrazumevaju razna stanja koja su u krajnjoj instanci izazvana zračenjem- razne genetske promene, leukemija, karcinomi.. Za ove efekte ne postoji jasno definisan prag doze iznad kog se oni pojavljuju, za razliku od nestohastičkih(za koje postoji jasno definisana granica iznad koje se javljaju). Imajući ovo u vidu, W_i predstavlja udeo štetnosti stohastičkih efekata koji se dešavaju u tkivu, a u odnosu na celo telo [2].

Preporuke ICRP- Međunarodne komisije za zaštitu od zračenja za težinske faktore date su sa namerom da se nestohastički efekti spreče a stohastički ograniče na razuman nivo. Ako je ozračećeno celo telo, rizik od stohastičkih efekata(W_i) je jednak jedinici (100 %). Ovo upravo oslikava sledeća tabela.

Tabela 3. Težinski faktori W_i za pojedine delove tela (ICRP 1977.)

Deo tela	Težinski faktor
celo telo	1 (100%)
jajnik, testis	0.25 (25%)
koštana srž	0.12 (12%)
površina kostiju	0.03 (3%)
Štitnjača	0.03 (3%)
Grudi	0.15 (15%)
Pluća	0.12 (12%)
ostala tkiva	0.30 (30%)

Odavde vidimo da ukoliko su ozračeni samo pojedini delovi tela, oni mogu da prime veće doze nego ukoliko je ozračeno celo telo, tj manji je rizik za pojedine delove tela nego za celo telo, ako su primili istu dozu.

2.4.1 Somatska efektivna ekvivalentna doza H_{se}

Ukoliko prethodno izlaganje ograničimo samo na somatske efekte³, uvodi se veličina pod nazivom somatska efektivna ekvivalentna doza [2] H_{se} , koja se definiše:

$$H_{SE} = \sum_i W_{i,SE} H_{i,SE}$$

H_{se} na skladniji način opisuje somatske efekte, i njeni težinski faktori $W_{i,se}$ se razlikuju od onih za efektivnu ekvivalentnu dozu i dati su u sledećoj tabeli:

Tabela 4. Težinski faktori $W_{i,se}$ za pojedine delove tela

Tkivo ili organ	Težinski faktor - $W_{i,SE}$
Dojke	0.20
Crvena koštana srž	0.16
Pluća	0.16
Štitasta žlezda	0.04
Površina kostiju	0.04
Ostalo	0.40

Vrednosti težinskih faktora za ostale organe definisana je u ICRP Publikaciji 26, s razlikom što je njihova pojedinačna vrednost za pet najviše ozračenih organa 0.08.

Preporučene granice doza prikazane su u Tabeli 5

Tabela 5. Preporučene granice doza

Granice doza	Profesionalno izložena lica	Stanovništvo
Efektivna doza za celo telo	100 mSv za 5 godina prosečno 20 mSv/god pri čemu je dozvoljeno maksimalno 50 mSv u toku jedne godine u ovom periodu	1 mSv/god
Godišnji ekvivalent doze za:		
Očno sočivo	150 mSv	15 mSv
Kožu	500 mSv	50 mSv
Ekstremitete	500 mSv	-

³ Oni efekti koji se ispoljavaju na datoj jedinki a ne na njenom potomstvu

2.5 Kerma

U Međunarodnom sistemu jedinica SI radijaciona veličina ekspozicija zamenjena je veličinom ‘kerma u vazduhu’ (air kerma). Sam naziv Kerma potiče od skraćenice za Kinetic Energy Released per unit Mass-količina energije koja se oslobodi po jedinici mase [3]. Kerma je određena relacijom:

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm}$$

i predstavlja količnik zbira svih početnih kinetičkih energija ionizujućih čestica oslobođenih sekundarno ionizujućim nanelektrisanim česticama dE_{tr} u materijalu mase m.

Jedinica za kermu je grej Gy-1 Gy = 1 J/kg.

Ova dozimetrijska veličina, odnosi se na indirektno ionizujuće zračenje, odnosno predstavlja meru transfera energije indirektno ionizujućeg zračenja direktno ionizujućem zračenju. Povezana je sa absorbovanom dozom preko dvostepenog prenosa energije, odnosno:

- I-transfer energije direktno ionizujućem zračenju-kerma
- II-transfer energije direktno ionizujućeg zračenja medijumu - apsorbovana doza

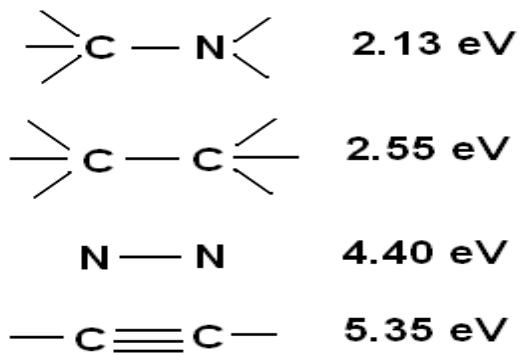
3 Dejstvo zračenja na molekularnom nivou

Bazični mehanizam putem kog zračenje interaguje sa materijalnom sredinom, bila ona organske ili neorganske prirode, je jonizacija. Kada se ionizujuće zračenje prostire kroz živu sredinu, nas primarno zanima koje su posledice po tu sredinu, dok nam je sredina zračenja u drugom planu. Kao produkt jonizacije, postoji verovatnoća da u kompleksnim organskim molekulima nastupe hemijske a potom i biološke promene koje kao rezultat mogu imati gubitak funkcije tog molekula, što opet, sa svoje strane, ima ogromne posledice na više članove hijerarhije organskih struktura.

Radiobiološki eksperimenti daju sledeći podatak-doza od 5Gy za viši organizam tipa sisara predstavlja letalnu dozu ako je ozračeno celo telo. Ako umesto celog tela, izlaganje ograničimo na deo nogu, reakcije će biti mnogo manja i uglavnom će biti ograničene na kožu. Pri dozi od 4 Sv doći će do crvenila kože uz moguć gubitak kose. Oba efekta će biti privremenog karaktera. S većim dozama dolazi do težih oštećenja kože. Veoma visoke doze mogu napraviti prave opekotine, koje sporo zaceljuju i mogu da se razviju u maligne oblike. [2] Nakon ozračenja od 25-30 Sv znakovi slabosti će se pojaviti nakon svega 5 minuta, a smrt će nastupiti unutar četiri do šest dana od ozračenja. Nakon ozračenja dozama od 70-90 Sv slabost se pojavljuje nakon 5 minuta, a smrt nastupa za jedan do dva dana. Nakon ozračenja od 170 Sv i više smrt nastupa unutar 24 sata od ozračenja.

Jednostavnim računom može da se dođe do činjenice da navedena doza povisi temperaturu tela nekog sisara za samo $1.2 \cdot 10^{-3}$ K. Ovaj podatak isključuje mogućnost da se uzroci štetnih efekata zračenja nalaze u termalnim efektima. Kao rezultat ovoga došlo se do zaključka da uzrok gore navedene štetnosti zračenja treba tražiti na molekularnom nivou [1].

Činjenica je da je kod lakih elemenata (koji većinski sačinjavaju organske strukture) prisutna kovalentna veza. Jačina ove veze varira, ali se kreće do maksimalno 10 eV (to je ujedno i energija disocijacije veze). Osim kovalentnih veza, u organskim molekulima prisutne su i vodonične veze. Putem ovih veza spojena su dva lanca DNK.



Slika 11. Neke od veza koje su zastupljene u organskim molekulim i energije disocijacije istih. One su takođe dosta slabije od kovalentnih i jačina im je 0.5 eV. Iz ovog se zaključuje da je potrebna vrlo mala količina energije da se raskinu pomenute veze, te da zračenje prolaskom kroz organsku materiju poseduje energiju da raskine orgroman broj ovih veza. Pri ovome dolazi do hemijskih promena na organskom molekulu, koje, potom, dovode do bioloških promena, od kojih neke mogu rezultovati prestankom funkcionisanja molekula odnosno ćelije.

3.1 Direktna interakcija zračenja i organskih molekula

Svaka ćelija sastoji se od određenog broja organskih molekula koji imaju svoju funkciju u kompleksnim hemijskim procesima koji ćeliju održavaju živom ili joj omogućavaju deobu. Procenjeno je da je broj molekula 10^8 u jednoj ćeliji, kao na primer u DNK molekulu dezoksiribonukleinske kiseline. Ovakav kompleksan molekul kada je izložen zračenju dobije određenu količinu energije, tj. bude pobuđen ili ionizovan. Čestica zračenja koja dođe do molekula zapravo reaguje sa jednim atomom tog molekula i ionizuje ga. Nakon deeksitacije, molekul se rešava viška energije, međutim energija pobude može da se prenese unutar molekula i da se deeksitacija desi na drugom mestu kidanjem jedne od ogromnog broja kovalentnih veza. Ova veza se ne mora prekinuti na mestu gde se interakcija odigrala, već na najslabijoj karici-mestu gde se nalazi najslabija veza. Dakle, energija koja nije dovoljna za ionizaciju ipak može izazvati cepanje molekula na dva dela.

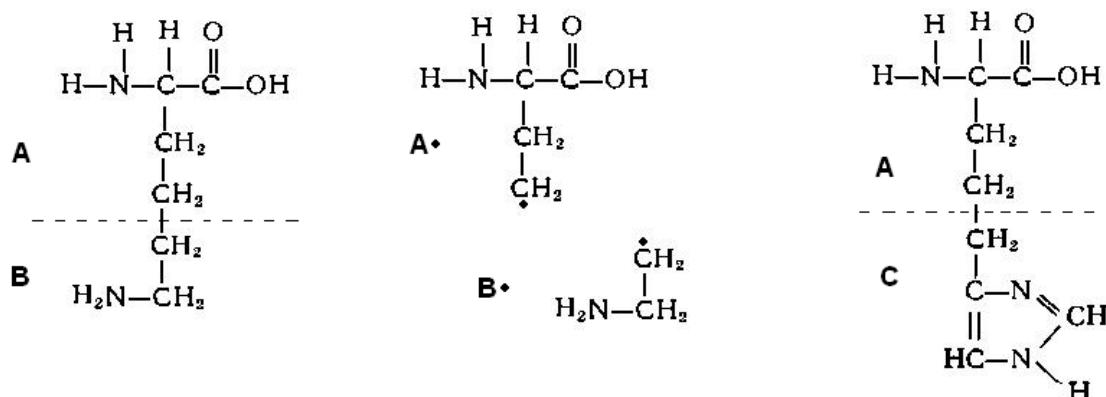
Kada se desi ovo cepanje molekula na dva fragmenta, svaki od njih poneće sa sobom jedan iz zajedničkog elektronskog para [1]. Ovako se dobijaju sloboni radikalni koji poseduju jedan nespareni elektron ali su elektroneutralni. Oni

imaju izuzetno visok afinitet za stupanje u različite hemijske reakcije baš zbog tog nesparenog elektrona.

Neka se molekul sastoji iz dva dela spojena kovalentnom vezom. Neka su delovi molekula A i B, a tačkice iza simbola predstavljaju nesparene elektrone.



Na slici 2. je prikazana interakcija molekula aminokiseline L-lizina sa zračenjem pri kojoj dolazi do kidanja jedne kovalentne veza između dve CH_2 grupe i nastajanje dva slobodna radikala.



Slika 2. Šematski prikaz hemijskog procesa koji se usled dejstva zračenja odvija na molekulima aminokiselina

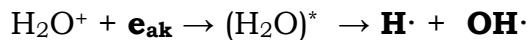
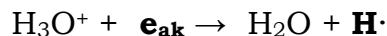
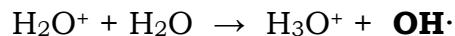
Slobodni radikali mogu da stupe u različite hemijske reakcije. Jedna mogućnost je da se stvori zajednički elektronski par kada se udruži sa nesparenim elektronom nekog drugog slobodnog radikala:



Ovako nastaje potpuno novi molekul koji može u hemijskom smislu mnogo da se razlikuje od molekula od kog potiču slobodni radikali. Kada se to desi molekul više ne može da vrši svoju funkciju u ćeliji što može da izazove smrt ćelije ili nemogućnost njene deobe.

3.2 Radioliza vode i uticaj na DNK molekul

Svaka ćelija sadrži oko 90% vode u svom sastavu i kada zračenje prolazi kroz tkiva nekog organizma, najveći deo svoje energije će predati baš molekulima vode. Začenje iz molekula vode udalji jedan elektron i dobije se jon H_2O^+ . Ovaj jon može da stupi u nekoliko procesa:



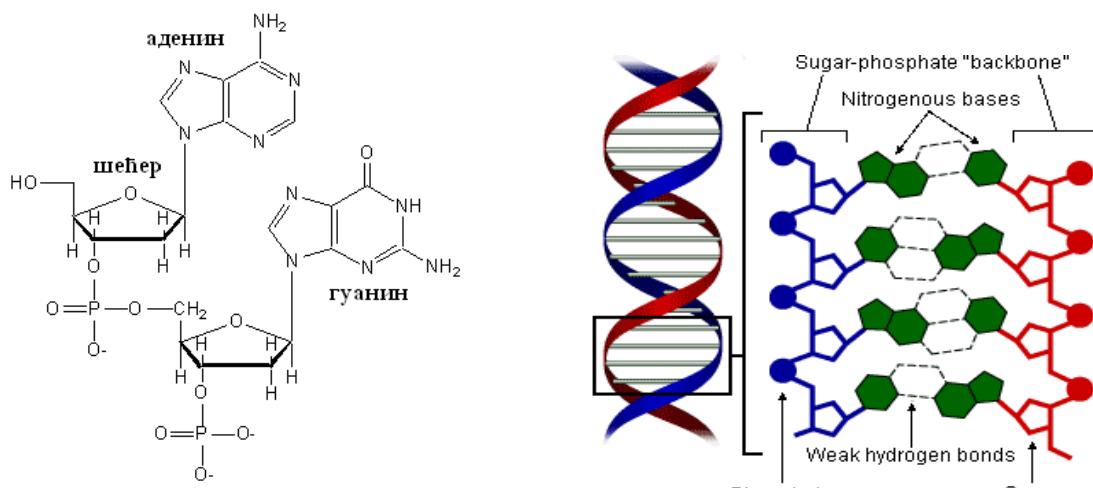
Rezultat svih ovih procesa jesu slobodni radikali $H\cdot$ i $OH\cdot$ koji imaju po jedan nespareni elektron i samim tim oseduju veliki afinitet za stupanje u reakcije. Radikali u vodi imaju srednji život od 1 μs . Oni u daljim reakcijama stvaraju **HO_2 , H_2O_2 i O** – vodonik-peroksid i nascentni kiseonik. Pomenuti radikali se transportuju dufuzijom sa mesta veće na mesto manje koncentracije. Solidni tumori imaju tendenciju da budu slabo prokrvljeni što znači da su manje snabdeveni kiseonikom i onda se tkivo ponaša kao radiorezistentno, što predstavlja najznačajniji problem u radioterapiji. U Tabeli 6 je prikazana podela tkiva prema osetljivosti na ionizujuće zračenje.

Tabela 6. Klasifikacija tkiva prema osetljivosti na zračenje

Radiosenzitivna	Limfoblasti, limfociti, crvena koštana srž, epitel želuca i creva, oplodne ćelije testisa i ovarijuma, limfnici čvorovi, timus
Relativno radiorezistentna	Epitel kože, koren kose i dlaka, znojne i lojne žlezde, endotel krvnih sudova, štitasta žlezda, pljuvačne žlezde, serozne opne, konjuktive, kornea i očno sočivo, kosti i hrskavica u rastu, kolagen i elastično tkivo.
Radiorezistentna	Hipofiza, parotidna žlezda, pankreas, nadbubrežne žlezde, zrela kost i hrskavica, mišićno i nervno tkivo.

Molekul DNK sastoji se od dva spiralna niza. Pri deobi ćelije ovi nizovi se razdvajaju i u narednim fazama života lanac se replicira i dobijaju se dve identične ćelije. U strukturi lanca DNK zapisane su sve informacije o načinu sinteze organskih molekula neophodnih za funkcionisanje ćelije. Ako se DNK molekul ošteti dolazi do gubitka informacija o sintezi nekoz bitnog organskog jedinjenja što dovodi do smrti ćelije ili prestanka njene deobe. Zbog ovoga je DNK molekul najosetljiviji deo ćelije.

Elementarna struktorna jedinica lanca DNK jesu nukleotidi koji predstavljaju organska jedinjenja koja u sebi sadrže molekul šećera dezoksiribozu, fosfornu kiselinu i azotne baze-ciklična jedinjenja azota i ugljenika za koje su vezane još neke vodonične i kiseonične grupe. Fosforna kiselina i šećer formiraju kičmu DNK molekula a baze su bočno vezane sa prvim ugljenikovim atomom u molekulu šećera. Postoje četiri osnovne baze i to su timin, guanin, adenin i citozin. Raspored po kome se ove baze redaju u sebi nosi zapis o naslednim osobinama. Pomenuti nizovi koji čine kičmu molekula su povezani preko ovih baza, vodoničnim vezama. Veza se ostvaruje isključivo između guanina i citozina ,timina i adenina. Na slici 3 je šematski je prikazana dvostruka spiralna molekula DNK.



Slika 3. Šematski prikaz jednog dela DNK
dvostrukog lanca DNK kao i

Oštećenja DNK lanca do kojih dolazi usled dejstva slobodnih radikala su: oštećenje baze, prekid jednog lanca i prekid oba lanca. Oštećenje baze predstavlja hemijsku promenu, od kojih se najveći broj svodi se na kidanje jedne od dvostukih veza u prstenu baze. Ovim nastaju dva elektrona za koje se vežu radikali. Piramidinske baze timin i citozin osetljivije na dejstvo zračenja. Spomenute promene ne moraju izazvati smrt ćelije ali dolazi do

oštećenja genetskog koda zapisanog u lancu DNK i to može izazvati genetske mutacije. Prekid jednog lanca DNK može dovesti do kidanja vodoničnih veza jer molekul vode ulazi između dva lanca [1]. Kidanje jednog od lanaca ćelija može da preživi u određenim uslovima. Dvostruki prekid DNK lanca je daleko ozbiljnije oštećenje od kog ćelija ne može da se oporavi. Posledice trajnog oštećenja oba lanca DNK mogu da budu različite. Ćelija može izgubiti mogućnost deobe ili da prestane da se sintetiše neki protein ili enzim neophodan za vitalne funkcije ćelije. Ovakva ćelija prestaje da živi.

4 Mere zaštite

Određeni medicinski tretmani uključuju upotrebu radioaktivnih izvora zračenja. To zračenje, sem na pacijenta, deluje i na druge osobe koje se nalaze u (neposrednoj) blizini. Da bi se omogućilo bezbedno rukovanje u skladu sa karakteristikama i načinom korišćenja posmatranog izvora zračenja i namenom susednih prostorija potrebno je primeniti odgovarajuće zaštitne mere. One imaju za cilj da efekte ionizujućeg zračenja ograniče na fizičke dimenzije prostorije u kojoj se nalazi sam izvor sa zračenjem u što većem mogućem stepenu. Na ovaj način se smanjuje izlaganje štetnom dejstvu ionizujućeg zračenja profesionalno izloženih lica, ostalih zaposlenih radnika i stanovništva na zakonom definisan prihvatljiv nivo.

Koncept maksimalne dozvoljene doze MPD [4], odnosno maksimalnog doznog ekvivalenta koje data osoba može da primi u određenom vremenskom periodu se koristi kao osnova i cilj za koje se projektovanje zaštite vrši.

Tabela 7. Maksimalni dozvoljeni ekvivalent doze MPD [4]

	Weekly Dose ^b	Maximum Calendar Quarter Dose	Maximum Yearly Dose	Maximum Accumulated Dose ^c
	rem ^d	rem ^d	rem ^d	rem ^d
Controlled Areas				
Whole body, gonads, red bone marrow, lens of eye	0.1	3	5	5 (N-18) ^e
Skin of whole body	—	—	15	—
Hands	—	25	75	—
Forearms	—	10	30	—
Non-controlled Areas	0.01	—	0.5	—

Vrednosti navedene u ovoj tabeli su takve da je verovatnoća štetnih efekata smanjena na minimum i smatra se prihvatljivim rizikom.

Kontrolisana zona predstavlja zonu u kojoj je zabranjen pristup licima koja nisu zaposlena, odnosno nisu profesionalno izložena lica. U kontrolisanu zonu obično spadaju prostorija u kojoj je izvor zračenja, kontrolna soba i ostale prostorije koje imaju preduslov da su pristup, zadržavanje i radni uslovi kontrolisani u svrsi zaštite od zračenja. NCRP⁴ protokol nalaže da cilj zaštitne

⁴ National Council on Radiation Protection

barijere za kontrolisane zone bude napravljen tako da nedeljna primljena doza (kerma u vayduhu) P, bude 0,1 mGy što korespondira godišnjoj dozi od 5mGy.[3]

Nadgledana zona je radijaciona zona koja nije označena kao kontrolisana zona i u kojoj se ne zahteva primena specijalnih zaštitnih mera i poštovanje specijalnih sigurnosnih procedura, iako su uslovi profesionalnog izlaganja ionizujućem zračenju kontrolisani. Nekontrolisana zona obuhvata ostale prostorije u sklopu ustanove sa izvorom zračenja- čekaonica, lekarska ordinacija, itd. U ovoj zoni je dozvoljen pristup svim licima. Cilj zaštitnih barijera u ovoj zoni nedeljna doza,P bude 0,02 mGy, što odgovara godišnjoj dozi od 1 mGy.To je ujedno i fon-doza primljena od prirodnog zračenja [3]. U ovom radu, kao i u NCRP se smatra da su sve zone nadzirane zone, dakle da godišnja doza bude 1 mGy.

Cilj konstrukcije i projektovanja zaštitnih barijera jeste da se nedeljna doza svede na onu koja je propisana za profesionalno izložena lica i stanovništvo (5 i 1 Gy/god). Ciljevi su naravno različiti za kontrolisane i nadzirane zone. [3]

4.1 Principi zaštite od zračenja

4.1.1 ALARA princip

Fundamentalni princip zaštite od zračenja je ALARA (As Low As Reasonably Achievable) [5]. Ovaj princip se odnosi na to da se izlaganje ionizujućem zračenju svede na što niži mogući nivo, koliko je to tehnički i finansijski izvodljivo. Da bi se utvrdilo da li je moguće 'razumno' smanjiti dozu zračenja potrebno je analizirati prednost dobijene takvim smanjenjem i povećanje troškova koje to smanjenje sa sobom nosi. ALARA princip govori da ne postoji donji prag doze zračenja i da rizik od posledica zračenja raste linearno sa primljenom dozom. Dakle izlaganje zračenju treba smanjiti na što niži nivo, čak i ispod dozvoljene doze, i uvek treba vršiti procenu rizika izlaganja ionizujućem zračenju.Ovaj princip nalaže tri osnovna načina zaštite [5] od zračenja, a to su:

- Udaljenost
- Vreme
- Korišćenje apsorbera

4.1.1.1 *Udaljenost*

Budući da intenzitet zračenja opada sa kvadratom udaljenosti od izvora, udaljenost se može koristiti kao vid zaštite od zračenja. Iako neretko udaljenost nije dovoljna da bi se doza smanjila na dozvoljenu vrednost, doprinosi tome da je potrebna manja debljina zaštitne barijere.

4.1.1.2 *Vreme*

Ako se vreme rada sa izvorom skrati, može se primiti vrlo mala doza, iako je intenzitet zračenja prevelik da bi se sa tim izvorom moglo raditi normalno radno vreme. Iz ovog razloga je dopustivo raditi u prostoru gde je brzina doze 100 puta veća od maksimalno dozvoljene doze za kontinuirani rad, ukoliko se radno vreme skrati kod te brzine doze na stoti deo od 40 radnih sati, dakle na nešto manje od pola sata.

4.1.1.3 *Apsorber*

U zavisnosti od toga da li se radi o zaštiti od nanelektrisanih (postoji interakcija sa materijom) ili nenelektrisanih (koje imaju znatnu dubinu prodiranja) čestica postoji dve vrste različitih debljina apsorbera. Treba nastojati koristiti istovremeno koristiti sve te faktore, no često treba naći razuman komprom

4.2 *Zakonska regulativa*

Zakon o zaštiti od jonizujućih zračenja („Sl. glasnik RS“ 36/2009 i 93/2012) sa pratećim pravilnicima (Pravilnik o primeni izvora jonizujućih zračenja u medicini "Sl. glasnik RS", br. 1/2012; Pravilnik o granicama izlaganja jonizujućim zračenjima i merenjima radi procene nivoa izlaganja jonizujućim zračenjima "Sl. glasnik RS", br. 86/2011 i Pravilnik o evidenciji o izvorima jonizujućih zračenja, profesionalno izloženim licima, o izloženosti pacijenata jonizujućim zračenjima i radioaktivnom otpadu "Sl. glasnik RS", br. 97/2011) propisuje mere zaštite života i zdravlja ljudi i zaštite životne sredine od štetnog

dejstva ionizujućih zračenja i uređuje uslove za obavljanje delatnosti sa izvorima ionizujućih zračenja koji se koriste u medicini.

Član 6 Pravilnika o granicama izlaganja ionizujućim zračenjima i merenjima radi procene nivoa izlaganja ionizujućim zračenjima "Sl. glasnik RS", br. 86/2011, govori o granicama doze koje mogu primiti profesionalno izlozena lica, kao i opšte stanovništvo, klasifikaciji rizika, itd.:

"Radijacioni rizik za celo telo ili pojedine organe određuje se preko efektivne doze ili tkivnih ekvivalenta doze i odgovarajućih koeficijenata verovatnoće usvojenih od strane Međunarodnog komiteta za zaštitu od zračenja: Preporuke 2007 Međunarodne komisije za zaštitu od zračenja, Publikacija broj 103 (The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection, ICRP Publication 103). Za potrebe ocene radijacione sigurnosti profesionalno izloženih lica, rizik se opisno klasificuje na sledeći način:

1. velik - procenjena godišnja efektivna doza veća od 20 mSv;
2. uvećan - procenjena godišnja efektivna doza veća od 6 mSv;
3. umeren - procenjena godišnja efektivna doza veća od 1 mSv i
4. zanemarljiv - procenjena godišnja efektivna doza manja ili jednaka 1 mSv.

Efektivna doza profesionalno izloženih lica je:

1. veoma visoka, ukoliko je veća od 50 mSv za godinu dana;
2. visoka, ukoliko je veća od 20 mSv za godinu dana;
3. uvećana, ukoliko je veća od 6 mSv za godinu dana;
4. niska, ukoliko je manja ili jednaka 6 mSv za godinu dana;
5. veoma niska, ukoliko je manja ili jednaka 2 mSv za godinu dana;
6. zanemarljiva, ukoliko je manja ili jednaka 1 mSv za godinu dana.

Efektivna doza stanovništva je:

1. uvećana, ukoliko je veća od 1 mSv za godinu dana;
2. niska, ukoliko je veća od 0,3 mSv za godinu dana;
3. veoma niska, ukoliko je manja ili jednaka 0,03 mSv za godinu dana;
4. zanemarljiva, ukoliko je manja ili jednaka 0,01 mSv za godinu dana"

5 Brahiterapija

5.1 Fizički i klinički aspekti

Brahiterapija (ponekad se naziva kiriterapija ili endokiri terapija) je termin koji se koristi za opis tretmana kancera na malim udaljenostima sa zračenjem pomoću malih, enkapsuliranih radionuklidskih izvora. Ovaj tretman se sprovodi stavljanjem izvora direktno na ili blizu zapremine koja se tretira. Doza se potom daje kontinualno ili u toku kratkog vremenskog interval (privremeni implanti) ili dok izvor ne doživi potpuni raspad (trajni implanti). Najčešće, brahioterapijski izvori emituju fotone, međutim, u nekim specijalnim situacijama koriste se β ili neutron emitujući izvori. Postoje dva glavna tipa brahioterapijskog tretmana:

- intrakavitarni, u kojem se izvor smešta u telesne šupljine blizu zapremine tumora
- intersticijalni, u kojem se izvori implantiraju unutar zapremine tumora

Intrakavitarni tretmani su uvek privremeni, kratkotrajni, dok intersticijalni tretmani mogu biti privremeni ili trajni. Privremeni implanti se ubacuju pomoću manualne ili daljinske aplikacije. Ostali, manje uobičajeni oblici brahiterapijskih tretmana uključuju intraoperativne i intravaskularne aplikacije izvora za ove koje se koriste ili γ ili β emitujući izvori.

Fizička prednost brahiterapijskih tretmana u poređenju sa radioterapijom eksternim snopovima predstavlja poboljšana lokalizacija uručenja doze zapremini mete. Nedostatak je što se brahiterapija može koristiti u slučajevima kada je tumor dobro lokalizovan i relativno mali. [6] U tipičnoj radioterapijskoj ustanovi oko 10-20% svih radioterapijskih pacijenata tretira se brahiterapijom.

Pri brahiterapijskom tretmanu mora se voditi računa o načinu na koji su izvori pozicionirani u pacijentu u odnosu na zapreminu koja se tretira. Za ove potrebe je razvijeno nekoliko različitih modela u poslednjih nekoliko decenija. Korišćenje uniformnih modela i metoda u brahiterapiji pojednostavljuje poređenje rezultata tretmana.

Tipičan tretman u kojem se može koristiti model je tretman raka grlića materice, u kojem se doza daje specifičnoj tački A, ili tretmani sa malom brzinom doze (LDR- Low Dose Rate) tumora glave i vrata pomoću Ir-192. Kod drugog slučaja Paris model⁵ omogućava kalkulacije doze i vremena tretmana.

⁵ Model proračunavanja isporučene doze i vremena u brahiterapijskom tretmanu

Kod tretmana gde se koriste tehnike za optimatizaciju doze, vreme tretmana zavisi od toga kako su izvori pozicionirani u odnosu na tačke proračuna doze i jačinu izvora.

Značajni aspekti za bilo koji brahiterapijski tretman su:

- Korišćenje pogodnog dozimetrijskog modela za kalkulaciju vremena i doze tretmana
- Korišćenje kalibriranih izvora

Sa aspekta radiobiologije, predavanje doze brahiterapijom može rezultovati efektima kompleksne brzine doze koja može uticati na ishod terapije. Kontinualno davanje doze može uticati na popravke subletalne i potencijalno letalne štete, ćelijsku deobu i ostale funkcije ćelije, što sve može da modifikuje reakciju tumora i normalnih tkiva na zračenje.

U Tabelama 8-11 prikazan je pregled brahiterapijskih tretmana [6] u zavisnosti od tipa implanta, trajanja implanta, metode aplikacije implanta i brzine doze.

Tabela 8. Opis pozicioniranja implanta zavisno od njegovog tipa

Tip implanta	Opis (gde su smešteni izvori)
Intrakavitarni	Unutar telesnih šupljina
Intersticijalni	Unutar zapremine tumora
Površinski	Iznad tretiranog tkiva
Intrauminalni	Unutar lumena(cevaste strukture)
Intraoperativni	Umetnuti tokom operacije
Intravaskularni	Unutar vena i arterija

Tabela 9. Opis isporuke doze u zavisnosti od trajanja isporuke doze

Tip implanta	Opis
Privremen	Doza je isporućena u kratkom vremenskom intervalu, i po isteku istog se izvori vade
Trajni	Doya se isporučuje tokom celog vremena života izvora

Tabela 10. Opis tretmana u zavisnosti od brzine isporuke doze

Brzina doze	Numerička vrednost brzine doze na specifičnim tačkama
Niska brzina doze LDR	Između 0.4 i 2 Gy/h
Srednja brzina doze MDR	Između 2 i 12 gy/h
Visoka brzina doze HDR	Preko 12 gy/h

- Definicije su u skladu sa ICRU. U praksi, HDR tretmani se obavljaju sa značajno većom dozom od donjeg limita od 12 gY/h
- MDR je retko u upotrebi, zbog slabih rezultata u poređenju sa LDR i HDR

Tabela 11. Opis metoda ubacivanja izvora

Metod ubacivanja izvora	Opis
'Vruće' ubacivanje	Aplikator je prethodno ubaćen i sadrži radioaktivni izvor za vreme inkorporacije u pacijenta
Naknadno ubacivanje	Aplikator se prvo postavlja u ciljanu metu a izvori se naknadno ubacuju, bilo ručno ili od strane mašine

Postoje tri vrste brahiterapijskih tretmana: LDR, MDR i HDR. U većini institucija gde se vrše brahiterapijski tretmani, najzastupljeniji je HDR tretman.

5.2 Karakteristike fotonskih izvora

Brahiterapijski izvori su uglavnom enkapsulirani; kapsula ima više namena:

- sadrži radioaktivnost
- omogućava nepokretnost izvora
- apsorbuje α i β, za foton emitujuće izvore, β zračenje proizvedeno u raspadu izvora

Korisni fluks zračenja iz brahiterapijskog izvora sastoji se od:

- γ zraka, koji sačinjavaju najznačajniju komponentu emitovanog zračenja
- karakteristične X zrake emitovane incidentno preko elektronskog zahvata ili interne konverzije koja se odvija u izvoru
- karakteristične X zrake i bremsstrahlung koji potiče iz kapsule izvora

Izbor odgovarajućeg foton emitujućeg radionuklida za specifični brahiterapijski tretman zavisi od nekoliko relevantnih fizičkih i dozimetrijskih karakteristika, od kojih su najznačajnije:

- Energije fotona i prodiranje fotonskog snopa u tkivo i zaštitni material
- Period poluraspada
- Debljina polusloja (HVL) u zaštitnim materijalima kao što je olovo
- Specifična aktivnost
- Jačina izvora
- Opadanje doze po zakonu inverznog kvadrata sa rastojanjem od izvora (ovo je dominantni dozimetrijski efekat, zbog veoma malih rastojanja koje se koriste u brahiterapiji)

Energija fotona utiče na prodiranje u tkivo kao i na različitu potrebu za zaštitom od zračenja. Distribucija doze u tkivu, unutar kratkih rastojanja od interesa, ne zavisi mnogo od rasejanja fotona kada su energije fotona iznad 300 keV. Razlog ovome je što se atenuacija od strane tkiva kompenzuje nagomilavanjem doze rasejanjem (scatter buildup of the dose). Međutim, atenuacija tkiva je veoma značajna za fotone niskih energija reda 30 keV i manje.

HVL potreban za zaštitu od fotona visoke energije iz brahiterapijskih izvora je nekoliko milimetara olova. Za fotone niskih energija potrebna debljina je mnogo manja, obično manja od 0,1 mm olova.

5.3 Fizičke karakteristike izvora

Kroz istoriju se koristilo desetak radionuklida kao izvori za brahiterapiju, ali je danas u upotrebi samo šest, dok se ostalih nekoliko koristi u specijalnim slučajevima. Idealni brahiterapijski izvor [7] treba da poseduje sledeće osobine:

- Da bude čist gama emitter (beta i alfa emiteri imaju suviše kratak domet i isporučuju veliku dozu okolnim tkivima)

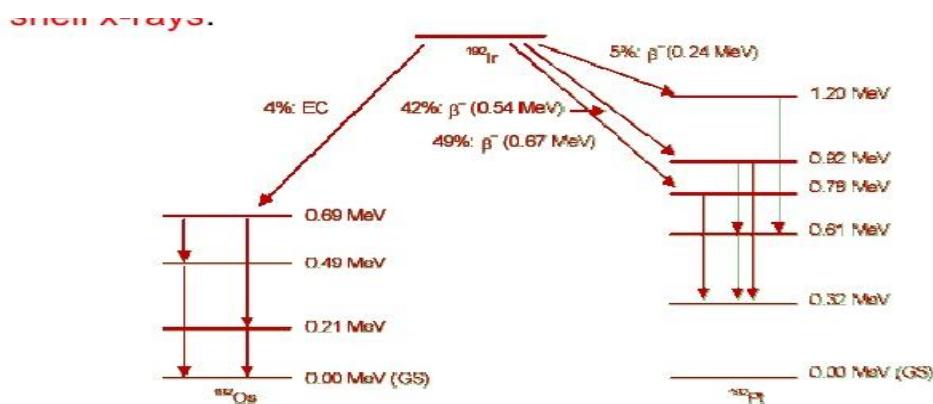
- Da je srednje gama energije (dovoljno visoke da meti isporučuju homogeno raspoređenu dozu, a opet dovoljno niske da izbegnu ozračivanje normalnih tkiva i smanje potrebu za zaštitom)
- Da ima visoku specifičnu aktivnost⁶

Neke fizičke karakteristike uobičajenih brahiterapijskih izvora prikazane su u tabeli 12. [6].

Tabela 12. Karakteristike izvora u brahiterapiji

Isotope	Average ^(a) photon energy (MeV)	Half-life	HVL in lead (mm)	$\Gamma_{AKR}^{(b,d)}$ $\left(\frac{\mu\text{Gy} \cdot \text{m}^2}{\text{GBq} \cdot \text{h}} \right)$	$\Lambda^{(c,d)}$ $\left(\frac{\text{cGy} \cdot \text{h}^{-1}}{\text{cGy} \cdot \text{cm}^2 \cdot \text{h}^{-1}} \right)$
Co-60	1.25	5.26 yr	11	309	1.11
Cs-137	0.66	30 yr	6.5	77.3	1.11
Au-198	0.41	2.7 d	2.5	56.2	1.13
Ir-192	0.38	73.8 d	3	108	1.12
I-125	0.028	60 d	0.02	-	-
Pd-103	0.021	17 d	0.01	-	-

Kao HDR brahiterapijski izvor najčešće se koristi Iridijum-192 (¹⁹²Ir). Šema raspada ¹⁹²Ir je prikazana na Slici 4.



Slika 4. Šema raspada ¹⁹²Ir

Iz šeme raspada se vidi da se ¹⁹²Ir raspada 4.7% elektronskim zahvatom i 95.3% β- raspadom, uz emisiju gama fotona i K- i L- zraka.

⁶ Aktivnost jedinice mase materijala

Osobine Iridijuma-192 zbog kojih se on nalazi u širokoj upotrebi su [7]:

- Dostupan je u više različitih formi
- Najvažniji izvor za HDR tretmane
- Srednji period poluraspada (75 dana)- potrebna je korekcija na raspad za svaki tretman
- Potrebno je menjanje izvora svaka 3-4 meseca da bi se održala efektivna aktivnost, samim tim i prihvatljivo vreme trajanja tretmana
- Visoka specifična aktivnost- dakle čak i izvori sa visokom sktivnošću mogu biti minijaturni sto je neophodno za primenu u HDR tretmanima
- Lakši je za zaštiti se od gama zračenja Ir-192 nego od gama koje emituje Cs-137, a koji je jedan od izotopa koji se koriste u brahiterapiji (efektivna enegija Ir-192 je oko 350 keV dok je ista kod Cs-137 660keV)

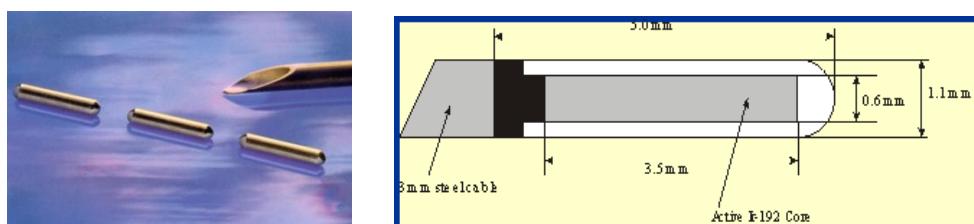
5.4 Mehaničke karakteristike izvora

Brahiterapijski fotonski izvori su dostupni u nekoliko formi (igle, cevi, zrna, žice, tableta), ali se uglavnom koriste kao zatvoreni izvori. Uglavnom su dvostruko enkapsulirani kako bi se omogućila adekvatna zaštita od α i β zračenja emitovanog iz izvora i kako bi se spremilo curenje radioaktivnog materijala.

- Cs- 137 dostupan je u nekoliko formi, kao što su igle, cevi i tablete
- Ir-192 dostupan je u obliku žice, radioaktivno jezgro je od iridijum-platina legure sa spoljašnjim omotačem od 0,1 mm debele platine. Dostupan je i u obliku zrna, dvostruko enkapsuliran sa spoljsnjim omotačem od nerđajućeg čelika.
- I-125, Pd-103 i Au-198 izvori su dostupni jedino u obliku zrna. Obično se ubacuju u zapreminu tumora pomoću specijalnih "pištolja"

Co-60 izvori su dostupni u vidu tablete sa tipičnom aktivnosti od 18,5 GBq (0,5 Ci) po tableti.

Na Slici 5 je prikazan izgled i specifikacija zrnastog izvora ^{192}Ir .



Slika 5. Izgled i specifikacije zrnastog izvora ^{192}Ir [8]

5.5 Dozne specifikacije i izveštaji

Propisivanje tretmanske doze i izveštaj isporučene doze pri brahiterapijskom tretmanu preporučene su od strane ICRU⁷ u dva odvojena izveštaja.

Za ginekološlu brahiterapiju koristi se izveštaj ICRU Report No.38 :

- Opis tehnike (izvor, aplikator);
- Ukupna referentna brzina vazdušne kerme
- Vreme doznog oblika
- Opis referentnog volumena
- Doza u referentnoj tački (bešika, rektum, karličnog zida).

Za intersticijalni tretman koristi se izveštaj ICRU Report No.58 :

- Opis kliničkog volumena mete
- Izvore, tehniku i vreme implanta
- Ukupnu referentnu vazdušnu kermu.
- Opis doze: propis tačka/površina, propis doze, referentna doza u centru ravni, srednja centralna doza i periferna doza
- Opis visokog i niskog doznog regionalnog i ravnotežni dozni propis
- Dozno-voluminozni histogram (DVH).

5.6 Dozna distribucija oko izvora

Dozne kalkulacije su podeljene u dve kategorije:

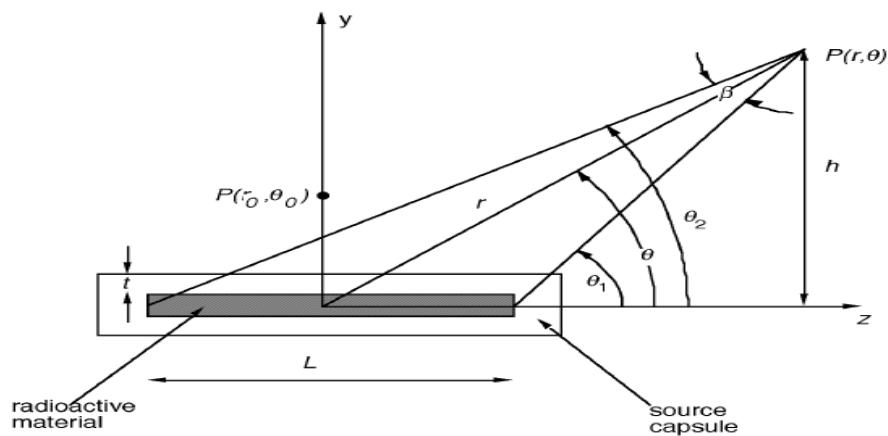
- Prva kategorija predstavlja AAPM TG 43 formalizam, koji se može smatrati kao najkompletniji formalizam koji je dostupan danas.
- Druga kategorija se može upotrebiti za brzu verifikaciju plana tretmana

Za određivanje dozne distribucije oko brahiterapijskog izvora koristiće se dozna kalkulacija samo za fotonski izvor.

5.6.1 AAPM 43 algoritam

1995. godine AAPM uveden je u TG 43 formalizam dozne kalkulacije kako bi uspostavio 2-D doznu distribuciju oko cilindrično simetričnog izvora. Ovde se

⁷ Akronim od 'The International Commission on Radiation Units and Measurements'



slika 6. Izvor u polarnom koordinatnom sistemu

dozna distribucija može predstaviti preko polarnog kooordinatnog sistema , gde je r-rastojanje od centra izvora do P tačke-pogledati sliku 6.

Brzina doze u tački od interesa P [6] u vodi se pise kao:

$$\dot{D}(r, \theta) = S_k \Lambda \frac{G(r, \theta)}{G(r_0, \theta_0)} g(r) F(r, \theta)$$

Gde je:

r – rastojanje od centra izvora do tačke od interesa (cm)

θ – ugao kao na slici

S_k – vazdušna kerma

Λ – konstanta brzine doze u vodi

$G(r, \theta)$ – geometrijska funkcija; $g(r)$ – radijalna funkcija doze

$F(r, \theta)$ – funkcija anizotropije

Konstanta brzine doze je definisana:

$$\Lambda = \frac{D(r_0, \theta_0)}{S_k} [cGyh^{-1}U^{-1}]$$

5.6.2 Kalkulacijski metodi za tačkasti izvor

Za izvor koji emituje fotone sa energijama jednakim ili većim od onih koje emituje ^{192}Ir , odnos $(\dot{K}_{\text{air}})_{\text{wat}} / (\dot{K}_{\text{air}})_{\text{air}}$ je slabo zavisna funkcija od rastojanja može se predstaviti polinomom trećeg ili četvrtog stepena M(d)-Majsbergerovim polinomom, kao:

$$(\dot{K}_{\text{air}}(d))_{\text{wat}} = (\dot{K}_{\text{air}}(d))_{\text{air}} M(d)$$

Brzina vodene kerme u vodi je povezana sa brzinom vazdušne kerme u vodi i masenim energetskom transferom:

$$(\dot{K}_{\text{wat}})_{\text{wat}} = (\dot{K}_{\text{air}})_{\text{wat}} \left(\frac{\mu_{\text{tr}}}{\rho} \right)_{\text{air}}^{\text{wat}}$$

Brzina apsorbovane doze na distanci d između izvora i tačke od interesa je data sa:

$$\dot{D}_{\text{wat}} = (\dot{K}_{\text{wat}})_{\text{wat}} (1 - g)$$

Gde je g radijativna frakcija(deo koji otpada na zakočno zračenje). Ova frakcija se često zanemaruje jer radionuklidi koji se koriste u brahiterapiji imaju malu vrednost (manju od 0,3%).

$$\dot{D}_{\text{wat}}(d) = (\dot{K}_{\text{air}})_{\text{air}} M(d) \left(\frac{\mu_{\text{tr}}}{\rho} \right)_{\text{air}}^{\text{wat}} (1 - g)$$

$$(\dot{K}_{\text{air}}(d))_{\text{air}} = (\dot{K}_{\text{air}}(d_{\text{ref}}))_{\text{air}} \left(\frac{d_{\text{ref}}}{d} \right)^2$$

$$\dot{D}_{\text{wat}}(d) = (\dot{K}_{\text{air}}(d_{\text{ref}}))_{\text{air}} M(d) \left(\frac{\mu_{\text{tr}}}{\rho} \right)_{\text{air}}^{\text{wat}} (1 - g) \left(\frac{d_{\text{ref}}}{d} \right)^2$$

Ako na rastojanju od $d=1\text{cm}$ od izvora prepostavimo da $g = 0$ i $M(d) = 1$, brzinu doze možemo aproksimirati ovim izrazom:

$$\dot{D}(d) \approx (\dot{K}_{\text{air}}(d_{\text{ref}}))_{\text{air}} \cdot 1,1 \cdot \left(\frac{1}{0,01} \right)^2$$

5.6.3 Linearni izvori

Za računanje dozne distribucije, smatra se da se linearni izvori sastoje od konstantnog broja tačkastih izvora, pri čemu svaki doprinosi ukupnoj dozi u nekoj tački od interesa. Posmatraju se dve situacije: nefiltrirani linijski izvori i filtrirani linijski izvori.

5.6.3.1 Nefiltrirani linijski izvori u vazduhu

Nefiltrirani linijski izvori predstavljaju one linijske izvore koji nisu enkapsulirani, te nema atenuacije elektrona i drugih neželjenih komponenti zračenja koje emituje ^{192}Ir .

Nivo kerme je dat jednačinom:

$$(\dot{K}_{air})_{air} = \frac{A\Gamma_{AKR}}{Lh} (\theta_2 - \theta_1)$$

A – ukupna aktivnost linijskog izvora

L – dužina linijskog izvora h – normalno rastojanje između tačke P i izvora i uglova θ_1 i θ_2 (slika) koji su integralne granice.Uglovi se daju u radijanima.

Γ_{AKR} -gama konstanta datog izvora

5.6.3.2 Filtrirani linijski izvori

Ovi izvori nalaze se u kapsuli koja filtrira neželjene komponente zračenja.Kerma u vazduhu je data preko jednačine:

$$(\dot{K}_{air})_{air} = \frac{A\Gamma_{AKR}}{Lh} \int_0^{\theta_2} e^{-\mu t/\cos\theta} d\theta - \int_0^{\theta_1} e^{-\mu t/\cos\theta} d\theta$$

$\int_0^\theta e^{-\mu t/\cos\theta} d\theta$ - Sivertov integral za računanje atenuacije fotona u kapsuli

t – debljina kapsule

μ – atenuacioni koeficijent za fotone u kapsuli

Sivertov integral je dat u tabelama, ali se može rešiti i korišćenjem numeričkog metoda. Za uglove $\theta < 0,35$ radijana (20^0) može se koristiti sledeća aproksimacija

$$\int_0^\theta e^{-\mu t / \cos \theta} d\theta = \theta e^{-\mu t}$$

5.7 Metode računanja doze

5.7.1 Manuelno računanje doze

5.7.1.1 Manualna sumacija doza

Kao prva aproksimacija, svaki izvor se pretpostavlja kao tačkasti izvor ako je rastojanje između tačke u kojoj se određuje doza i centra izvora najmanje dva puta dužine aktivnog izvora. Ukupna doza u bilo kojoj tački je jednaka sumi svakog pojedinačnog izvora. Za zrnaste izvore (dužine oko 3mm) ova aproksimacija je dobra unutar 5% na rastojanjima većim od 5mm [6]. Kod linearnih izvora (dužine 2mm) koriste se tabele za računanje doze u tački koja je blizu izvoru (0,5-5cm).

5.7.1.2 Preračunata dozna distribucija (atlasi)

U nekim kliničkim situacijama, gde je raspored izvora (implanta) u obliku standarda (linearan, tandem, jajast ili vaginalnog cilindra) koriste se preračunate dozne distribucije (koje su dostupne u atlasu, gde je prikazan njihov izgled i oblik), pri određenom skaliranju dužine izvora (aktivnosti).

5.7.2 Komjuterizovano planiranje tretmana

5.7.2.1 Lokalizacija izvora

Precizno računanje dozne distribucije je moguće samo ako je koordinantni položaj svakog izvora jasno definisan u odnosu na tačku od interesa (mesto u kom računamo dozu). Uticaj faktora inverznog kvadratnog rastojanja je velik na malim rastojanjima. Lokalizacija izvora se računa preko nekoliko radioloških metoda:

- Dva ortogonalna filma
- Dva stereoshift filma
- Dva ili tri izocentrična filma
- CT

Najčešće se teško i vremenski ograničavajuće da se ručno računa doza izvora, pogotovo kada se koristi puno zrnastih izvora. Postoji nekoliko algoritama koji se koriste u brahiterapiji.

5.7.2.2 Računanje doze

Većina osnovnih doznih algoritama koristi tačkaste modele ili linearne modele izvora. Račun se zasniva na pogledu u 2D i prekalkulaciji standardne linearne dužine izvora i suma doprinosa svakog pojedinačnog izvora. Za zrnaste implante koristi se 1D aproksimacija za svaki izvor.

5.7.2.3 Prikazivanje dozne distribucije

Najčešće prikazivanje dozne distribucije je 2D u jednoj ravni, najčešće u centralnoj, koja se sadrži većinu izvora. Prikaz najčešće sadži izodozne krive, metu od interesa i mesto izvora.

Trodimenziono računanje pruža napredniju analizu dozne distribucije sa uračunatom zapreminom mete i doze na normalno tkivo. Izračunate doze se koriste za prikaz izodoznih površina i za računanje DVH.

5.7.2.4 Optimizacija dozne distribucije

Optimizacija distribucije doze u BT se najčešće radi putem relativne prostorne ili vremenske distribucije izvora i merenjem jačine pojedinačnih izvora. Rezultati optimizacije zavise od broja izvora izabranih za izračunavanje doze i njihovog relativnog položaja.

Optimizacije koje se danas koriste spadaju u neku od sledećih grupa:

- Pravila distribucije izvora
- Geometrija
- Specifične dozne tačke
- Proba i podešavanja

5.7.3 Računanje vremena tretmana

5.7.3.1 Korišćenje Patterson-Parker tabela

Originalne Patterson-Parker (Manchester sistem) tabele se koriste za planarne i zapreminske implante, a odnose se na vreme tretmana, tj. koliko je potrebno da se određena doza dostavi u datu oblast ili zapreminu implanta. Oblast ili zapremina implanta se dobija putem ortogonalne radiografije. Moraju se vršiti

korekcije kod nepreklopljenih krajeva radiografskih snimaka da bi se odredila oblast ili zapremina koja se tretira. Vreme tretmana se računa preko ukupne aktivnosti [6] koju koristi implant i kumulativne jačine izvora (ukupna air kerma) koja je potrebna da bi se predala prepisana doza.

5.7.3.2 Korekcija na raspad

Pri računanju ukupne doze koja se predaje u jedinice vremena nekom implantu, mora se uzeti u obzir i eksponencijalni raspad aktivnosti izvora. Kumulativna doza D_{cum} koja se predaje u jedici vremena jednaka je:

$$D_{cum} = \dot{D}_0 \int_0^t e^{-\lambda t} dt = \frac{\dot{D}_0}{\lambda} (1 - e^{-\lambda t}) = 1,44 t_{1/2} (1 - e^{-(\ln 2)t/t_{1/2}})$$

\dot{D}_0 – početna doza

Ako je vreme tretmana kratko u poređenju sa periodom poluraspada ($t \ll t_{1/2}$) onda dobijamo:

$$D_{cum} = \dot{D}_0 t$$

Za trajne implante ($t = \infty$), pa se kumulativna doza računa preko sledeće formule:

$$D_{cum} = \frac{\dot{D}_0}{\lambda} = 1,44 t_{1/2} \dot{D}_0$$

6 Projektovanje mera zaštite

U ovom delu će biti opisano projektovanje mera zaštite za prostoriju za brahiterapiju (na Institutu za Onkologiju Vojvodine, za HDR uređaj Varian Gammamedu Zavod za Radiološku terapiju), što podrazumeva projektovanje debljina zaštitnih barijera prostorije kao i kontejnera u kom je smešten sam izvor.

Funkcija zaštitnih barijera jeste smanjenje intenziteta primarnog i sekundarnog zračenja na nivo koji je prihvatljiv za stanovništvo i profesionalno izložena lica. Za izračunavanje debljinje zaštitnih barijera koriste se razlike metode i tehnike (National Commission for Radiological Protection-NCRP).

Primarno zračenje predstavlja zračenje koje potiče od samog izvora zračenja, dok sekundarno zračenje predstavlja rasejano zračenje, ono koje potiče od interakcije (atenuacije) primarnog zračenja sa materijom.

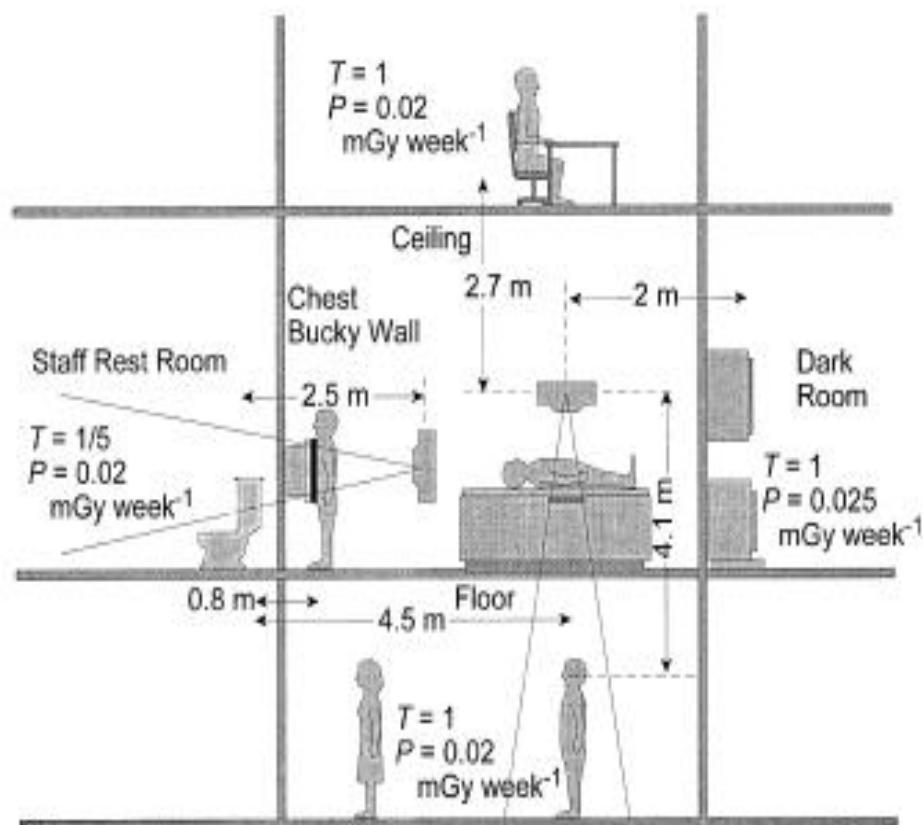
Proračun debljine zaštitnih barijera zasniva se na realnim procenama vremena zadržavanja pojedinca u prostorijama koje se štite. Faktor zadržavanja P/T podrazumeva očekivano vreme zadržavanja lica u zonama koje se štite, nezavisno od stvarnog zadržavanja. Ovaj faktor se odnosi na pojedinca koji provodi najviše vremena u prostoriji i izražava se kao deo ukupnog vremena.

Vrednost jačine kerme u vazduhu na nedeljnom nivou iznosi za kontrolisano područje $0,1 \text{ mGy nedelja}^{-1}$. Ukoliko se koristi konzervativni princip proračuna vrednost jačine kerme u vazduhu na nedeljnom nivou iznosi $0,02 \text{ mGy nedelja}^{-1}$. Za nezaštićene barijere (nekontrolisane oblasti) vrednost nedeljne jačine kerme u vazduhu treba da ima vrednost od $0,02 \text{ mGy nedelja}^{-1}$.

Udaljenosti do okupacione zone

Za rastojanje (d) do okupacione zone uzima se rastojanje od izvora zračenja do najbližeg pojedinca. Zaštitni zid se nalazi na rastojanju koje nije manje od 0.3 m od zračne cevi. Za izvor koji se nalazi iznad potencijalno okupiranog

područja, pretpostavlja se da pojedinci u prostoriji ispod neće biti na rastojanju $> 1,7$ m od poda, dok se za transmisiju od plafona uzima rastojanje od najmanje 0,5 m iznad poda prostorije. Na slici 7 je dat primer rastojanja od okupacione zone.



Slika 7. Primeri rastojana od okupacione zone

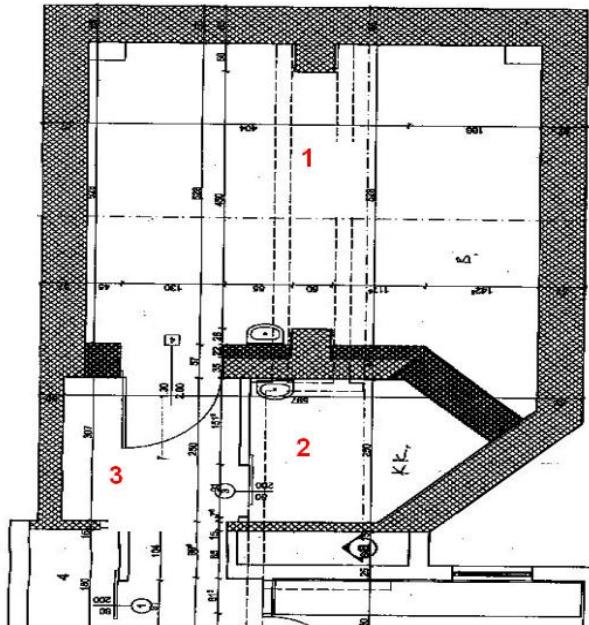
Faktori zadržavanja

Faktor zadržavanja (T) za oblast je definisana kao prosečna vrednost vremena u toku koje je pojedinac izložen maksimalnoj ekspoziciji X -zraka. Vrednosti za faktore zadržavanja dati su u Tabeli 13.

Tabela 13. Vrednosti za faktor zadržavanja

Lokacija	Faktor zadržavanja (T)
Administrativne kancelarije; laboratorije, apoteke i druge radne zone potpuno okupirane od strane pojedinca; prijemni pultovi, čekaonice, dečija igrališta, mračne komore za čitanje filmova pored rendgen kabineta, lekarske sobe, komandne kabine	1
Sobe koje se koriste za pregledne pacijenata i lečenje	$\frac{1}{2}$
Hodnici, bolesničke sobe, čekaonice, sobe za odmor	1/5
Vrata od hodnika	1/8
Javni toaleti, skladišta, otvoreni prostori sa sedenje, čekaonicama i pacijent koji se zateknu u oblastima sa povećanom dozom jonizujućeg zračenja	1/20
Spoljašnje prostorije kao što su parkinzi, stepeništa, liftovi	1/40

Na sledećoj slici, prikazan je tlocrt prostorije za koju se projektovanje vrši:



Slika 8. Tlocrt prostorije u kojoj se nalazi HDR uređaj Varian Gammamed

Prostorija za brahiterapiju na Slici 8. je označena brojem 1. Brojem 2 je označena komandna soba, a brojem 3 hodnik sa vratima.

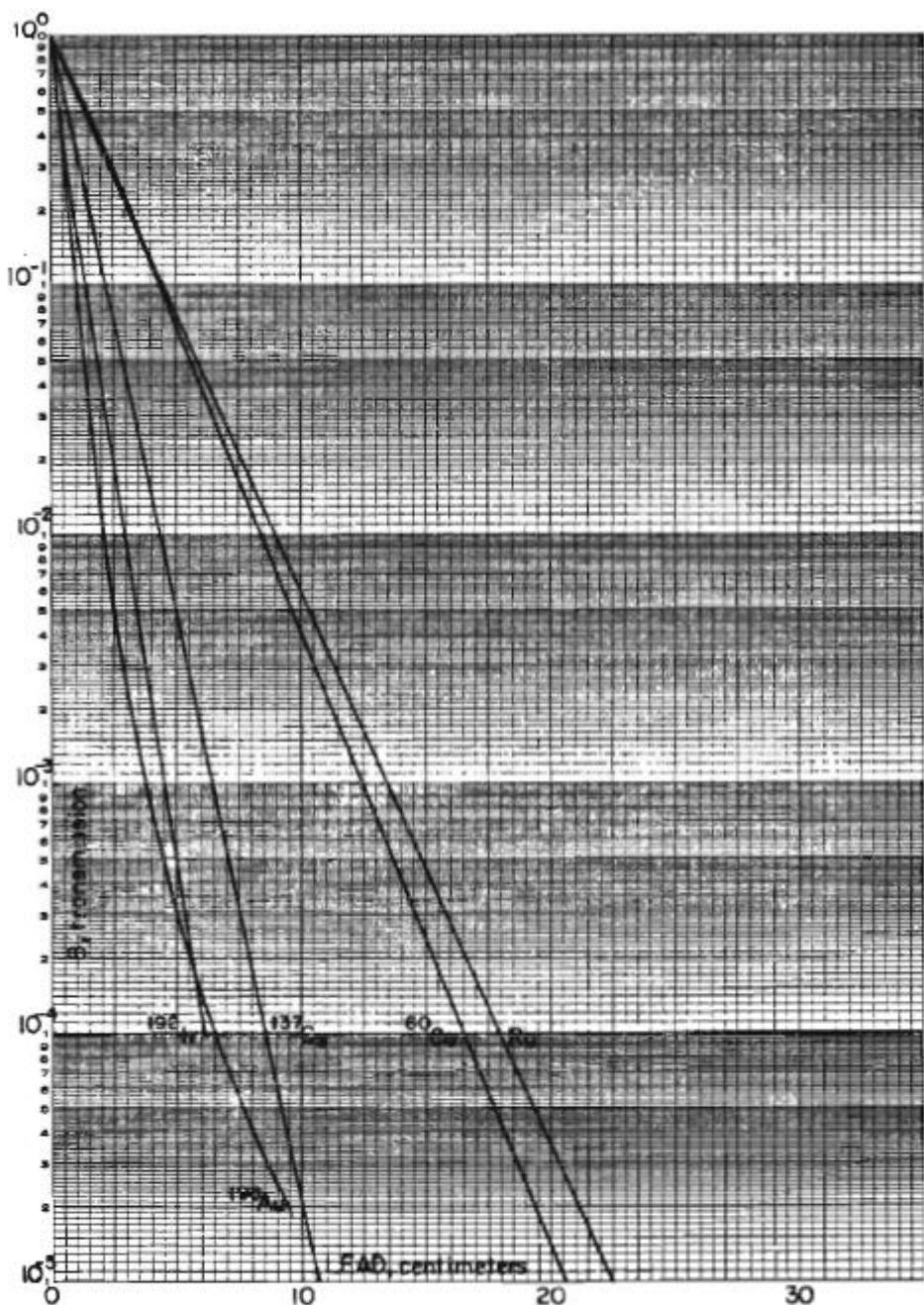
U Tabeli 14. su dati transmisioni faktori B, koje se koriste kao mera atenuacije zaštitne barijere [8], za različite vrste izvora (aktivnosti 1 Ci) i za različita rastojanja od izvora. Faktor B koristim u određivanju potrebne deblijine zaštitnog materijala (Slike 15.16 i 17).

Tabela 14. Transmisioni faktori za različite brahiterapijske izvore (aktivnosti 1 Ci) [4]

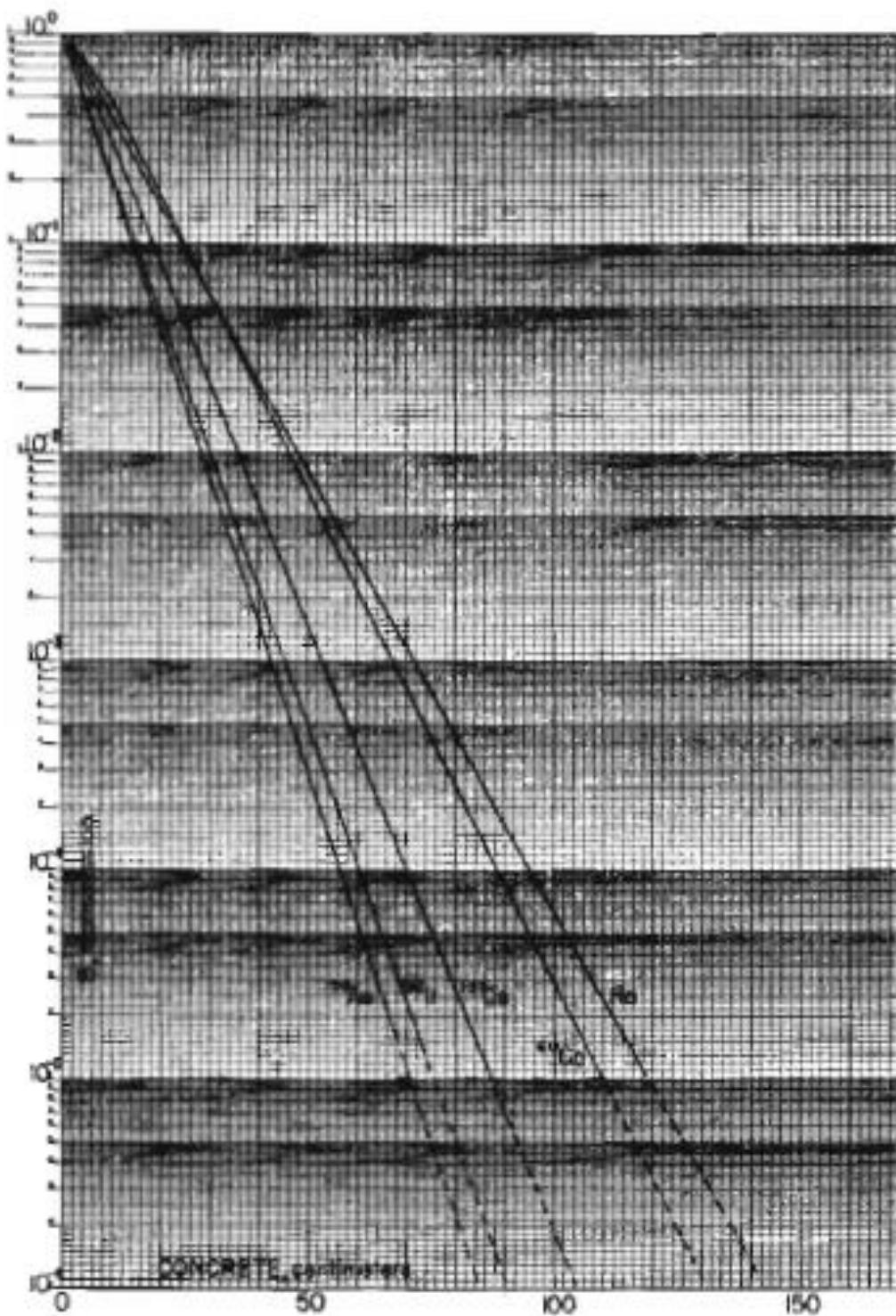
Distance m	^{60}Co	^{238}Ra	^{131}I	^{137}Cs	^{198}Au
0.5	0.00048	0.00076	0.00114	0.00188	0.0027
1	0.00192	0.00303	0.00455	0.0075	0.0107
1.5	0.0043	0.0068	0.0102	0.0169	0.024
2	0.0077	0.012	0.0182	0.0301	0.043
2.5	0.012	0.019	0.028	0.047	0.067
3	0.0173	0.027	0.0404	0.068	0.096

Ukoliko se koristi konzervativni pristup računanja (nedeljna vrednost 0,02 mGy nedelja⁻¹), uzima se desetina od izračunate vrednosti za debjinu zaštitne barijere.

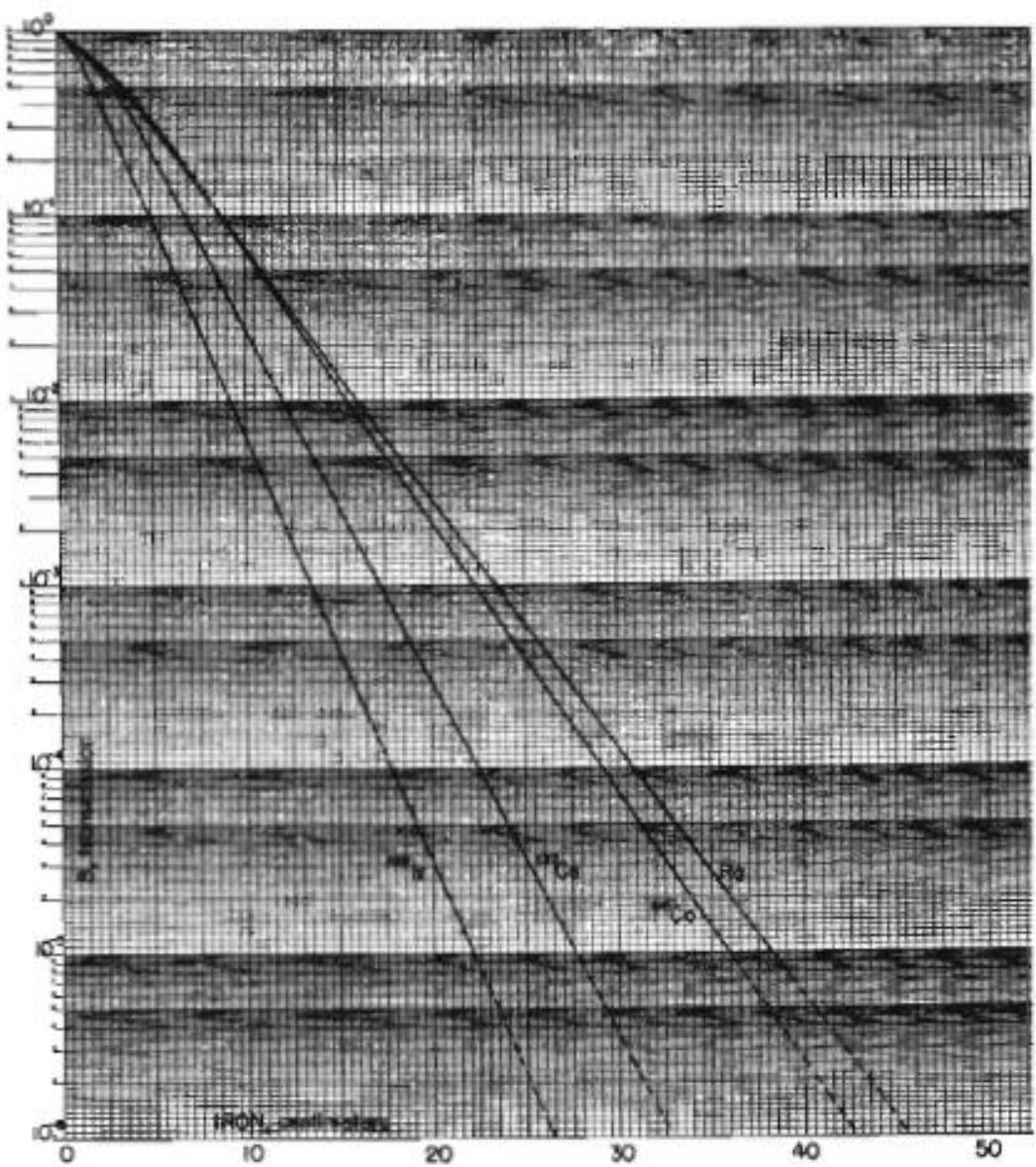
Na slikama 9,10 i 11 prikazane su zavisnosti faktora transmisije B od deblige datog zaštitnog materijala.



Slika 9. Transmisija gama zraka kroz olov (Pb) [4]



Slika 10. Transmisija gama zraka kroz beton [4]



Slika 11. Transmisijski gama zraka kroz gvožđe [4]

Ukoliko se u kontejnerima nalazi veliki broj brahiterapijskih izvora, tačan nivo zračenja na površini sefa je teško izračunati zbog samoapsorpcije i različitih debljina zaštitnih materijala kroz koje zračenje iz raznih izvora prolazi. Ali, u većini slučajeva, nivo zračenja se može dobro aproksimirati prepostavkom da su izvori locirani u centru zaštitnog sefa.

Kada se koriste brahiterapijski izvori, da bi se osoblje koji se nalaze u blizini pacijenta zaštitilo primenjuje se lokalna zaštita u formi L-blokova, olovnih cigli i transportnih kontejnera u kojima će biti smešten sam izvor.

Strukturalna zaštita nije potrebna za zračenje iz brahiterapijskog izvora za vreme terapije. U većini slučajeva razdaljina od okupiranog područja je dovoljna zaštita da bi se nivo zračenja redukovao na adekvatan nivo (Tabela 15).

Tabela 15. Zavisnost rastojanja i izvora (1mCi) za ekspoziciju od 0.1R za nezaštićene barijere [4]

Millicurie-Hours	Gamma-Ray Source				
	Radium	Cobalt-60	Cesium-137	Iridium-192	Gold-198
	Distance to Source in Meters				
10	0.28	0.37	0.18	0.22	0.15
30	0.49	0.64	0.31	0.39	0.27
100	0.91	1.16	0.57	0.70	0.48
300	1.55	1.98	0.98	1.22	0.83
1,000	2.87	3.65	1.77	2.26	1.52
3,000	4.9	6.35	3.08	3.87	2.70
10,000	9.1	11.6	5.7	7.07	4.82

Ukoliko imamo veliki broj brahiterapijskih tretmana, zaštita prostorije za brahiterapiju odgovarajućim apsorberima je nužna. Najpogodniji materijal za ovu upotrebu je beton budući da je jeftin i debljine postojećih betonskih zidova najčešće zadovoljavaju potrebne minimalne debljine koje se računaju u projektu .

6.1 Proračun debljine zaštitnih barijera za prostoriju za brahiterapiju

Na Institutu za onkologiju se kao izvor koristi ^{192}Ir . Njegova dnevna aktivnost je $A(^{192}\text{Ir}) = 6.8 \text{ Ci}$. Period polurspada $T_{1/2}(^{192}\text{Ir}) = 73.8 \text{ dana}$. Energija emitovanih gama zraka $E_\gamma(^{192}\text{Ir}) = 0.38 \text{ MeV}$.

Koristeći podatke iz tabele 14. kao i one sa slika 9-11 dobijaju se sledeće brojne vrednosti za transmisione faktore B za različita rastojanja:

Tabela 16- Izračunate vrednosti transmisionih faktora B u odnosu na rastojanje od izvora zračenja, za aktivnosti A(¹⁹²Ir) = 6.8 Ci, na osnovu podataka datih u Tabeli 14.

Rastojanje [m]	Vrednost B za ¹⁹² Ir za jediničnu aktivnost	B
0.5	0.0014	$B_1 = 1.7 \cdot 10^{-4}$
1	0.00455	$B_2 = 6.7 \cdot 10^{-4}$
1.5	0.0102	$B_3 = 1.5 \cdot 10^{-3}$
2	0.0182	$B_4 = 2.7 \cdot 10^{-3}$
2.5	0.028	$B_5 = 4.1 \cdot 10^{-3}$
3	0.0404	$B_6 = 6.1 \cdot 10^{-3}$

Treba napomenuti da su prikazane vrednosti za transmisione faktore B dobijene tako što su vrednosti istih za izvore jedinične aktivnosti korigovane na aktivnost od 10.6 mCi. Dobijene vrednosti su takođe u saglasnosti i sa sledećom relacijom [8]:

$$B = \frac{P \cdot d^2}{W \cdot T \cdot U}$$

Gde je :

P-ekvivalent doze iza barijere (u našem slučaju 0.02 mSv/nedeljno)

d-rastojanje od izvora to tačke koja se štiti

W-apsorbovana doza izražena u Gy/nedelja

U-faktor korišćenja (U=1)

T- okupacioni faktor (T=1)

U sledećoj tabeli prikazane su debljine zaštitnih barijera od različitih materijala kao funkcije vrednosti transmisionih faktora.

Tabela 17. Izračunate vrednosti debljina zaštitnih barijera x(cm) u zavisnosti od vrednosti transmisionih faktora B

x [cm]	B ₁	B ₂	B ₃	B ₄	B ₅	B ₆
olovo	6	5	4.5	4	3.5	3
beton	56	50	44	39	38	36
gvožđe	16	13	12.5	11.5	11	10.5

Ove vrednosti su izračunate koristeći podatke sa slike 9-11. U dатој ситуацији сvi zidovi se posmatraju као primarne barijere, будући да nemamo usmere snop zraчења nego je zraчење izvora izotropno. За faktor korišćenja U (vreme tokom kог je snop zraчења usmerен ka tački proračuna- u našem slučaju je izvor izotropan, ta tačka je uvek izložena zraчењу) se uzima jedinična vrednost $U=1$. Takođe se mora uzeti u obzir atenuacija zraчењa u pacijentu.

Doza koju prime profesionalno izložena lica određuje se korišćenjem jednačine 1:

$$D = \frac{\Gamma \times A \times t}{d^2} \times \left(\frac{1}{2}\right)^{\frac{x}{HVL}} \times T \quad (1)$$

Potrebne debljine zaštitnih barijera koje redukuju vrednosti nedeljne doze koju primi profesionalno izloženo osoblje na vrednost od 0.02 mSv/nedeljno (konzervativni pristup) računaju se korišćenjem formule 2.

$$x = \frac{HVL \times \ln\left(\frac{D \times d^2}{\Gamma \times A \times t \times T}\right)}{\ln\left(\frac{1}{2}\right)} + HVL \quad (2)$$

Gde je

D - doza koju profesionalno izloženo osoblje primi u toku jedne radne nedelje
A - aktivnost

Γ - gama konstanta (brzina doze od izvora aktivnosti 1 mCi na 1 cm)

x - debljina zaštitne barijere

d - rastojanje između izvora i tačke od interesa

T - ukupno vreme u toku nedelje koju pojedinac provede u području od interesa – okupacioni faktor

t - vreme u toku nedelje koje profesionalac provede iza zaštitne barijere
HVL - debljina poluapsorbcije koja predstavlja debljinu zaštitnog materijala koji upadni intenzitet (ili brzinu kerme u vazduhu) zračeњa smanji na polovinu.

Da bi izveli ovaj proračun potrebne su vrednosti za debljinu poluapsorbcije HVL za ^{192}Ir , koje su date u sledećoj tabeli:

Tabela 18. Vrednosti za debljinu poluapsorpcije HVL

Izvor	HVL [mm]		
^{192}Ir	Beton	Čelik	Olovo
	44.5 (1.75)	12.7 (0.5)	4.8 (0.19)

6.2 Proračun debljine olovnog kontejnera

Potrebna debljina olovnog kontejnera koji je na rastojanju 1 cm od izvora ^{192}Ir čija je ukupna aktivnost $A(^{192}\text{Ir}) = 453.5 \text{ GBq}$ i koja redukuje dozu zračenja koju primi profesionalno izloženo osoblje na 0.02 mSv u toku jedne radne nedelje je:

Podaci koje koristimo su sledeći:

$$D = 20 \mu\text{Sv}/\text{nedelja}$$

$$\text{HVL} (^{192}\text{Ir}) = 4.8 \text{ mm olova}$$

$$\Gamma (^{192}\text{Ir}) = 0.13 \mu\text{Sv} \cdot \text{m}^2 \text{h}^{-1} \text{MBq}^{-1}.$$

$$D = 0.02 \text{ mSv}/\text{nedelja}$$

$$T = 1 - \text{okupacioni faktor}$$

$$t = 30 \text{ h}/\text{nedelja}$$

$$A = 453.5 \text{ GBq}$$

$$x(\text{Pb}) = \frac{4.8 \text{ mm} \times \ln\left(\frac{20 \mu\text{Sv} / \text{nedelja} \times (0.5 \text{ m})^2}{0.13 \mu\text{Sv} \cdot \text{m}^2 \text{h}^{-1} \text{MBq}^{-1} \times 453500 \text{ MBq} \times 20 \text{ h} / \text{nedelja} \times 1}\right)}{\ln\left(\frac{1}{2}\right)} + 4.8 \text{ mm} = 90.5 \text{ mm}$$

U ovom proračunu je korišćen konzervativan pristup, te je za vrednost okupacionog faktora T uzeto T=1.

Potrebna debljina olovnog kontejnera za izotop ^{192}Ir ,čija je ukupna dnevna aktivnost 251.6 GBq,koja redukuje dozu zračenja koju primi profesionalno izloženo osoblje na 0.02 mSv na 50 cm od kontejnera u toku jedne radne nedelje iznosi **90.5 mm olova**.

6.3 Proračun efektivne doze

Pri određivanju individualnih doza u radioterapiji pored obavezne pasivne lične dozimetrije, procena nivoa izlaganja profesionalno izloženih lica vrši se merenjima jačine ambijentalnog ekvivalenta doze na mestima najdužih

zadržavanja u toku svake terapijske metode najmanje jednom godišnje. Procena godišnjih efektivnih doza fotonskog zračenja na osnovu ovih merenja upoređuje se sa rezultatima pasivne lične dozimetrije fotonskog zračenja.

Na osnovu dozimetrijskih merenja brzina ambijentalnog ekvivalenta doze, tabela 19, moguće je odrediti godišnju efektivnu ekvivalentnu dozu. Dnevno opterećenje je do 6 pacijenata dnevno, vreme trajanja zračenja za izvor od 10.6 Ci je maksimalno 500 s. Brzine ambijentalnih ekvivalentnih doza su merene u prostoriji za brahiterapiju, kao i u susednim prostorijama, Slika 8.

Tabela 19. Izmerene jačine ambijentalnog ekvivalenta doze,fon $0.11 \mu\text{Sv}/\text{h}$, jačina izvora ^{192}Ir je 10.6 Ci

Lokacija	Ambijentalna ekvivalentna doza
1. Na kućištu spreda	$2.3 \mu\text{Sv}/\text{h}$
2. Na bočno desno	$1.9 \mu\text{Sv}/\text{h}$
3. Na kućištu bočno levo	$1.8 \mu\text{Sv}/\text{h}$
4. Na kućištu sa zadnje strane	$4.5 \mu\text{Sv}/\text{h}$
5. 1 m od kućišta	$0.7 \mu\text{Sv}/\text{h}$
6. Komandni sto	$0.12 \mu\text{Sv}/\text{h}$
7. Hodnik vrata	$0.256 \mu\text{Sv}/\text{h}$
8. Hodnik vrata levi čošak	$12.5 \mu\text{Sv}/\text{h}$
9. Hodnik	$0.143 \mu\text{Sv}/\text{h}$
10. Vrata komandne sobe	$0.12 \mu\text{Sv}/\text{h}$

U Tabeli 20 su prikazane izračunate vrednosti efektivnih ekvivalentnih doza koje bi hipotetički primila profesionalno izložena lica.Pri računanju efektivne ekvivalentne doze, uzeto je u obzir da zaposleni na nivou godine ima 240 radnih dana, tj. 1920 radnih sati ako se računa da dnevno radi 8 h. Prikazane su efektivne ekvivalentne doze za zaposlene na nivou jedne godine.

Tabela 20. Efektivne ekvivalentne doze na datim lokacijama

lokacija	Ambijentalna ekvivalentna doza [$\mu\text{Sv}/\text{h}$]	Efektivna ekvivalentna doza na godišnjem nivou [mSv/god]
1. Na kućištu spreda	2.3	4.4
2. Na bočno desno	1.9	3.6
3. Na kućištu bočno levo	1.8	3.5
4. Na kućištu sa zadnje strane	4.5	8.6
5. 1 m od kućišta	0.7	1.3
6. Komandni sto	0.12	0.2
7. Hodnik vrata	0.256	0.5
8. Hodnik vrata levi čošak	12.5	24
9. Hodnik	0.143	0.3
10. Vrata komandne sobe	0.12	0.2

6.4 Zaštitne mere kod primene brahiterapije

Pri primeni brahiterapijske metode, potrebno je pridržavati se sledećih zaštitnih mera:

1. Izvan upotrebe, izvori se čuvaju u zasebnim sefovima sa olovnim zidovima i pregradama. Sefovi moraju stalno biti pod ključem.
2. Radionuklidi se od glavnog sefa do aplikacione sale prenose olovnim kontejnerima: ručno, ako je radioaktivnost manja od 370 MBq, ili kolicima, ako je radioaktivnost veća od pomenute. Drška za ručno prenošenje kontejnera treba da bude dovoljno duga da bi se kontejner sa izvorom nalazio ispod kolena lica koje prenosi izvor. Kod vučnog transporta takođe se koristi dugačka drška
3. Pripremanje zračnih izvora za aplikaciju se vrši u aplikacionoj sali na posebno izgrađenom stolu sa olovnim pregradama i olovnim stakлом za posmatranje, kako bi osoba koja rukuje izvorima bila zaštićena (sem ruku).
4. Dužina instrumenata za plasiranje radioaktivnih izvora treba da bude što veća zbog toga što intenzitet zračenja opada sa kvadratom rastojanja.
5. Pre upotrebe izvori se sterilišu hemijskom sterilizacijom ili kuvanjem, pri čemu se koriste sva raspoloživa sredstva zaštite. Za vreme izvođenja same aplikacije osoblje se štiti od zračenja olovnim paravanima odgovarajuće debljine.
6. Za transport bolesnika sa "ugrađenim" izvorima zračenja treba koristiti najkraći i najbrži put do odeljenja na kome leći bolesnik.
7. Kod klasične brahiterapije zračenje traje neprekidno nekoliko dana. Zato je neophodno smestiti bolesnika u zasebnu prostoriju. Ako se ne može izbegić zajednička soba, onda se kreveti ovih bolesnika premeštaju po uglovima sobe i ograju sa olovnim paravanima. Bolesnik sa aplikovanim izvorima ne sme da napušta krevet za sve vreme zračnog tretmana.
8. Uklanjanje izvora posle završenog zračenja podleže istom režimu zaštite kao i sama aplikacija.

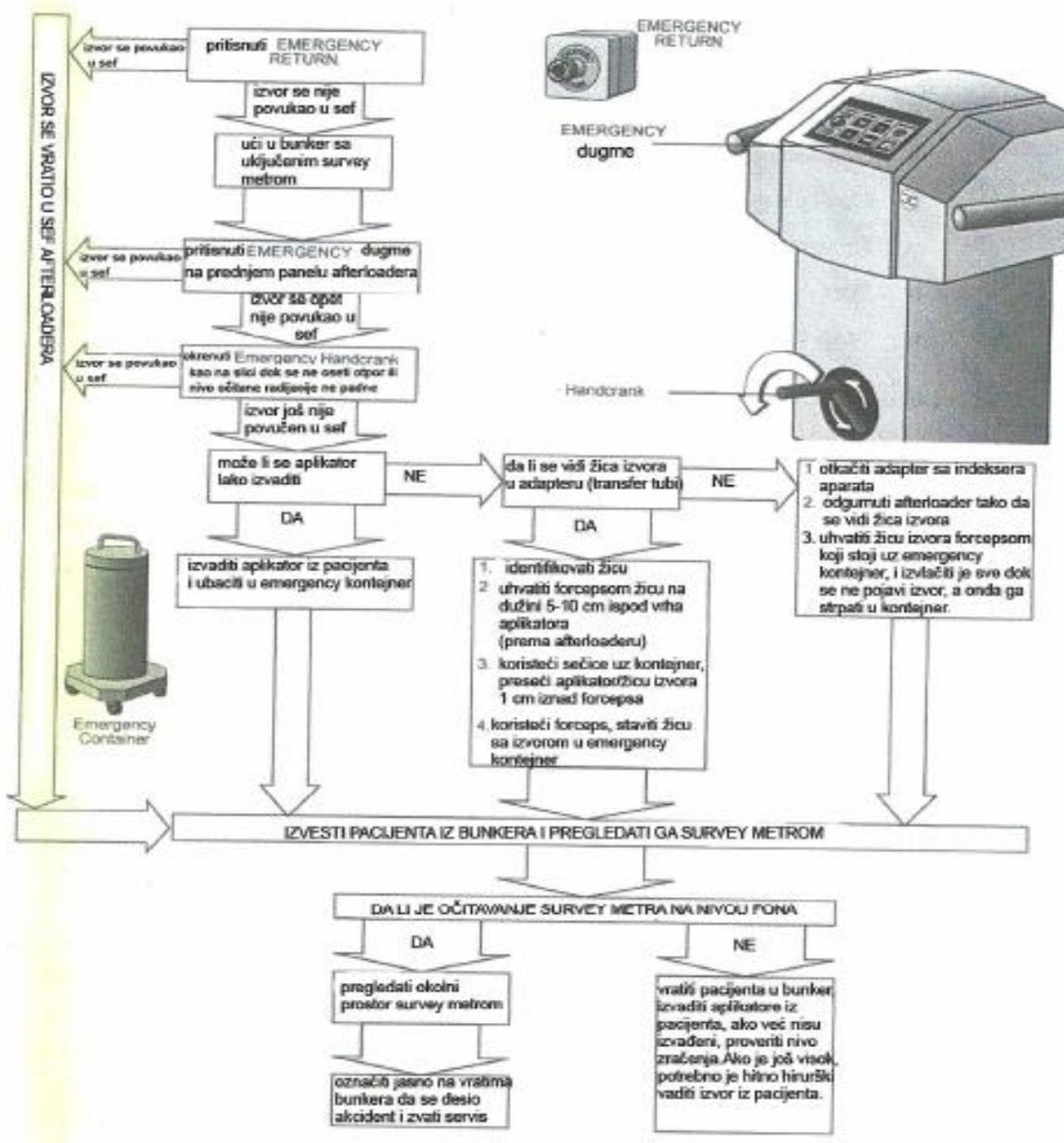
Moguće akcidentalne situacije:

Realna akcidentalna situacija može nastati ukoliko se brahiterapijski izvor zaglavi u kanalu pri aplikaciji. Ukoliko ne dođe do vraćanja izvora u oklop, potrebno je proveriti i eventualno korigovati konekciju aplikatora i kanala za transport izvora. Ukoliko ni nakon toga ne dođe do vraćanja izvora, potrebno je obavestiti Lice odgovorno za zaštitu od ionizujućeg zračenja i tehničara zaduženog za održavanje aparata. Potrebno je evakuisati aplikatore ne odvajajući ih od kanala za transport izvora i pacijenta izvesti iz tretmanske prostorije. Tretmansku prostoriju i radni prostor oko nje potrebno je osigurati i evakuisati osoblje. Prilikom ove operacije obavezno je nositi elektronski dozimetar i napisati detaljan izveštaj o akcidentu i obavestiti nadležne institucije. Procedura u slučaju akcidenta prikazana je na Slici 12.

Osnovna pravila u slučaju akcidenta:

- nositi sa sobom instrument za monitoring doze
- provoditi sto je moguce manje vremena u polju zracenja
- drzati se od izvora na najvecem mogucem rastojanju koje ne ometa sprovodenje procedure
- ako je potrebno, sto brze ubaciti izvor u poziciju u sefu, ill u emergency kontejner.

PROCEDURA U SLUČAJU AKCIDENTA



Slika 12. Procedura u slučaju akcidenta

7 Zaključak

Kroz ovaj rad sagledali smo proces projektovanja mera zaštite za prostoriju za brahiterapiju. Koristeći propisan protokol koji se nalazi u NCRP [4] izveštaju, prvo smo napravili proračun debljina zaštitnih barijera koristeći brojne vrednosti uzete iz grafika i tabela u pomenutom izveštaju. Potom smo odradili isti proračun, koristeći podatke iz istog izvora da bi izračunali debljinu olovnog kontejnera u kom se nalazi brahiterapijski izvor.

Prepostavljajući da su konkretnе fizičke zaštite izgrađene po merama ovog projekta, merene su ambijentalne ekvivalentne doze na određenim lokacijama brahiterapijske prostorije. Te doze su prikazane u tabeli 20. zajedno sa izračunatim vrednostima efektivne godišnje primljene doze, koje su dobijene koristeći konzervativniji pristup koji je oslikan u prethodnoj glavi. Efektivne doze su znatno ispod zakonske granice za iste za profesionalno izložena lica, što oslikava valjanost projektovanja mera zaštite predstavljenog u ovom radu. Jedini izuzetak od ovog predstavlja povišena doza na levom uglu vrata prostorije za brahiterapiju, ali ona je posledica lošeg tehničkog rešenja konstrukcije samih vrata a ne lošeg projektovanja.

Uzmimo sledeću situaciju- Tehničarka u brahiterapijskoj sobi, koja je profesionalno izloženo lice, hipotetički provodi polovinu radnog vremena neposredno uz kućište sa kontejnerom u kom se nalazi izvor. Koristeći jednostavan račun i podatke iz prethodnog poglavљa možemo pokazati da bi ona na godišnjem nivou primila 2.2 mSv, sto upada u ispod granice za godišnju dozu čak i za opšte stavnovništvo. Iz ovog vidimo da je projektovanje dobro odrđeno i da se uvek isplati uzimati najkonzervativniji mogući pristup.

Literatura

1. Krmar, dr Miodrag , (2013.)"Uvod u nuklearnu fiziku"
2. Jakob Shapiro (2002)"Radiation protection"
3. NCRP Report No. 147 (2005) "Structural Shielding design for medical X-ray imaging Facilities"
4. NCRP Report No. 49
5. The Physics of Shealding and Radiation Safety
6. Ervin B. Podgorsak, Review of Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students
7. IAEA Training Material on Radiation Protection in Radiotherapy part 6
8. IAEA No. 47 Radiation Protection in the Deasign of Radiotherapy Facilities

UNIVERZITET U NOVOM SADU
PRIRODNO-MATEMATIČKI FAKULTET
KLJUČNA DOKUMENTACIJSKA INFORMACIJA

Redni broj:

RBR

Identifikacioni broj:

IBR

Tip dokumentacije:

TD

Tip zapisa:

TZ

Vrsta rada:

VR

Autor:

AU

Mentor:

MN

Naslov rada:

NR

Jezik publikacije:

JP

Jezik izvoda:

JI

Zemlja publikovanja:

ZP

Uže geografsko područje:

UGP

Godina:

GO

Izdavač:

IZ

Mesto i adresa:

MA

Fizički opis rada:

FO

Naučna oblast:

NO

Naučna disciplina:

ND

Predmetna odrednica/ ključne reči:

PO

UDK

Čuva se:

ČU

Važna napomena:

VN

Izvod:

IZ

Datum prihvatanja teme od NN veća:

DP

Monografska dokumentacija

Tekstualni štampani materijal

Diplomski rad

Andrej Vraničar

Dr Nataša todorović

Projektovanje mera zaštite za prostoriju za brahiterapiju i procena rizika

srpski (latinica)

srpski/engleski

Republika Srbija

Vojvodina

2005

Autorski reprint

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

Z 7 poglavlja/54 strane/12 slika/20 tabela

Zaštita od jonizujućeg zračenja

Nuklearna fizika

Projektovanje mera zaštite, brahiterapija, dozimetrijske veličine

Biblioteka departmana za fiziku, PMF-a u Novom Sadu

Nema

U radu je izvršeno projektovanje mera zaštite za prostoriju brahiterapije na Institutu za onkologiju Vojvodine kao i proračun efektivne doze kojoj su izložena zaposlena lica na tom radnom mestu kao mera rizika

April 2016.

Datum odrbrane: April 2016.
DO

Članovi komisije:
KO

Predsednik: Dr Miodrag Krmar, redovni profesor Prirodno – matematičkog fakulteta u Novom Sadu

član: Dr Nataša Todorović, redovni profesor Prirodno – matematičkog fakulteta u Novom Sadu

član: Dr Sonja Skuban, vanredni profesor Prirodno-matematičkog fakulteta u Novom Sadu

UNIVERSITY OF NOVI SAD FACULTY OF SCIENCE AND MATHEMATICS

KEY WORDS DOCUMENTATION

Accession number:

ANO

Identification number:

INO

Document type:

DT

Type of record:

TR

Content code:

CC

Author:

AU

Mentor/comentor:

MN

Title:

TI

Language of text:

LT

Language of abstract:

LA

Country of publication:

CP

Locality of publication:

LP

Publication year:

PY

Publisher:

PU

Publication place:

PP

Physical description:

PD

Scientific field:

SF

Scientific discipline:

SD

Monograph publication

Textual printed material

Graduation thesis

Andrej Vraničar

Dr Nataša Todorović

Radiation shielding design for brachytherapy room and dose assessment

Serbian (Latin)

English

Serbia and Montenegro

Vojvodina

2005

Author's reprint

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

7 chapters/ 54 pages/ 12 pictures/ 20 tables

Ionising radiation protection

Nuclear physics

Subject/ Key words:

SKW

UC

Holding data:

HD

Note:

N

Abstract:

AB

Calculating protection measures, brachytherapy, dosimetric values

Library of Department of Physics, Trg Dositeja Obradovića 4

none

The main theme of this thesis is designing radiation shielding for brachytherapy room, the measurements were taken on Institute for oncology of Vojvodina. Besides that, in this thesis, we calculated the efective doses for employees which are working there

April 2016.

Accepted by the Scientific Board:

ASB

Defended on:

April 2016.

DE

Thesis defend board:

DB

President:

Dr Miodrag Krmar, full professor, Faculty of Natural Sciences and Mathematics,Novi Sad

Member:

Dr Nataša Todorović , full professor, Faculty of Natural Sciences and Mathematics, Novi Sad

Member:

Dr Sonja Skuban, associate professor, Faculty of Natural Sciences and Mathematics, Novi Sad