

Univerzitet u Novom Sadu Prirodno-matematički fakultet Departman za fiziku



Karakterizacija spektara rasejanog zračenja različitih nominalnih energija medicinskih linearnih akceleratora i dozni efekti

-master rad-

Mentor: prof. dr Dušan Mrđa

Kandidat: Una Popović

Novi Sad, 2022. godina

Sadržaj:

1. Uvod	4
2. Interakcija fotona sa materijom	5
2.1. Principi predaje energije	6
2.1.1. Fotoelektrični efekat	6
2.1.2. Komptonovo rasejanje	8
2.1.3. Stvaranje para elektron-pozitron	11
2.2. Udruženo ponašanje fotona u absorberu	13
2.2.1. Atenuacioni koeficijenti	13
3. Medicinski linearni akceleratori	14
3.1. Generacije linearnih akceleratora	17
3.2. Nastajanje fotonskog snopa	18
3.3. Konfiguracija modernih linearnih akceleratora	20
3.4. Komponente savremenih medicinskih linearnih akceleratora	21
3.4.1. Sistem za snabdevanje elektronima - elektronski top	23
3.4.2. Radiofrekventni generator	25
3.4.3. Magnetron	25
3.4.4. Klistron	26
3.4.5. Modulator	28
3.4.6. Ubrzavajuci talasovod	29
3.4.7. Sistem za podršku	33
3.4.8. Transport snopa elektrona	34
3.4.9. Glava aparata	35
3.5. Proizvodnja terapijskih fotona u medicinskom linearnom akceleratoru	37
3.5.1. Kolimacija snopa	37
3.5.2. Sistem za kontrolu doze	38
4. Detektor GR -135	40
5. APTEC - NRC softver	41
6. Eksperimentalni rad	42
6.1. Merenja u realnim uslovima	42
6.2. Simulacioni rezultati	53
6.3. Komparacija rezultata i simulirani dozni doprinos	56
7. Zaključak	57
Literatura:	59

Nikši.

1.Uvod

Veliki napredak i pomak u medicinskoj nauci kada je u pitanju lečenje tumora dogodio se kada je započeta primena zračne terapije. Tokom vremena dolazi do razvitka medicine i tehnologije koja je učinila da se apartaura i medicinski linearni akceleratori konstantno usavršavaju, što dovodi do sve efikasnijeg i preciznijeg targetiranja obolelog tkiva. Zbog toga dolazi do uspešnijeg lečenja tumora i bolje prognoze za pacijenta. Prednost zračne terapije je i u tome što je izrazito individualna - planira se za svakog pacijenta, uzima se u obzir lokalizacija i mesto nastanka tumora, stadijum bolesti, kao i individualne karakteristike pacijenta, što u ogromnoj meri doprinosi uspešnosti lečenja. Pored ovog, savremeni akceleratori imaju mogućnost odabira tipa snopa kojim će biti tretiran region od interesa kao i energiju izlaznog snopa od 4, 6, 10, 15, 18 pa i više MV. Uloga fizičara u radioterapiji jeste upravo primena ove individualizacije. Fizičar određuje energiju izlaznog fotonskog snopa, kolimiše zrak kako bi se postiglo maksimalno ciljanje tkiva od značaja, ali takođe vodi računa da se uz to maksimalno poštedi zdravo tkivo, vodeći računa da maksimalno ispoštuje ALARA princip. Kako bi se osiguralo da se doza koja je isplanirana u softveru zaista isporučuje na način kako je fizičar odredio, važno je poznavati karakteristike spektara i dozne efekte upadnog i rasejanog zračenja. Takođe, dozni efekti zračenja se ne ispituju dovolino, jako i oni imaju uticaj na ukupnu dozu koju pacijent prima. Treba imati u vidu da je energija vezivanja nukleona u samom jezgru 8MeV i da svaka energija iznad ove uzrokuje oslobađanje nukleona iz materijala koji su sposobni da izazivaju dalje jonizacije. Ovo je energija koja je potrebna da bi se desila fotonuklearna (γn) reakcija sa kiseonikom i azotom. U ovom radu izučavaju se osobine spektara rasejanog zračenja fotona različitih energija. Snop monoenergetskih fotona nastao u akceleratoru se rasejava od podloge na koju pada (pod bunkera) i njegov spektar biće posmatran iz nekoliko različitih pozicija. Iz ovog razloga potrebno je podsetiti se osnovnih mehanizama interakcije zračenja sa materijom kao i same konstrukcije medicinskog linearnog akceleratora. Istraživanje je rađeno na Varian i Elekta aparatima pri Institutu za onkologiju Vojvodine u Sremskoj Kamenici. Tom prilikom korišćen je detektor GR-135 koji omogućava ne samo detekciju radioaktivnog materijala već i njihovu automatsku identifikaciju.

2. Interakcija fotona sa materijom

Fotoni imaju određene karakteristike kao što su nulta masa i naelektrisanje i kreću se brzinom svetlosti. S obzirom na elektroneutralnost fotona oni ne gube energiju na isti način kao što to čine naelektrisane čestice. Takođe, fotoni mogu da pređu značajne razdaljine pre nego što interaguju sa materijom, što dovodi do delimičnog ili potpunog gubitka energije. Kod medicinskih linearnih akceleratora energija fotona se prenosi na elektrone u telu pacijenta, koji dalje prave različite biološke efekte, u cilju uništenja ćelija tumora. Ovi elektroni sve više usporavaju, praveći sve više jonizacija, dok na kraju ne predaju svu svoju energiju okolini.

U radioterapiji se više koristi fotonsko nego elektronsko zračenje s obzirom da fotoni imaju mnogo veću probojnu moć nego naelektrisane čestice slične energije. Mehanizmi predaje energije mogu biti različiti: fotoelektrični efekat, Komptonovo rasejanje i stvaranje para elektron-pozitron, koji će ukratko biti objašnjeni.

Sto se tiče verovatnoće za interakciju, treba definisati nekoliko fizičkih veličina.

Linearni atenuacioni koeficijent, μ, predstavlja verovatnoću da se desi interakcija u odnosu na pređenu putanju i definiše se preko verovatnoće za interakciju.

$$N = N_0 e^{-\mu x}$$

Ovaj koefiijent zavisi od vrste materijala kroz koji snop prolazi i energije fotona.

Korisno je definisati i maseni apsorpcioni koeficijent. On predstavlja verovatnoću da se desi interakcija i odnosu na pređenu putanju po jedinici mase materijala kroz koji snop prolazi. Definiše se takođe preko verovatnoće za interakciju.

$$N = N_0 e^{-(\mu/\rho)(\rho x)}$$

2.1. Principi predaje energije

2.1.1. Fotoelektrični efekat

Fotoelektrični efekat se definiše kao mehanizam predaje energije fotona elektronu koji se nalazi u omotaču atoma. Elektron tada napušta atom (fotoelektron) a sam foton, posto je predao celokupnu energiju, prestaje da postoji. Koji će elektron biti izbijen iz atoma zavisi od energije fotona, fotoni viših energija izbijaju atome sa nižih energetskih nivoa jer oni imaju veću energiju veze. Energija fotoelektrona se definiše kao:

$$E_{e-} = h\nu - E_b$$

Ukoliko je izbijen foton iz unutrašnjih ljuski, upražnjeno mesto biva popunjeno nekim elektronom iz spoljašnjih ljuski i iz atoma se emituje karakteristično zračenje.



Slika 1. Ilustrovan prikaz fotoelektričnog efekta

Fotoelekrični efekat je proces koji je dominantan način interakcije fotona sa materijom kod elemenata sa velikim atomskim brojem i kod fotona sa niskim energijama. Važno je definisati i verovatnoću da foton bude absorbovan, koja se obeležava grčkim slovom τ (tau), koja je proporcionalna:

$$\tau \propto \frac{Z^n}{(h\nu)^3}$$

Eksponent N varira od 3 do 4, u odnosu na region od interesa.

Verovatnoca za apsorpciju fotona u velikoj meri zavisi od atomskog broja Z materijala od koga je sačinjem absorber. Iz ovog razloga materijali sa visokim Z, poput olova, su u širokoj upotrebi kao zaštita od gama zračenja. Takođe, verovatnoća za apsorpciju zavisi od podatka koliko je energija upadnog fotona veća od energije veze (*bonding energy*, tj. *b.e.*na slici 1) elektrona sa kojim treba da stupi u interakciju, tačnije verovatnoća je veća što su energije vezanog elektrona i upadnog fotona približnije.

2.1.2. Komptonovo rasejanje

Komptonovo rasejanje je pojava koja nastaje između upadnog fotona i elektrona u materijalu absorbera. Komponovo rasejanje je ujedno i najdominantniji mehanizam interakcije u tkivu.



Slika 2: šematski prikaz Komtonovog rasejanja

Kod Komptonovog rasejanja dešava se sledeća situacija: upadni foton gama zračenja se rasejava pod određenim uglom θ u odnosu na svoj originalni pravac. Ovaj foton predaje deo svoje energije elektronu (za koji pretpostavljamo da je do tada bio u nepobuđenom stanju), i pobuđuje ga. Ovaj elektron se sada naziva Komptonov elektron. Ugao rasejanja je u direktnoj vezi sa energijom koju foton preda elektronu i može da ima vrednost od nule pa do znatno velike. Komptonov proces je najvažniji za apsorpciju energije u mekim tkivima u rangu od 100 keV i do 10 MeV. Verovatnoća za ovo rasejanje se simbolizuje grčkim slovom σ i evo nekih njenih karakteristika:

1. Verovatnoća je skoro nezavisna od atomskog broja Z,

2. Verovatnoća za Komponovo rasejanje se smanjuje sa porastom energije upadnog fotona,

3. Verovatnoća za Komponovo rasejanje je direktno proporcionalna broju elektrona po jednom gramu, i varira za oko 20% od najlakšeg do najtežeg elementa, ukoliko se izuzme vodonik.

Energija rasejanih fotona *E=hv'* i Komptonovih elektrona su date pomoću dva izraza:

$$h\nu' = h\nu \frac{1}{1 + \alpha(1 - \cos\theta)}$$

$$E_e = hv \frac{\alpha(1 - \cos\theta)}{1 + \alpha(1 - \cos\theta)}$$

gde je:

$$\alpha = \frac{h\nu}{m_0c^2}$$

Analizom navedenih formula može se zaključiti da je transfer energije sa fotona na elektron maksimalan ukoliko je ugao rasejanja fotona 180° unazad, i ugao rasejanja elektrona 0°, kao sto je prikazano na slici 3.



Slika 3: maksimalan transfer energije za Komptonono rasejanje

Ako je θ =180° očekuje se da je $cos\theta$ = -1. Tada prethodni izrazi mogu da se pojednostave na sledeće:

$$E_{e(max)} = h\nu \frac{2\alpha}{1+2\alpha}$$

$$h\nu'_{min} = h\nu \frac{1}{1+2\alpha}$$

Na tabeli 1 može se videti na koji način energija koju foton predaje elektronu varira sa energijom fotona.

Photon Energy, 5.11 keV	Photon Energy, 5.11 MeV
$\alpha = \frac{5.11 \text{ keV}}{0.511 \text{ MeV}} = 0.010$ $E_{e(max)} = 5.11 \text{ keV} * \left(2 * \frac{0.01}{1.02}\right)$ $= 0.10 \text{ keV}$ $hv' \text{ (min)} = 5.11 \text{ keV} * \frac{1}{1.02}$ $= 5.01 \text{ keV}$	$\alpha = \frac{5.11 \text{ MeV}}{0.511 \text{ MeV}} = 10$ $E_{e(max)} = 5.11 \text{ MeV} * \begin{pmatrix} 2 & 10 \\ 2 & 21 \end{pmatrix}$ $= 4.87 \text{ MeV}$ $hv' (\text{min}) = 5.11 \text{ MeV} * \frac{1}{21}$ $= 0.24 \text{ MeV}$ Energy transferred: 95%
Energy transferred: 2%	Energy transferred. 7576

Figure by MIT OCW.

Tabela 1: Varijacije energije predate elektronu u odnosu na energiju upadnog fotona

Kada u Komptonovom rasejanju učestvuju fotoni niskih energija prenosi se mala količina energije bez obzira na verovatnoću za ovakvu vrstu interakcije. Kako se energija povećava, više energije se i predaje, i skoro postoje jedinica za fotone energija iznad 10 i 20 Megatron volti.

2.1.3. Stvaranje para elektron-pozitron

Ukoliko foton koji reaguje sa materijom ima energiju veću od 1,022 MeV može se očekivati efekat stvaranja para elektron-pozitron, ili jednostavnije, proizvodnju parova.

Ukoliko upadni foton visoke energije prolazi blizu jezgra atoma, za njega deluju nuklearne sile. To za posledicu ima nestajanje fotona i, umesto njega, pojave pozitivnog i negativnog elektronskog para, odnosno elektrona i pozitrona. Dakle ove čestice ne potiču iz orbite atoma već su potpuno novo stvorene u procesu konverzije energije fotona u masu.



Slika 4: Šematski prikaz stavranja para elektron - pozitron

Kinetička energija para elektron - pozitron predstavlja razliku između energije upadnog fotona i energije koja je ekvivalentna dve mase elektrona, odnosno 2 • 0,511 keV =1,022 MeV.

$$E_{e+} + E_{e-} = h\nu - 1.022(MeV)$$

Verovatnoća za stvaranje para elektron - pozitron se obeležava grčkim slovom κ i zavisi od nekoliko faktora. Verovatnoća se povećava sa porastom energije fotona i sa porastom atomskog broja, i to u funkciji sa Z².

Sada će biti grafički predstavljeni dominantni efekti interakcije fotona sa materijom u zavisnosti od energije fotona i atomskog broja absorbera.



Slika 5: Grafički prikaz dominantne interakcije fotona u odnosu na energiju fotona i Z absorbera

2.2. Udruženo ponašanje fotona u absorberu

2.2.1. Atenuacioni koeficijenti

Kao što je spomenuto, linearni atenuacioni koeficijent je fizička veličina koja predstavlja verovatnoću iza interakciju fotona sa materijom prema jedinici puta koji je foton prešao. Linearni atenuacioni koeficijent je zapravo zbir tri verovatnoće, za tri moguća mehanizma interakcije, a to su fotoelektrični efekat, komptonovo rasejanje i stvaranje para elektron pozitron. Ovo ilustruje i formula:

 $\mu=\tau+\sigma+\kappa$

- τ verovatnoća za fotoelektričnu interakciju
- σ verovatnoća za Komptonovo rasejanje
- κ- verovatnoća za efekat proizvodnje parova

Ukoliko je potrebno da se izrazi maseni atenuacioni koeficijent koji je jednak μ/ρ , to se može uraditi tako što se verovatnoće za ova tri rasejanja podele po jedinici gustine.

$$\frac{\mu}{\rho} = \frac{\tau}{\rho} + \frac{\sigma}{\rho} + \frac{\kappa}{\rho}$$

3. Medicinski linearni akceleratori

Medicinski linearni akceleratori se više decenija koriste u radioterapiji tumora kako bi stvorili visokoenergetsko zračenje sa dobro poznatim terapeutskim i praktičnim benefitima. Naravno, uvek se treba osvrnuti na bezbednost i zaštitu pacijenta i osoblja koje rukovodi procedurom ili se nalazi u neposrednoj blizini. Očekivano, linearni akceleratori koji se koriste kao teleterapijski uređaji su veoma kompleksni. Unutar njih naelektrisane čestice dobijaju energiju tokom svoje linearne putanje. Tokom svog puta, čestice pređu jednom kroz svaku od struktura koje ih ubrzavaju. Vazno je napomenuti da linearni akceleratori, iako se tako zovu, ne moraju uvek biti linearni. Na primer, akceleratori teških jona poseduju krivine od 90 stepeni kako bi zauzimali manje mesta. Takođe, postoje akceleratori koji sadrže i zakrivljenost od 180 stepeni.

Najsčešće se upotrebljavaju linearni akceleratori sa radiofrekventnim poljem, kod kojih ubrzanje i konačna finalna energija čestice zavise od frekvencije promene smera rafiofrekventnog polja. Generalno gledano, linearni akceleratori su pulsni akceleratori s obzirom da se snop generiše od strane izvora i doprema se do pacijenta u pulsevima sa tačno ofređenom talasnom dužinom i frekvencijom. Takođe, jako je važna repetitivna frekvencija, *f*, koja iznosi između 1 i 100 Hz. Takođe, linearni akcelerator koji može da odašilje kontinuiran snop se naziva *continuous wave (CW)* akcelerator.

Medicinski linearni akceleratori normalno rade na frekvencijama od 2856 ili 2998 megaherca. Respektivno, odgovarajuće talasne dužine u slobodnom prostoru su 10,5 cm i 10 cm. Ovo predstavlja kompromis između visoke snage i kompaktnosti koja je potrebna u primeni u terapiji

Na slici 6 i može se videti šema medicinskog linearnog akceleratora.



Slika 6: Šema medicinskog linearnog akceleratora

Pored kinetičke energije čestica koje izlaze iz linearnog akceleratora, jedan od važnijih parametara je intenzitet zračenja *I*. Intenzitet zračenja definiše se kao srednji intenzitet u toku jednog pulsa. S obzirom na rečeno, da snop prolazi samo jednom kroz svaku strukturu koja ga ubrzava, postoji mogućnost optimizacije dizajna svake od ovih struktura kako bi se postigla određena brzina čestice. Na ovaj način linearni akceleratori koji koriste protone i teške jone mogu da omoguće dobro i efikasno ubrzanje u rangu energija gde se brzina povećava sa energijom, na uštrb mehaničke kompleksnosti.



Slika 7: Raspodela kinetičkih energija čestice po brzinama

Kao što se može videti na slici 7, što se tiče linearnih akceleratora koji koriste elektrone, ovo ubrzanje postaje skoro odmah relativističko. Linearni akceleratori koji koriste elektrone stoga imaju jednostavniji dizajn i u mogućnosti su da pruže visoku efikasnost na svim energijama.

Medicinski linearni akceleratori su uređaji koji ubrzavaju elektrone do kinetičkih energija od 4 do 25 MeV koristeći mikrotalasna radiofrekventna polja. Ova polja mogu imati frekvencije od 10³ do 10⁴ MHz, ali većina radi na 2856 MHz. U linearnom akceleratoru elektroni prate pravolinijske putanje u specijalno izolovanim strukturama koji se nazivaju talasovodi. Elektroni su svaki put vođeni istom razlikom potencijala, mada medicinski akceleratori mogu biti i ciklični, pa imaju mogućnost ubrzavanja čestica na krivolinijskim putanjama. Radiofrekventna polja koja se koriste za ubrzavanje elektrona u talasovodima se proizvode usporavanjem elektrona u specijalnim evakuisanim uređajima koji se nazivaju magnetroni i klistroni. Za kliničku upotrebu se koriste različiti tipovi linearnih akceleratora, neki koriste X zračenje nižih energija, dok drugi pružaju mogućnost rada sa fotonima i elektronima visokih energija, kao što su 6 ,9, 12, 16 i 22 MeV.

3.1. Generacije linearnih akceleratora

U poslednjih četrdeset godina medicinski linearni akceleratori su se razvijali kroz nekoliko generacija, čineći tako da danas postoji mnogo sofisticiranije i naprednije mašine nego što je to bio slučaj 1960-ih godina. Ovih pet generacija uključuje:

Medicinski linearni akceleratori prve generacije koristili su fotone niskih energija (4-8MV), ravan snop, fiksirani filter za poravnanje, klinove koji nisu bili sastavni deo aparata, simetrične "jaw"-ove (čeljusti).

Medicinski linearni akceleratori druge generacije koristili su fotone srednjih energija (10-15MV), savijeni snop, pokretnu metu i filere za poravnanje.

Medicinski linearni akceleratori treće generacije koristili su fotone visokih energija (18-25MV) proizvodili su fotone sa dve energije i elektrone se više različitih energija, ahromatski magnet za savijanje snopa, dvostruku foliju za rasejanje, motorizovan klin i asimetrične ili nezavisne "jaw"-ove.

Medicinski linearni akceleratori četvrte generacije takođe koriste fotone visokih energija (18-25MV), ali se rad kontroliše kompjuterski, imaju dinamički klin, mogućnost za portalni imidžing i kolimator sastavljen iz listića tj. lifova (MLC).

Medicinski linearni akceleratori pete generacije takođe koriste fotone visokih energija (18-25MV) i pružaju mogućnost modulacije snopa pomoću MLC, s tim što pružaju potpunu dinamičku komformalnu isporuku doze.

3.2. Nastajanje fotonskog snopa

Kao što je rečeno, u linearnim akceleratorima koji su predviđeni za radioterapiju elektroni dobijaju dodatnu energiju kada reaguju sa sinhronizovanim radiofrekventnim elektromagnetnim poljem. U vazduhu, elektromagnetni talasi putuju brzinom svetlosti ali u odgovarajuće dizajniranom talasovodu brzina propagacije talasa može da se značajno smanji. Ubrzavajući talasovod se sastoji od duge cilindrične cevi, kao što se uočava na slici 8, a cev se sastoji od serije cirkularnih struktura. Ove strukture su namenjene kako bi se brzina propagacije mikrotalasa ubrzavala u prvom delu talasovoda, dok ne dostigne brzina bliska brzini svetlosti. Elektroni koji se generišu u elektronskom topu dolaze do talasovoda i nošeni su kroz talasovod na način koji je analogan ovim mikrotalasima.



Slika 8 : pojednostavljena šema putovanja elektronakog snopa i nastajanja fotonskog x zračenja

Elektronski snopovi koji su generisani u linearnim akceleratorima se koriste za tretmane tumora koji su na dubini do 70 mm. Za tumore koji se nalaze dublje pogodnije je da se koriste fotonski snopovi.

Ovaj rad se bazira na fotonskoj terapiji. Kako bi se dobili fotoni potrebno je elektronski snop, od koga se polazi u svakom akceleratoru, fokusirati na metu sa velikim atomskim brojem, kako bi se izazvalo zakočno zračenje koje će se koristiti u terapiji. U energijama reda veličine MV uglavnom se koristi pravac nadolazećih elektrona kao pravac zakočnog zračenja. U najjednostavnijim medicinskim nuklearnim akceleratorima meta je fiksirana a struktura ubrzavajućeg talasovoda je paralelna sa pravcem puta elektrona, tako da se snop elektrona ne mora savijati. Takođe, meta je postavljena pod uglom od 90 stepeni u odnosu na kranio-kaudalnu osu pacijenta. Međutim, za energije koje su veće od 6 MV dužina akceleratorske cevi, tj. ubrzavajućeg talasovoda je takva da ovo nije praktično. Da bi se postiglo dovođenje radiacionog snopa do pacijenta i omogućilo ozračivanje iz svakog ugla, neophodno je da se snop elektrona savije pre nego što udati u metu. Ovo se može lako postići s obzirom da elektroni skreću u magnetnom polju.

Dizajn akceleratora može da bude prilično komplikovan. Potrebno je da se proizvede stabilan monoenergetski elektronski snop koji će biti visoke koncentracije i širine svega nekoliko milimetara, kako bi mogao da se fokusira na metu. X zraci koji nastaju nakon što elektroni pogode metu moraju da uniformno padaju na regiju od interesa, koja može da varira od veoma male do 40 x 40 cm.

Takođe, veoma povoljno je imati mogućnost izbora energije snopa da bi se pravilno tretirao tumor. Moderni akceleratori su rezultat kompleksnog procesa dizajna sa specifičnim akcentima od strane različitih proizvođača.

3.3. Konfiguracija modernih linearnih akceleratora

Kada su u pitanju megavoltažne energije elektrona, fotoni koji nastanu zakočnim zračenjem se prostiru uglavnom u pravcu upadnih elektrona i iz tog pravca dolaze do pacijenta. U najjednostavnijoj i najpraktičnijoj konfiguraciji elektronski top i meta se nalaze u sklopu ubrzavajuceg talasovoda i u liniji su sa izocentrom medicinskog linearnog akceleratora. Na taj način uklanja se potreba za sistemom za transport snopa i proizvodi se snop fotona čija se putanja nadovezuje na putanju elektrona, pa se radiofrekventni generator može ugraditi u gentri.

Najjednostavniji medicinski linearni akceleratori su mašine koje proizvode fotone energije 4-6 MV. Sve komponente se postavljaju u odnosu na izocentar, sa elektronskim topom i metom trajno ugrađenom u ubrzavajući talasovod, tako da ne zahtevaju sistem za transport snopa ali takođe nemaju ni mogućnost terapije elektronima.

Ubrzavajući talasovodi za srednje (8-15 MeV) i visoke (15-30 MeV) energije elektrona su previše dugi za direktno postavljanje u odnosu na izocentar i zbog toga su locirani ili u gentriju, paralelno sa osom rotacije gentrija, ili u postolju gentrija. Tada se mora koristiti sistem za transport snopa. U ovom slucaju radiofrekventni generator se mora postaviti na postolje gentrija.

3.4. Komponente savremenih medicinskih linearnih akceleratora

Medicinski linearni akceleratori se obično ugrađuju u odnosu na izocentar i njihovi operativni sistemi su raspoređeni na pet najvažnijih sektora u mašini, a to su:

- 1. Gentri,
- 2. Postolje gentrija i potpora,
- 3. Modulatorski kabinet,
- 4. Terapijski sto i prateća oprema,
- 5. Konzola za upravljanje.

Još jedan šematski prikaz medicinskog linearnog akceleratora može se videti na slici 9, gde je takođe prikazano i povezivanje i odnosi sa gore navedenim komponentama. Međutim, važno je napomenuti da se aparati ipak u izvesnoj meri razlikuju, u zavisnosti od kinetičke energije snopa, i dizajna koji koristi proizvođač. Dužina ubrzavajućeg talasovoda zavisi od konačne kinetičke enegije elektrona i može da varira od 30cm za elektrone energija 4MeV, do 150cm za elektrone energija 25MeV. Komponente za formiranje glavnog snopa kod modernih medicinskoh linearnih akceleratora su grupisane u 6 klasa:

- 1. Sistem za ubrizgavanje elektrona
- 2. Radiofrekventni sistem za generisanje snage
- 3. Ubrzavajući talasovod
- 4. Pomoćni sistemi
- 5. Sistem za transport snopa
- 6. Sistem za kolimaciju i monitoring doze



Slika 9: Postavka glavnih komponenti medicinskog linearnog akceleratora i odnosi među njima

3.4.1. Sistem za snabdevanje elektronima - elektronski top

Sistem za snabdevanje elektronima se najčešce sastoji iz najjednostavnijeg elektricnog oscilatora koji se zove elektronski top. Postoje dve vrste elektronskog topa: diodni i triodni tip. Obe vrste sadrže katodu koja se zagreva i anodu koja je uzemljena, dok triodni tip takođe sadrži i mrežu.

Elektroni koji treba da se ubrzaju su proizvedeni od strane zagrejane katode procesom koji se zove termalna emisija. Elektroni nastali termoemisijom izlaze iz zagrejane katode i fokusiraju se na snop širine olovke. U tome im pomaže zakrivljena elektroda koja služi za fokusiranje. Ovi elektroni su ubrzani kao anodi sa perforacijama, kroz koju prolaze, da bi došli do ubrzavajućeg talasovoda.



Slika 10: Šemataki prikaz elektronskog topa

Elektrostatičko polje koje se koristi za ubrzavanje elektrona u elektronskom topu sa diodama se dobija direktno od pulsnog modulatora u obliku negativnog pulsa koji se isporučuje katodi. Pulsni elektronski snop se dobija primenom pulsnog napona od oko 10 kilovolti. Ovo proizvodi struju reda veličine miliampera, detalji što se tiče proizvodnje samog elektronskog topa su različiti u zavisnosti od proizvođača.

Rešetka, za koju je rečeno da postoji kod triodnog elektronskog topa, se održava na dovoljno negativnom potencijalu u odnosu na katodu, da može da prekine struju ka anodi. Ubrizgavanje elektrona u ubrzavajući talasovod je kontrolisano od strane voltažnih pulseva koji se primenjuju na rešetku i moraju biti sinhronizovani sa pulsevima koji su primenjeni na mikrotalasni generator.

U putujućim talasovodima, koji su veći i prisutna je manja snaga polja, sistem je više prostorno tolerantan. Ovo dozvoljava da se koriste zagrejani navoji od tangstena. Ovo ne samo da smanjuje cenu konstrukcije elektronskog topa nego smanjuje i kompleksnost, a takođe ima i dodatnu pogodnost jer je moguće primeniti jednostavnije metode za kontrolu doze. Kako će se ispostaviti kasnije, ovo je jako važan zahtev svakog kliničkog akceleratora. Termalni kapacitet ovih elektronskih topova je veoma mali.

Sa druge strane, stojeći talasovodi imaju mnogo rigidniju strukturu i zbog toga ne mogu da prihvate moguće varijacije u prostoru kao što su rotacije gentrija. Umesto toga koriste se topovi koji se ne zagrevaju direktno već poseduju jedan grejni element. Ovaj element je ugrađen u sam top i oslanja se na katodu koja ima visoku termalnu emisiju.

Ako je potrebno da postoji još bolja kontrola može se dodati mreža ispred katodne površine i na taj način napraviti triodni elektronski top. Ovakav tip elektronskog topa se vrlo često koristi u mašinama koje koriste stojeće ubrzavajuće talasovode, ali, s obzirom da imaju veoma visoke termalne kapacitete, potrebno je pronaći neki alternativni metod da se meri doza.

3.4.2. Radiofrekventni generator

Mikrotalasno zračenje koje se koristi u ubrzavajućem talasovodu da ubrza elektrone za željene kinetičke energije se dobija pomoću radiofrekventnog generatora koji se sastoji od dve glavne komponente, a to su radiofrekventni izvor i modulator. Radiofrekventni izvor je magnetron ili klistron. Jedan i drugi su sprave koje koriste ubrzavanje elektrona i usporavanje elektrona u vakuumu za proizvodnju radiofrekventnog polja. Ta polja se koriste za ubrzavanje elektrona sa koji se emituju zagrejane katode i ubrzavaju elektrone ka anodi u pulsnom elektrostatičkom polju. Iako slične namene, njihovi principi u dizajnu se prilično razlikuju.

Za medicinske nuklearne akceleratore snage 2 do 10 MW neophodno je da postoji pulsna operabilnost mašine. U tome nam takođe pomažu magnetron ili klistron kao komponente.

3.4.3. Magnetron

Magnetron je radiofrekventni oscilator koji stvara mikrotalasnu energiju iz elektrona u jakom magnetnom polju. Odlikuju ga pulsevi od 50 kv koji traju do 5 mikrosekundi koji se primenjuju na zagrejanu cilindričnu katodu. Elektroni koji nastaju termoemisijom bivaju privučeni ka radijalno simetričnoj anodi. U prisustvu jakog magnetnog polja koje je paralelno osi katode elektroni skreću i prilaze veoma blizu anode, pre nego što bivaju okrenuti nazad ka katodi. Pri ovom procesu dešavaju se dve stvari: prva, stvara se oscilujuće električno polje i druga, elektroni koji se vraćaju će osloboditi još više elektrona sekundarnim emisijama na katodi. Ovo poslednje zahteva da struja koja zagreva katodu bude smanjena u toku trajanja pulsa kako bi se sprečilo lavinsko pražnjenje. Dimenzije ovih udubljenja koja se uočavaju na slici 11 generalno određuju operativnu frekvenciju magnetrona, iako se mogu uraditi izvesna fina podešavanja ove frekvencije. Maksimalna snaga koja se može postići je određena količinom emitovanih elektrona od strane katode, veličinom visokovoltažnog pulsa kao i jačinom magnetnog polja. Radiofrekventni generator u suštini određuje maksimalnu

energiju akceleratora. Neki proizvođači linearnih akceleratora nude dvostruki mod pomoću duge anode, takozvanog Butovog magnetrona. Ovi magnetroni imaju elektromagnete koje se mogu podešavati i dozvoljavaju rad na visokim i niskim modovima energije.



Slika 11: Šematski prikaz osnovnih komponenti magnetrona

Magnetroni su kompaktnog dizajna i obično se nalaze u postolju gentrija. Na ovaj način se izbegavaju skupi rotacioni radiofrekventni coupler-i. Ipak, bez obzira na visoku snagu koja se može generisati, oni su veoma osetljivi na efekte magnetnog polja i postavljanje samog gentrija zahteva da se naprave određene korekcije za različite orijentacije u zemljinom magnetnom polju kao funkcija ugla gentrija.

3.4.4. Klistron

Jedan od najranijih primeraka klistrona je proizveden od strane proizvođača *Varian* 1937. godine ali se od tada dizajn i mogućnost primene veoma proširila. Za razliku od magnetrona, klistron nije radiofrekventni oscilator nego je radiofrekventni pojačavač. Za pobuđivanje klistrona potreban je ulazni radiofrekventni signal, koji će se pojačati od nekoliko decibela do nekoliko stotina decibela, u zavisnosti od dizajna.



Slika12 : šematski prikaz glavnih komponenti pulsnog klistron pojačivača

Elektronski top, koji je montran verikalno, ubacuje elektrone nastale termoemisijom u radiofrekventno polje. Ovaj snop elektrona se, pre nego što uđe u polje, sužava pomoću elektrostatičkog ili magnetnog fokusiranja, a pomoću velikih solenioda se održava na osi, dok prolazi kroz radiofrekventni sektor. Konačno, elektroni ostaju u zidovima kolektora. Postoje značajni parametri za moderne klistrone visoke snage. Visokovoltažni pulsevi su u rangu od 100 do 150 kV, strujanja elektrona tokom ovih pulseva su rada veličine 100 A, a efikasnost konverzije snage je oko 50 posto. Takođe se mora naglasiti i sledeće:

1.Elektroni koji stižu do kolektora generišu zakočno zračenje do 100 keV i potrebna je značajna zaštita.

2. Potrebno je hlađenje kolektora čak i kada su u pitanju slab "duty cycle" (1:1000).

3. Kako bi se smanjio rizik od lavinskog pražnjenja i kako bi se osigurale male dimenzije klistrona, potrebno je da bar jedan deo uređaja bude uronjen u ulje.

Klistroni i njihovi štitovi, tj. barijere, su teški i glomazni i zbog toga su uvek pričvršćeni i imaju fiksnu poziciju. Nalaze se u postolju a ne u ruci gentrija.

3.4.5. Modulator

Uloga modulatora je da obezbedi visokovoltažne pulseve koji traju nekoliko mikrosekundi, za izvor mikrotalasa i elektronski top. Na slici 13 je prikazana pojednostavljena šema elektronskih kola kod modulatora. Visokovoltažni trofazni izvor obično isporućuje 10kV kondenzatoru C 1. Ovo se može posmatrati na otpornicima R1 i R2 gde je R1 mnogo vece od R2.



Slika 13: Pojednostavljena šema glavnih komponenti klistrona

3.4.6. Ubrzavajuci talasovod

Ubrzavajući talasovodi su evakuisane strukture ili strukture napunjene gasom koje se sastoje od pravougaonika ili kružnih sektora za transmisiju mikrotalasa. Postoje dve vrste ubrzavajućih talasovoda koji se koriste u medicinskim linearnim akceleratorima. Elektroni koji stižu iz elektronskog topa se ubrzavaju tako što im se predaje energija radiofrekventnog polja. U osnovnoj postavci ova, jedna od glavnih komponenti medicinskog linearnog akceleratora, na prvi pogled izgleda kao bakarna cev. Najjednostavniji model ubrzavajućeg talasovoda se dobija upravo od cilindrične cevi tako što joj se dodaju serije diskova ili irisa sa rupama u sredini, koje su postavljene ekvidistantno. Ovi diskovi dele talasovod na seriju cilindričnih udubljenja.

Moćni radiofrekventni talasi ulaze u ovu cev i bivaju pod uticajem izuzetno jakog električnog i magnetnog polja unutar svake šupljine. Ova polja ubrzavaju elektrone u pravcu njihovog kretanja. Kako bi se smanjili gubici usled otpora, za izradu ubrzavajućih talasovoda koristi se bakar velike čistoće. Mikrotalasna energija u zidovima talasovoda, koja je vezana za energiju elektrona V i dužinu talasovoda L je data kao :

$$P = \frac{1}{ZL}$$

 V^2

Slika 14: Šematski prikaz ubrzavajućeg talasovoda, strelicama je obeležen smer električnog polja.

Primećujemo da elektroni u šupljinama 2, 4 i 6 neće dobiti ubrzanje. Pola ciklusa kasnije, situacija se obrće. Ako je vreme koje je potrebno elektronu da putuje od šupljine 1 do šupljine 3 jednako polovini perioda radiofrekventnog polja tada će taj elektron dobiti energiju u obe šupljine. Ovo je pojednostavljen način na koji funkcioniše ubrzavajući tačasovod. U praksi, ovo se može implementirati na različite načine i najviše zavisi od energije i željene primene snopa. Ukoliko je potrebno dobiti fotone energija od 4 do 6 MV, koristi se modifikovana verzija ovog talasovoda sa šupljinama koje se nalaze sa strane, kao što se uočava na slici 15. U ovoj postavci može se videti da su šupljine u kojima elektroni ne dobijaju ubrzanje sklonjene sa strane, tako da su na osi ostale samo šupljine u kojem

elektroni dobijaju ubrzanje. Ovim je pružena mogućnost skraćenja dužine ubrzavajućeg talasovoda.



Slika 15. Presek ubrzavajućeg talasovoda za energiju od 6 MeV. Šupljine ze ubrzavanje elektrona se nalaze na centralnoj osi, dok su šupljine za nakupljanje elektrona sa strane. Elektronski top je sa leve strane, meta je sa desne strane, permanentno ugrađeni.

Ubrzavajući talasovod je izolovan kako bi omogućio kretanje elektrona bez nuspojava. Udubljenja u ubrzavajućem talasovodu postoje iz dva razloga: prvi je da gomilaju i raspoređuju mikrotalasnu snagu između udubljenja koje su jedna do drugog, a drugi je da obezbede pogodno električno polje za ubrzavanje elektrona. Postoje dve vrste ubrzavajućih talasovoda:

-Stojeći talasovod

-Putujući talasovod

Karakteristike stojećeg talasovoda su takve da se na svakom njegovom kraju nalazi disk za reflektovanje mikrotalasa, što za posledicu ima nakupljanje stojećih talasa. U svakom trenutku, svako drugo udubljenje nema električno polje i samim tim ne dodaje eneriju elektronima. Ove šupljine služe samo za nakupljanje elektrona i mogu da se pomere ka krajevima talasovoda, time ga skraćujući za 50 posto. Slika 16 predstavlja presek ubrzavajućeg talasovoda sa stojećim talasima.



Slika 16: Šemataki prikaz stojećeg talasovoda

Kod putujućeg talasovoda mikrotalasi ulaze u talasovod sa iste strane na kojoj se nalazi elektronski top i putuju ka strani talasovoda sa višom energijom, gde su ili apsorbovani bez refleksije ili izlaze iz talasovoda da bi bili absorbovani od strane otpornika. U ovoj konfiguraciji samo jedna od četiri šupljine u datom trenutku služi za ubrzavanje elektrona i obezbeđuje električno polje u pravcu propagacije snopa.



Slika 17: Šematski prikaz putujućeg talasovoda

3.4.7. Sistem za podršku

Sistem za podršku kod medicinskih linearnih akceleratora se sastoji od nekoliko komponenti koje nisu direktno uključene u proces ubrzavanja elektrona, ali omogućavaju da se vrši klinička upotreba akceleratora. Najvažnije komponente sistema za podršku su:

-Sistem vakuumskih pumpi, koji omogućava pritisak od oko 10^{-6} torr u ubrzavajucem talasovodui radiofrekventnom generatoru.

-Sistem za hlađenje vode koji hladi ubrzavajući talasovod, metu, cirkulator i radiofrekventni generator,

-Sistem vazdušnog pritiska za pneumatičko pomeranje mete i ostalih komponenti za sužavanje snopa,

-Zaštita protiv curenja radijacije.

3.4.8. Transport snopa elektrona

Kod medicinskih linearnih akceleratora niskih energija meta je ugrađena u ubrzavajući talasovod tako da nije potreban sistem za prenos snopa od talasovoda do mete. Za energije veće od 6 MeV talasovodi bi trebali biti mnogo duži, što zbog kompaktnosti uređaja nije praktično, tako da se koriste magneti za promenu pravca snopa. Ubrzavajući talasovod se obično postavlja tako da bude paralelan osi rotacije gentrija, elektronski snop se savija tako da može da pogodi metu ili da može da izađe kroz prozor za izlaz snopa. Postoje tri sistema za promenu pravca snopa:

- 90 stepeni
- 270 stepeni
- Slalom, gde je poslednja promena 112,5 stepeni

Na srednjim (10 MeV) i visokim (preko 15 MeV) energijama mora se koristiti sistem za transport snopa od ubrzavajućeg talasovoda do mete ili izlaznog prozora (ako je u pitanju terapija elektronima). Ovaj sistem se sastoji iz izolovanih transportnih cevi i magenta za promenu pravca snopa. Takođe, postoje kalemi za upravljanje i fokusiranje koji čine deo sistema za transport snopa.



Slika 18: Konstukcija elemenata za promenu pravca snopa pod različitim uglovima

3.4.9. Glava aparata

U glavi medicinskog linearnog akceleratora nalazi se nekoliko komponenti za stvaranje , oblikovanje, lokalizaciju i monitoring fotonskog i elektronskog zračenja koje se klinički primenjuje. Elektroni koje proizvede elektronski top bivaju ubrzani u talasovodu do željene kinetičke energije i dolaze do glave medicinskog linearnog akceleratora u formi snopa širine olovke, gde nastaju fotoni ili elektroni koje može se koristiti u kliničke svrhe. Najvažnije komponente koje se nalaze u glavi gentrija u medicinskom linearnom akceleratoru četvrte i pete generacije su:

- Nekoliko različitih meta za X zrake
- Filteri za ravnanje snopa i rasipni filteri za elektrone
- Primarni i sekundarni (podesivi) kolimatori
- Dvostruke transportne jonizacione komore
- Indikator svetlosnog polja i rastojanja
- MLC kolimatori (lifovi)
- Pomerajući klinovi



Slika 19: Šematski prikaz glave aparata sa najvažnijim komponentama

Fotoni koji se koriste u kliničke svrhe se dobijaju tako što se na fotone koji nastanu zakočnim zračenjem primene filteri za poravnanje. Svaki snop terapijskih fotona ima svoju sopstvenu kombinaciiju filtera za poravnanje koji se nalaze za rotirajućem točku (karozelu) radi jednostavnije i brže postavke, kada su potrebni.

Primarni kolimator definiše maksimalno kružno polje, koje se dalje oblikuje pomoću podesivog kolimatora. Ovaj sekundarni kolimator se sastoji iz dve gornje i dve donje nezavisne ploče (čeljusti ili "jaw"-ovi) pomoću kojih se dobija kvadratno ili pravougaono polje. Maksimalne dimenzije polja su 40x40 cm² u izocentru.

Jonizacione komore se koriste za monitoring i kontrolu, kao i za radialno i transverzalno poravnanje snopa.

Indikator svetlosnog polja se odbija od ogledala i daje vizuelni prikaz kako snop izgleda kada pada na određenu površinu, odnosno kožu pacijenta. Ovo je važan indikator s obzirom da nismo u mogućnosti optički da posmatramo sam snop.

Indikator rastojanja govori koliko je centimetara snop udaljen od površine na koju pada, odnosno od kože pacijenta. Ovo je važno kako bi pacijent bio postavljen na bezbednu udaljenost od glave aparata i kako bi se ispunili zahtevi za postavku pacijenta određeni teleterapijskim planom.

3.5. Proizvodnja terapijskih fotona u medicinskom linearnom akceleratoru

Terapijski fotoni koji se proizvode u medicinskom linearnom akceleratoru su nastali u meti i najčešće poravnati filterima za poravnanje. Ukoliko fotoni imaju energiju veću 15 MeV najpogodnije je da se koriste mete sa visokim atomskim brojem Z.

3.5.1. Kolimacija snopa

U standardnom medicinskom linearnom akceleratoru kolimacija fotonskog snopa se postiže pomoću nekoliko kolimatora:

- Primarni kolimator
- Sekundarni (podesivi) kolimator
- MLC kolimatori (lifovi), opcionalni

Primarni kolimator definiše najveće moguće cirkularno polje. U izolatorski blok od tangsterna je sa jedne strane ugrađena meta, a sa druge strane konusni otvor i filter za poravnanje. Ovaj izolatorski blok je dizajniran tako da priguši primarni snop na manje od 0,1%. Prema preporukama, izlazni snop ne bi smeo biti većeg intenziteta od 0,2% primarnog snopa.

Sekundarni kolimatori se sastoje iz četiri bloka (kod pojedinih proizvođača mogu se sresti samo dva bloka u sekundarnom kolimatoru) koji formiraju takozvane gornje i donje čeljusti. Ove čeljusti su u mogućnosti da formiraju kvadratni ili pravougaoni snop u izocentru medicinskog linearnog akceleratora sa stranicom veličine do 40cm. Moderni medicinski linearni akcelerator u sebi sadrži nezavisne čeljusti koje mogu da obezbede asimetrična polja. Najčešće je potrebno da se blokira polovina ili tri četvrtine polja od čega su jedna ili dve (respektivno) ivice polja paralelne sa centralnom osom snopa.

Jedna od najnovijih inovacija što se tiče kolimacije snopa su MLC kolimatori (lifovi). Generalno, ideja iza MLC kolimatora je jednostavna, međutim, ostvarivanje pouzdanog MLC sistema predstavlja svojevrstan tehnološki izazov. Broj MLC kolimatora se stalno povećava , sada postoje modeli sa 60 parova lifova koji pokrivaju polja veličine 40 x 40 cm². Svaki MLC kolimator mora da ima svoj nezavisni motor, što znači da ovaj sistem zahteva 120 kompjutersko kontrolisanih nezavisnih motora. Postoje i minijaturne verzije MLC kolimatora (mikro MLC) gde je širina jednog kolimatora od 1,5 do 6 mm koji mogu da projektuju polje veličine 10 x 10 cm u izocentru. Ovi medicinski linearni akcelerator se mogu koristiti u radiohirurgiji kao i za tretmane glave i vrata.

3.5.2. Sistem za kontrolu doze

Najčešći sistemi za kontrolu ili monitoring doze su transmisione jonizacione komore. Ovi detektori su trajno ugrađeni u medicinski linearni akcelerator kako bi se kontinuirano kontrolisala doza koja se isporučuje pacijentu za vreme tretmana. Većina medicinskih linearnih akceleratora imaju izolovane jonizacione komore kako bi njihov odgovor bio nezavisan od temperature i pritiska. Načešće se sistem jonizacionih komora nalazi između filtera za poravnanje snopa i sekundarnog kolimatora. Radi bezbednosti pacijenta dozimetrijski sistem medicinskog linearnog akceleratora se obično sastoji od dve nezavisno izolovane jonizacione komore sa takođe nezavisnim izvorima struje i elektrometrima. Ako dođe do prestanka rada primarne komore, druga komora će prekinuti ozračivanje ukoliko dođe do isporuke doze veće od planirane. U slučaju da obe komore istovremeno prestanu sa radom sigurnosni sistem medicinskog linearnog akceleratora će ugasiti aparat kako bi se

iradijacija pacijenta svela na minimum. Osnovni zahtevi koje jonizacione komore moraju da ispune su:

- Moraju imati minimalan uticaj na snop kliničkih fotona i elektrona
- Njihov odgovor mora biti nezavisan od ambijentalne temperature i pritiska (ovo se najčešće rešava izolacijom same komore)

Primarne jonizacione komore količinu zračenja mere u monitorskim jedinicama. Prema pravilu, jedna monitorska jedinica odgovara dozi od 1cGy koja se isporuči vodenom fantomu na dubini maksimalne doze na centralnoj osi snopa pri ozračivanju polja površine 10 x 10 cm² na rastojanju izvora i detektora (source to surface distance, SSD) od 100cm. Kada se isporuči broj monitorskih jedinica koji je predviđen teleterapijskim planom, medicinski linearni akcelerator se isključuje. Pre nego što se može ponovo pokrenuti ozračivanje, broj monitorskih jedinica mora biti vraćen na nulu.

Pored kontrole monitorskih jedinica, sistem za kontrolu doze takođe posmatra i druge parametre kao što su poravnanje snopa, energija i simterija snopa. Ovaj dodatni monitoring zahteva da elektrode primarnih i sekundarnih jonizacionih komora budu podeljene u više odeljaka. Medicinski linearni akcelerator mora da bude opremljen za monitoring koji u svakom trenutku prikazuje dozu u izocentru i zaustavlja snop ako doza dva puta pređe maksimalnu, koja je određena specifikacijom proizvođača. Ukoliko je medicinski linearni akcelerator u mogućnosti da radi na više od jedne energije ili vrste čestice, ozračivanje se prekida sve dok se u kontrolnoj sobi na konzoli aparata ne odabere nova selekcija energije ili vrsta terapijskog snopa.

4. Detektor GR -135

Za prikupljanje spektara rasejanog fotonskog zračenja u okolini linearnog akceleratora u ovom radu korišćen je prenosni detektor GR-135 čija je osnovna aktivna zapremina bazirana na kristalu NaI(Tl). GR-135 je detektor koji predstavlja pomak u monitoringu zračenja s obzirom da pruža mogućnost ne samo da se otkrije i locira radioaktivni materijal već i da se automatski identifikuju radionuklidi koji su prisutni. Ovaj detektor je potpuno prenosiv i izgleda kao na slici 20:



Slika 20 : GR-135 detektor za identifikaciju

GR-135 identifikator se sastoji iz dva detektora koji deluju sinergetski. Sastoji se iz natrijum jodidskog detektora koji omogućava visoku senzitivnost i Gajger Milerovog brojača za merenje nivoa doze.

Natrijum jodidski detektor je specijalno dizajniran za teže uslove i okruženja. Natrijum jodidski kristal je zatvoren u specijalni džep kako bi davao visok procenat zaštite od udarca i potpuno je ugrađen u telo aparata. Dimenzije natrijum jodidskog detektora su 38 x 57 mm, a zapremina je 65 kubnih centimetara. Očekuje se energetska rezolucija bolja od 9% za Cezijum 137 na 662 keV. Ovaj detektor može da meri energije od 50 keV - 3 MeV i može da izražava rezultate u R , Sv ili Gy. Opseg merenja za ovaj detektor je od 1 μ R/h - 5 mR/h. Gajger-Milerov brojač je lokalizovan iza frontalnog dela instrumenta i sastoji se od Gajger-Milerov ecvi prečnika 1,27cm i dužine 5cm.

Što se tiče načina rada, ovaj detektor može da radi na dva načina: prvi je automatski mod, u kom se mogu koristiti samo opcije pretrage i identifikacije. Takođe, postoji i manuelni mod. U modu pretrage GR-135 prikazuje trenutno brzinu brojanja u mernoj jedinici od broj u sekundi. Ovaj moj se koristi uglavnom za potragu za radioaktivnim materijalom.

U modu identifikacije GR-135 akumulira podatke o spektru iz uzorka i analizira spektar u smislu emitovanog nivoa energije. Identifikacioni mod je korišćen u prikupljanju podataka ua ovaj rad. On omogućava detaljnu spektralnu analizu kao i identifikaciju pikova i nuklida. Od pokretanja merenja, na svakih 1 sekund će se pokazivati grafik za progresom.

Kao što se vidi sa slike 20, telo detektora se sastoji od dva primarna dela, a to su kućište i površinska ploča. Kućište je napravljeno od aluminijuma koji obezbeđuje jaku strukturu. Gornja ploča je napravljena od specijalne ABS plastike tako da svodi masu na minimum dok zadržava rigidnost jedinice. Kombinacijom ovih delova dobija se kućište pogodno za prenos u situacijama kada postoje izvesni rizici za mehaničke udarce. Mrtvo vreme detektora GR-135 bi trebalo da bude između 10:00 h i 20% kako bi se dobili najbolji rezultati.

5. APTEC - NRC softver

Aptec- nrc je sistem za analizu koji se veoma često koristi kada je potrebno analizirati spektre dobijene sa detektora. Upravo je ovaj softver korišćen za analizu spektara rasejanog fotonskog zračenja prikupljenih prenosnim detektorom GR-135. U softveru Aptec - NRC postoji mogućnost za manipulaciju spektrima počevši od kalibracije, kada se svakom kanalu dodaje energija, preko izbora prikaza (detaljnijeg ili manje detaljnog) kao i izbora skale u kojoj želimo da gledamo da posmatramo spektar: linearna ili logaritamska . Softver pruža mogućnost za integraljenje određenih delova spektra i daje podatke o odbroju po sekundi u određenoj tački ili delu spektra. Takođe je moguće posmatrati i živo i mrtvo vreme detektora i na osnovu toga izvući neophodne podatke za analizu.

6. Eksperimentalni rad

Eksperimentalni deo ovog rada odnosio se na prikupljanje spektralnih podataka rasejanog zračenja na nekoliko pozicija u odnosu na linearni accelerator, za različite vrednosti energija elektronskog snopa (6MeV, 10MeV), kao i kasnijim upoređivanjem tih rezultata sa rezultatima dobijenim u simulaciji za slične uslove. Na osnovu eksperimentalnih rezultata dobija je brzina odbroja, odnosno broj događaja za svaki snimljeni spektar. Merenja su realizovana u okolini medicinskih linearnih akceleratora lociranih u okviru Instituta za onkologiju u Sremskoj Kamenici.

U simulaciji je računata brzina doze ondosno dozni efekat koji rasejano zračenje ima na pacijenta, što se kasnije moglo iskoristiti pri proceni efekta na ukupnu dozu u realnim uslovima.

6.1. Merenja u realnim uslovima

Nakon što su navedene glavne komponente medicinskog linearnog akceleratora kao mašine koja obezbeđuje stabilan fotonski snop, eksperimentalni deo ovog rada fokusiran je na karakteristike spektara rasejanog fotonskog zračenja pri energijama elektrona:

- 6MeV sa poravnavajućim filterima na mediciskom nuklearnom akceleratoru VersaHD proizvođača Elekta,

-10 MeV sa poravnavajućim filterima na mediciskom nuklearnom akceleratoru VersaHD proizvođača Elekta

- 6MeV bez prisustva poravnavajućih filtera (oznaka FFF*) na mediciskom nuklearnom akceleratoru TrueBeam proizvođača Varian.

^{**}flattening filter-free (FFF) photon beam (medical linear accelerator operates with Flattening Filter (FF) and Flattening-Filter-Free (FFF) mode)

Merenja su vršena u nekoliko različitih pozicija, kako bi se dobila predstava o distribuciji rasejanog zracenja u zavisnosti od orijentacije detektora u odnosu na linearni akcelerator. Na slici 21 su šematski prikazane pozicije detektora u odnosu na medicinski linearni akcelerator i teleterapijski sto.





Podaci o zadatim uslovima isporuke snopa za energije 6MeV (pozicija 1 i 5) i 10MeV (pozicije 1, 2,3,4,5) , sa poravnavajućim filterima na aparatu Elekta Versa HD su:

Veličina zračnog polja: 10x10 cm Total MU(ukupno monitorskih jedinica): 3000 Vreme merenja: 5 min Rastojanje detektora od izocentra: 2m

Energija	Naziv spektra	Vreme	Živo	Merna	Integralna	Brzina
		merenj	vreme	pozicija	brzina	brojanja
		a	[s]		brojanja	U
		[s]			(1keV-	energetskom
					3580keV)	intervalu
					_	5keV-65keV
					[c/s]	[c/s]
6MeV	Aptec-	300	103.9	1	9877	9683
	Spektar1-					
	6MeV-					
	POZICIJA 1.SO					
6MeV	Aptec-	300	93.9	5	10 327	10 078
	Spektar8-					
	6MeV-					
	POZICIJA 5.SO					
10MeV	Aptec-	300	48.1	1	34 048	6523
	Spektar2-					
	10MeV-					
	POZICIJA 1.SO					
10MeV	Aptec-	300	42.1	2	51837	13947
	Spektar4-					
	10MeV-					
	POZICIJA 2.SO					
10MeV	Aptec-	300	34.9	3	55 108	9632
	Spektar6-					
	10MeV-					
	POZICIJA 3.SO					
10MeV	Aptec-	300	51.5	5	36 734	99 <mark>9</mark> 3
	Spektar9-					
	10MeV-					
	POZICIJA 5.SO					
10MeV	Aptec-	300	45.8	4	47 735	13 285
	Spektar10-					
	10MeV-					
	POZICIJA 4.SO					
	Fonski	300	284.3		76.2	6.0
	spektar					

Tabela.2: Podaci o prikupljenim spektrima rasejanog fotonskog zračenja pri energijama elektrona 6MeV i 10MeV Podaci o zadatim uslovima isporuke snopa za energije 6MeV (pozicije 1, 2,3,4,5), bez poravnavajućih filtera (FFF - flattening filter-free) na aparatu Varian TrueBeam su:

Veličina zračnog polja: 10x10 cm Dose rate: 1000 MU/min Total MU (ukupno monitorskih jedinica): 5000 Vreme merenja: 5 min Rastojanje detektora od izocentra: 2m

Energija	Naziv spektra	Vreme merenj a [s]	Živo vreme [s]	Merna pozicija	Integralna brzina brojanja (1keV- 3580keV)	Brzina brojanja U energetskom intervalu
6MeV	Spektar2- POZICIJA 1- 6MV FFF-	300	85.7	1	7277	5keV-65keV 5769
6MeV	Spektar3- POZICIJA 2- 6MV FFF- Aptec.S0	300	69.8	2	13 211	11 061
6MeV	Spektar4- POZICIJA 3- 6MV FFF- Aptec.S0	300	63.8	3	7599	5713
6MeV	Spektar5- POZICIJA 4- 6MV FFF- Aptec.S0	300	69.8	4	12 039	9850
6MeV	Spektar6- POZICIJA 5- 6MV FFF- Aptec.S0	300	93.8	5	8853	7149

Tabela.3: Podaci o prikupljenim spektrima rasejanog fotonskog zračenja pri energijama elektrona 6MeV FFF Analizom spektara rasejanog fotonskog zračenja utvrđeno je da postoji vrlo izražen pik na energiji od oko 20keV, što je dosta nisko u odnosu na opseg energija koje postoje u sprektru. Ovaj pik se proteže do energije od oko 65keV. U kontinualnom delu spektra naziru se anihilacione linije.



Na slici 22 prikazana je komparacija jednog od snimljenih spektara sa fonskom spektrom.

Sl.22 Komparacija spektra pri energiji 6MeV (FFF) snimljenog na poziciji 5 (gornji spektar) sa fonskim spektrom (donji spektar)

Na narednim stranicama biće prikazani snimljeni spektri u logaritamskoj skali, obzirom na potrebu da budu istovremeno vidljivi visoki odbroji u niskoenergetskom delu spektra i relativno mali doprinos u visokoenergetskom delu spektra.



Slika 23: Aptec-Spektar1-6MeV-POZICIJA 1



Slika 24: Aptec-Spektar8-6MeV-POZICIJA 5







Slika 26: Spektar3-POZICIJA 2-6MV FFF-Aptec







Slika 28: Spektar5-POZICIJA 4-6MV FFF-Aptec











Na prethodnim slikama koje prikazuju spektre rasejanog fotonskog zračenja snimljene pri energijama elektronskog snopa od 10MeV uočava se znatno veći odbroj u visokoenergetskom regionu (E > 500 keV), nego u slučaju 6MeV spektara, što je posledica aktivacije materijala u blizini detektorske aktivne zapremine, usled neutrona generisanih u fotonuklearnim reakcijama.

6.2. Simulacioni rezultati

Kako bi se izvršila najbolja procena efekata na ukupnu dozu za pacijenta potrebno je izvršiti procenu brzine doze kojoj je izložen pacijent od strane rasejanog zračenja za vreme trajanja radioterapije. Simulirani su uslovi slični onim koji postoje u bunkeru, što prikazuju i sledeće šeme date na Sl.35 i Sl.36.



Sl.35.Geometrija simulacione postavke



Sl.36..Pozicija glave akceleratora i detekcione zapremine unutar betonskog bunkera u simulacijama

Simulacije su izvršene pomoću programa *Geant4,* pri čemu je snop elektrona energije 6 MeV padao na W metu smeštenu u primarnom kolimatoru. Nije simulirano prisustvo sekundarnih kolimatora akceleratora.

Na osnovu podataka dobijenih iz simulacija pomoću softverskog paketa *Geant4* dobijen je spektar rasejanog zračenja prikazan na Sl.37. Kao što se vidi, dobijena je kvalitativno ista distribucija rasejanog zračenja, kao i ona prikupljena eksperimentalnim putem.



Sl.37.Simulirani spektar rasejanog zračenja na poziciji udaljenoj 2m od projekcije izocentra. Energija elektrona koji padaju na W metu iznosi 6 MeV. Matrica detektorske cilindrične zapremine (D=30 cm, H=40 cm) u kojoj se posmatra depozicija rasejanog zračenja je voda. Masa ove detektorske zapremine iznosi m=28.26 kg.

Ukoliko je struja akceleratora (elektroni koji padaju na W metu) okarakterisana sledećim parametrima:

-visina impulsa: 50 mA

- trajanje impulsa: 2µs

- brzina ponavljanja: 100 impulsa po sekundi

- period između početka dva sukcesivna impulsa : 10 4 μs ,

tada je br.elektrona koji padne na W metu u jedinici vremena:

Ne=6.2422 x 10¹³ e/s

Odgovarajuća brzina brojanja fotona rasejanog zračenja u pomenutoj detektorskoj zapremini koja se dobija iz simulacija (broj događaja registrovanih u toku 1 s), iznosi:

$$R' = 5.32 \times 10^9 c/s.$$

Brzina apsorbovane doze usled rasejanog zračenja registrovanog u detektorskoj zapremini pri prethodno opisanim uslovima iznosi:

$$D' = 28.6 \, {\rm mGy/h},$$

što obzirom da se radi o fotonskom zračenju odgovara brzini ekvivalentne doze od 28.6 mSv/h.

Međutim, potrebno je naglasiti da su ovi simulacioni rezultati dobijeni imajući u vidu gore pretpostavljene podatke o struji akceleratora (što nije bio dostupan podatak), a koji su se mogli u značajnoj meri razlikovati od struja akceleratora pri eksperimentalnim merenjima. Takođe, nepostojanje sekundarnih kolimatora u simulacionoj postavci, moglo je da u značajnoj meri dovede do porasta brzine brojanja, a samim tim i brzine doze koje su dobijene u simulacijama, u odnosu na realne uslove. Treba imati u vidu i da je detekciona zapremina u simulacijama značajno veća (oko 435 puta) od NaI detekcione zapremine prenosnog detektora korišćenog pri eksperimentalnim merenjima, kako bi se u simulacionim uslovima mogli prikupiti statistički značajni rezultati, kao i da u simulacijama nije postojao nikakav apsorpcioni sloj oko detekcione zapremine, dok je NaI kristal smešten unutar detektora ispod dodatnih apsorpcionih slojeva. Sve ovo mora se uzeti u obzir pri komparaciji simulacionih rezultata i rezultata dobijenih iz eksperimenta.

6.3. Komparacija rezultata i simulirani dozni doprinos

Osvrtom na rezultat dobijen eksperimentalnim putem, konstatovano je da broj događaja registrovanih u toku 1s za energiju od 6MeV, na pozicijama 1 i 5 (tabela 1) iznosi:

 $R_1 = 9877 \frac{c}{s} \text{ za poziciju 1}$ $R_5 = 10\ 327 \frac{c}{s} \text{ za poziciju 5}$

Ukoliko bi se na izmerene brzine brojanja primenili svi odgovarajući korekcioni faktori, tako da odgovaraju gore pomenutim simulacionim uslovima (uključujući i faktor odnosa simulacione i eksperimentalne detekcione zapremine), dobili bi se uporedivi rezultati eksperimentalnih i simulacionih brzina brojanja.

Ipak, imajući u vidu da će nam dobijeni simulacioni rezultati, iz gore pomenutih razloga dati *precenjene* vrednosti brzina doza u odnosu na realne uslove, izvršićemo procenu doze pacijenta usled rasejanog fotonskog zračenja, smatrajući da je doprinos rasejanog zračenja u koje je "uronjen" pacijent isti kao na simuliranoj poziciji na 2m od izocentra. Obzirom na višestruka fotonska rasejanja unutar potpuno zatvorenog betonskog bunkera, ova pretpostavka ima opravdanje. Ukoliko je npr. pacijentu propisana radioterapija od 2,5 Gy po frakciji u 15 frakcija, i ako je trajanje jednog tretmana 10 min, pacijent je izložen dejstvu rasejanog zračenja tokom 2,5 h, što na bazi simulacionih rezultata iznosi:

$$D_r = 28.6 \frac{mSv}{h} \cdot 2.5 \ h = 71.5 \ mSv$$

Ponovo naglašavajući da se zbog razlike između opisanih simulacionih uslova i realnih uslova, očekuje manji dozni doprinos rasejanog zračenja u realnosti od procenjenog simulacionog rezultata, ipak je neophodno uzeti u obzir dozu koju pacijent primi tokom radioterapije na linearnom akceleratoru usled rasejanog fotonskog zračenja.

Poređenja radi, prema članu 8, stav 1 Pravilnika o granicama izlaganja jonizujućem zračenju (Službeni list SRJ, broj 32/98) propisano je da granica doze za pojedince iz stanovništva iznosi 1 mSv godišnje.

7. Zaključak

Cilj ovog rada bila je akvizicija i analiza realnih spektara rasejanog fotonskog zračenja u okolini medicinskog linearnog akceleratora pri dve energije elektronskog snopa – 6 MeV i 10 MeV, koje može imati značajan udeo u dozi koju pacijent primi za vreme radioterapije. Uočeno je da je spektralna distribucija rasejanog zračenja okarakterisana izraženim pikom na oko 20 keV, te kontinualnom raspodelom čiji intenzitet relativno brzo opada na energijama preko 500 keV, kada su u pitanju spektri dobijeni sa 6MeV elektronskim snopom.

U slučaju spektralnih distribucija koje su prikupljene pri energijama elektrona od 10 MeV, spektralni intenzitet rasejanog fotonskog zračenja u regionu 100keV-500keV je izraženiji nego kod 6MeV spektara, a strmiji pad intenziteta uočava se tek posle 1MeV, što je posledica doprinosa koji potiče od aktivacije neutronima materijala u blizini aktivne detekcione zapremine.

Takođe je demonstrirano da se simulacionim pristupom može kvalitativno reprodukovati spektralna distribucija rasejanog fotonskog zračenja, dok će kvantitativni rezultati simulacija u velikoj meri zavisiti od mogućnosti poznavanja realne struje elektronskog snopa akceleratora (što u slučaju merenja u ovom radu nije bio dostupan podatak), kao i svih drugih geometrijskih karakteristika glave akceleratora.

Zbog pojednastavljenja simulacione postavke, u simulacijama nije bilo prisustva sekundarnih kolimatora, što je jedan od razloga koji sigurno vodi ka precenjivanju brzine doze rasejanog zračenja u odnosu na realnu situaciju. Imajući ovo u vidu, jednostavnim poređenjem procenjenih simulacionih rezultata i propisane granice doze za stanovništvo stiče se utisak da rasejano zračenje nije zanemarivo kada je u pitanju ukupna doza koju prima pacijent. Takođe, ne treba zaboraviti još neke činjenice koje dodatno utiču na porast primljene doze usled rasejanog zračenja:

- 1. U izvesnom broju slučajeva se dešava da jedna frakcija u radioterapiji zahteva vreme izlaganja duže od 10 min, što povećava ukupno vreme izlaganja
- 2. Pacijent se uglavnom nalazi na rastojanju manjem od dva metra u odnosu na primarni snop
- 3. Energija kojom se pacijent ozračava neretko je veća od 6 Mev za koje je rađena komparacija, i to se, kao što su rezultati pokazali, mnogo više odražava na brzinu brojanja a samim tim i na efekat koje rasejano zračenje zauzima u ukupnoj dozi.

Iz svega navedenog proizilazi da je uticaj rasejanog zračenja na ukupnu dozu koju prima pacijent, podatak koji se ne sme prevideti kada je u pitanju radioterapija i da je potrebno posvetiti više pažnje ovoj često zanemarenoj temi, kako bi bilo osigurano da su ispoštovani svi protokoli u smislu što bolje zaštite pacijenta od rasejanog zračenja.

Važno je napomenuti da pri višim energijama dolazi do aktivacije materijala oko samog detektora kao i komponenti u detektoru što može uticati na tačnost merenja za energije veće od 8MeV (energija veze neutrona). Nažalost, ovo se ne može izbeći.

Literatura:

Jeffrey Coderre. *22.55J Principles of Radiation Interactions.* Fall 2004. Massachusetts Institute of Technology: MIT OpenCourseWare,https://ocw.mit.edu. License:Creative Commons BY-NC-SA.

Anderson, R., Lamey, M., MacPherson, M. and Carlone, M. (2015), Simulation of a medical linear accelerator for teaching purposes. Journal of Applied Clinical Medical Physics, 16: 359-377.https://doi.org/10.1120/jacmp.v16i3.5139

M. Vretenar: Linear Accelerators, CAS-CERN Accelerator School: Advanced Accelerator Physics, Trondheim, Norway, 19–29 August 2013, edited by W. Herr, CERN-2014-009

(CERN, Geneva, 2014), CERN, Geneva, Switzerland, https://ocw.mit.edu/courses/22-55jprinciples-of-radiation-interactions-fall-2004/resources/ener_depo_photon/

Mayles, P., Nahum, A., & Rosenwald, J.C. (Eds.). (2007). Handbook of Radiotherapy Physics: Theory and Practice (1st ed.). CRC Press. https://doi.org/10.1201/9781420012026

Podgorsak, E.B. Podgorsak, E.B. (Ed.). (2005). Treatment machines for external beam radiotherapy. International Atomic Energy Agency (IAEA): IAEA.

Dušan Mrđa, Borislava Petrović,, Tatjana Ignjić, Jovana Knežević, Kristina Bikit, Sofija Forkapić, Jan Hansman, Danijel Velimirović I Ištvan Bikit: Monte karlo simulacije distribucije zakočnog zračenja u okolini linearnog 15 mev akceleratora, Univerzitet u Novom Sadu, Prirodno-matematički fakultet, Departman za fiziku, Novi Sad, Srbija.

Dr Devesh Gupta, Dr S.N. Medical College, Jodhpur (Raj.), Linear Accelerator in Cancer Treatment. Course : PG Pathshala-Biophysics,

https://epgp.inflibnet.ac.in/Home/ViewSubject?catid=SbxpZDmQJ9L1h7rf83v6ow==

Rosenberg I. Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students. Br J Cancer. 2008 Mar 11;98(5):1020. doi: 10.1038/sj.bjc.6604224. Epub 2008 Mar 4. PMCID: PMC2266863.

Podgoršak E. B. 2016. Radiation Physics for Medical Physicists (version Third edition) Third ed. Switzerland: Springer. https://doi.org/10.1007/978-3-319-25382-4.

Greene, D., & Williams, P.C. (1985). Linear Accelerators for Radiation Therapy (2nd ed.). CRC Press. https://doi.org/10.1201/9780429246562

Gregory A. Loew (SLAC), Richard Talman: Elementary principles of linear accelerators (Cornell U., LNS), DOI: 10.1063/1.34235, Published in: AIP Conf.Proc. 105 (1983), 1-91

Biografija

Una Popović je rođena 19.07.1988. godine u Novom Sadu. Nakon završene osnovne škole gde je izabrana za nosioca zvanja "Učenik generacije" upisuje srednju medicisku školu u Novom Sadu. Tokom srednje škole pokazuje posebno intersovanje za oblasti mediciske i nuklearne fizike. Nakon srednje škole završava osnovne studije fizike, modul mediciski fizičar i nakon studija se deset godina posvećuje radom u prosveti i privatnom biznisu. Sa 28 godina postaje direktor jedne beogradske gimnazije i nakon pet godina menja profesionalni pravac, upisuje master studije nuklearne fizike i počinje da volontira na Institutu za onkologiju u Sremskoj Kamenici. Polje interesovanja su joj, pored navedenog, i zaštita od jonizujućeg zračenja kao i promocija fizike u svim sferama društva.





UNIVERZITET U NOVOM SADU PRIRODNO-MATEMATIČKI FAKULTET 21000 NOVI SAD, Trg Dositeja Obradovića 3

KLJUČNA DOKUMENTACIJSKA INFORMACIJA

Redni broj, RBR :	
Identifikacioni broj, IBR :	
Tip dokumentacije, TD :	Monografska publikacija
Tip zapisa, TZ :	Elektronski materijal
Vrsta rada, VR :	Završni rad
Autor, AU:	Una Popović
Mentor, MN:	Prof. dr Dušan Mrđa
Naslov rada, NR :	Karakterizacija spektara rasejanog zračenja različitih nominalnih energija medicinskih linearnih akceleratora i dozni efekti
Jezik publikacije, JP :	Srpski
Jezik izvoda, JI	Srpski / Engleski
Zemlja publikovanja, ZP :	Srbija
Uže geografsko područje, UGP :	Vojvodina
Godina, GO :	2022
Izdavač, IZ :	Autorski reprint
Mesto i adresa, MA :	Novi Sad, Prirodno-matematički fakultet, Trg Dositeja Obradovića 3
Fizički opis rada, FO : (poglavlja/strana/ citata/tabela/slika/grafika/priloga)	7 poglavlja, 65 strana, 3 tabele, 37 slika
Naučna oblast, NO :	Fizika
Naučna disciplina, ND :	Nuklearna fizika, medicinska fizika
Predmetna odrednica/Ključne reči, PO :	Spektri, rasejano zračenje, doza, mediciski nuklearni accelerator, radioterapija
UDK	
Čuva se, ČU :	Biblioteka Departmana za fiziku, Prirodno-matematički fakultet, Trg Dositeja Obradovića 3, 21000 Novi Sad
Važna napomena, VN :	

Izvod, IZ :		Cilj ovog rada bilo je prikupljanje spektralnih podataka rasejanog zračenja na nekoliko pozicija detektora u odnosu na linearni accelerator, za različite vrednosti energija elektronskog snopa (6MeV, 10MeV), kao i kasnijim upoređivanjem tih rezultata sa rezultatima dobijenim u simulaciji za slične uslove. U simluaciji je izračunata brzina doze, ondosno dozni efekat koji rasejano zračenje ima na pacijenta, što se kasnije moglo iskoristiti pri proceni efekta na ukupnu dozu u realnim uslovima.		
Datum prihvatanja teme, DP :		30.05.2022.		
Datum odbrane, DO :		31.10.2022.		
Članovi komisije, KO :	Predsednik:	Dr Borislava Petrović		
	Član:	Dr Dušan Mrđa, mentor		
Član:		Dr Željka Cvejić		
		Dr Kristina Bikit		



UNIVERSITY OF NOVI SAD **FACULTY OF SCIENCES** 21000 NOVI SAD, Trg Dositeja Obradovića 3

KEY WORDS DOCUMENTATION

Accession number, ANO:	
Identification number, INO:	
Document type, DT :	Monographic publication
Type of record, TR :	Electronic material
Contents code, CC :	Final paper
Author, AU :	Una Popović
Mentor, MN :	Dr Dušan Mrđa
Title, TI :	Medical linear accelerator scattered spectrum characterisation for different nominal energies and dose effects
Language of text, LT :	Serbian
Language of abstract, LA :	Serbian / English
Country of publication, CP :	Serbia
Locality of publication, LP :	Vojvodina
Publication year, PY :	2022
Publisher, PB :	Author's reprint
Publication place, PP :	Novi Sad, Faculty Sciences, Trg Dositeja Obradovića 3
Physical description, PD : (chapters/pages/ref./tables/pictur es/graphs/appendixes)	7 chapters, 65 pages, 3 tables, 37 pictures
Scientific field, SF :	Physics
Scientific discipline, SD :	Nuclear physics, medical physics

Subject/Key words, S/KW :		Srectrum, scattered radiation, dose, medical linear accelerator, LINAC, radiotherapy		
UC				
Holding data, HD :		Library of the Faculty of Sciences Department of Phzsics, Trg Dositeja Obradovića 3, Novi Sad		
Note, N:				
Abstract, AB :		The purpose of this paper was to collect special data about scattered radiation in a few different detector positions and for different energy values of the electron beam (6MeV-1MeV), as well as for the later comparison of those results with the results achieved in a simulation under similar conditions. In the simulation, both the dose speed and the dose effect that scattered radiation has on a patient have been calculated, the result of which will be used for the effect assessment of the total dose.		
Accepted by the Scientific Board on, ASB :		30.05.2022.		
Defended on, DE :		31.10.2022.		
Defended Board, Pr DB: M M	President:	Dr Borislava Petrović		
	Member:	Dr Dušan Mrđa, mentor		
	Member:	Dr Željka Cvejić		
		Dr Kristina Bikit		