

UNIVERZITET U NOVOM SADU PRIRODNO-MATEMAČKI FAKULTET



Ispitivanje ugaone zavisnosti apsorbovane doze kod dvodimenzionog detektora MatriXX i klinička primena

- master rad -

Mentor: doc. dr.Borislava Petrović

Kandidat: Malešević Vladimir

Novi Sad, 2017.

Ovim putem želim da izrazim svoju zahvalnost svima koji su doprineli donošenju ovog rada na svetlost dana. Zahvaljujem se svom mentoru doc. dr. Borislavi Petrović na pruženoj šansi da učestvujem u ovakvom jednom, za mene neverovatno zanimljivom, projektu. Takođe posebnu zahvalnost dugujem i Msc Borku Basariću koji je u mnogome doprineo da ovaj rad zaživi.

Ovaj rad međutim posvećujem i poklanjam svojoj ćerkici Luni koja je svemu i dala smisao.

Sadržaj

1. Uvod	5
1.1 Razvoj akceleratora	6
1.2 Linearni akcelerator	
1.3 Medicinski linearni akceleratori (LINAC)	9
1.4. Komponenete LINAC-a	
1.4.1. Sistem za ubrizgavanje	
1.4.2. RF generator	14
1.4.3. Ubrzavajući talasovod	14
1.4.4. Pomoćni sistem	16
1.4.5. Transport elektronskog snopa	16
1.4.6. Terapijska glava LINAC-a	17
1.4.7. Kolimacija snopa	
2. Dozimetrijske veličine i jedinice	
3. Dozimetrijska oprema	
3.1. Fantomi	
3.2. Detektori jonizujućeg zračenja	
3.3. Karakteristike dozimetara	
3.3.1. Tačnost i preciznost	
3.3.2. Linearnost	
3.3.3. Zavisnost od brzine doze	
3.3.4. Energetska zavisnost	
3.3.5. Zavisnost od pravca	

3.3.6. Spacijalna rezolucija i veličina	
3.3.7. Pogodnost iščitavanja podataka	
3.3.8. Pogodnost korišćenja	
3.4. Dozimetrijski sistemi na principu jonizacione komore	
3.4.1. Komore i elektrometri	
3.4.2. Cilindrične jonizacione komore	
3.4.3. Plan-paralelne jonizacione komore	
3.5. MatriXX ^{Evolution} detektor	
4. Merenja i rezultati	41
4.1. Diskusija rezultata	65
5. Zaključak	67
6. Literatura:	68

1. Uvod

Od kad se zna za ljudski rod zna se i za njegovu radoznalost. Oduvek su ljudi želeli da se popnu više, da vide dalje, da se kreću brže, da znaju više. Da čuju nečujno i vide nevidljivo. Ova osobina ljudskog roda je iznedrila veliki broj naučnih otkrića i poboljšala znanje o svetu oko nas. Sa pravom bi se moglo reći i da je poboljšala život uopšte. Produžila je ljudski vek i upotpunila kvalitet života.

Međutim kroz svoju istoriju ljudi su se susretali sa mnogo prepreka, među kojima su i hiljade raznih bolesti. Sa svakom bolešću su se ljudi borili na svoj način, lekovi za neke su plaćene milionima života a za neke lek još uvek ne postoji. Ali borba nikad ne prestaje.

U poslednja dva veka na krilima industrijske i tehnološke revolucije razvile su se i nove metode za dijagnozu i tretiranje mnogih bolesti. Pravu revoluciju u medicini donelo je otkriće x-zraka, jer je omogućilo ono što je bilo nezamislivo do tad, pogled u unutrašnjost ljudskog tela bez otvaranja. Ti isti zraci se danas koriste za mnogo više nego samo za dijagnostiku. Koriste se u mnogome i u terapiji ali kao što svi znamo nisu samo blagotvorni nego i veoma opasni u zavisnosti od doze koja se primeni.

Radioterapija je medicinska upotreba jonizujućeg zračenja u cilju uništavanja malignih ćelija kancera kao i sprečavanje njihovog oporavka.

U prvoj glavi rada se govori o razvoju, sastavnim delovima i funkcionisanju LINAC-a. Druga glava donosi kratko ponavljanje dozimetrijskih veličina i jedinica. Treća glava govori o dozimetrijskoj opremi i četvrta glava sadrži merenja i rezultate koji su dobijeni na Institutu za onkologiju Vojvodine u Sremskoj Kamenici.

Cilj ovog rada je da predstavi ugaona zavisnost apsorbovane doze zračenja kod Linearnog akceleratora ELEKTA Versa HD koji se koristi u terapiji kancera od ugla zračenja snopa X-zraka.

1.1. Razvoj akceleratora

Od kada se prvi put pojavila ideja o atomu, kao nečemu nedeljivom, kao osnovnoj ćeliji koja gradi svet oko nas, atom je dobijao sve manje i manje dimenzije, a broj tih gradivnih jedinica bivao je sve manji. Hemičari su godinama sekli atom i stalno nalazili osnovne elementarne strukture materije. Godine istraživanja dovele su do ideje o atomu, kao hemijskom elementu – najjednostavnijoj gradivnoj jedinici svih materijala koje poznajemo. Hemičari nisu mogli dalje da dele atom, za njih on do današnjih dana ostao nedeljiv, ali tada su u pomoć došli fizičari. Prva istraživanja radioaktivnosti hemijskog atoma pokazala su da atom nije najjednostavnija gradivna jedinica. Brzo je ljudska civilizacija shvatila potencijal energije atomskog jezgra, izgrađene su brojni nuklearni reaktori i nuklearne centrale. Atomi, hemijski elementi, prestali su da budu najjednostavnije "cigle" koje izgrađuju svet oko nas, njihovu ulogu preuzeli su protoni, elektroni i neutroni. Sve je postalo tako jednostavno, ispostavilo se da su stotinak hemijskih atoma, koliko je poznato, u stvari složene strukture koje se mogu dobiti kombinovanjem novih "atoma", tj. tri elementarne čestice.

Akceleratori su uređaji koji, pomoću električnog i magnetnog polja, ubrzavaju naelektrisane čestice do velikih brzina, nekada čak i do brzina koje su nešto manje od brzine svetlosti. Ovi uređaji omogućuju ispitivanje tajni atomskog jezgra, strukture protona i neutrona, sila koje svu tu gomilu čestica drže na okupu i još mnogo, mnogo toga. U akceleratorima se najčešće ubrzavaju elektroni, protoni i jezgra lakih elemenata (deuteroni i alfa čestice).

Dobro je poznato da svako telo koje se kreće ima energiju, tzv. kinetičku energiju koja je proporcionalna kvadratu brzine. Prema tome kad akcelerator ubrzava neku česticu on joj povećava energiju, i upravo ta energija je ono što je potrebno za dalja istraživanja. Suština eksperimenata u akceleratorima je da se čestice velikom brzinom sudare sa drugim česticama ili atomskim jezgrima. Prilikom tih sudara složene strukture se raspadaju na sve sitnije i delove. Osim toga što sudari omogućavaju da vidimo "sastavne delove" neke složene čestice od energije koja se oslobodi mogu nastati i neke druge čestice koje nisu ulazile u sastav onih koje su se sudarile (ovo je tzv. proces kreacije čestica).

Princip rada prvih akceleratora je vrlo jednostavan – potrebna je jedino razlika potencijala i čestica koju treba ubrzati. U svakom električnom polju naelektrisanje čestice kreću se u smeru ka suprotnom naelektrisanju (npr. elektroni, koji su negativni, kreću se od negativnom ka pozitivnom potencijalu) i tokom tog kretanja oni ubrzavaju i povećavaju svoju energiju. Ako bi pozitivan pol u ovom jednostavnom akceleratoru bio u obliku rešetke

većina elektrona bi, ubrzana, prošla kroz rešetku i izletela iz ovog jednostavnog akceleratora. Na ovom principu radi TV ekran u kome se elektroni ubrzavaju u polju od oko 10.000 V, izleću i udaraju u ekran gde dovode do formiranja slike koju vidimo. Iako princip rada akceleratora deluje vrlo jednostavno, konstrukcija ovih uređaja je vrlo složen i skup proces. Takođe, i održavanje i upotreba akceleratora zahteva velika ulaganja a za rad je potrebna ogromna količina električne energije.

Hronološki gledano prvi tip akceleratora je Kokroft-Valtonov (Cockroft-Walton) akcelerator. Ovaj akcelerator se sastoji od izvora jona, akceleratorske cevi (u kojoj se vrši ubrzavanje), specijalnog izvora visokog napona koji je na specijalan način priključen na sistem akceleratorskih elektroda i sistema detektora. Suštinu ovog akceleratora čini upravo izvor napona i sistem elektroda koje ubrzavaju jone. Generator visokog napona se sastoji od dioda i kondenzatora povezanih na specijalan koji omogućava postepeno povećanje napona na elektrodama u akceleratorskoj cevi. Ovo je vrlo stari tip akceleratora koji je vrlo jednostavno napraviti jer koristi standardne elektronske elemente. Naravno, ovaj akcelerator ne može da postigne velike energije i njegov maksimum je 3 MeV, što je vrlo mala energija za savremenu fiziku čestica.

Drugi značajan tip akceleratora je Van de Grafov akcelerator, koji spada u tzv. elektrostatičke akceleratore. Rad ovog akceleratora zasniva se na definiciji potencijala provodnika, prema kojoj je potencijal rad koji treba izvršiti da bi se jedinično naelektrisanje prenelo sa provodnika u beskonačnost. Na Van de Grafovom akceleratoru naelektrisanje se pomoću šiljka od izvora prenosi na pokretnu izolacionu traku. Ovom trakom naelektrisanje se transportuje do sabirne elektrode koja ga skuplja i odvodi do šuplje elektrode. Na ovaj način može se postići izuzetno velika razlika potencijala (reda $7 \cdot 10^6$ V koja se kasnije koristi za ubrzavanje čestica. Postoji i tzv. tandem Van de Grafov akceleratora u kome se ubrzavaju pozitivni joni, tandem akcelerator počinje da ubrzava negativne jone. U centralnom delu joni gube elektrone (u sudaru sa nekim gasom ili pri prolasku kroz tanak ugljeni sloj) i postaju pozitivni. Sada drugi deo tandem akceleratora ubrzava dobijene pozitivne jone. Energija koja se može dostići na ovaj način iznosi oko 14 MeV što je omogućilo veliku primenu Van de Grafovog akceleratora u nuklearnoj fizici.

1.2. Linearni akcelerator

Ova dva pomenuta tipa akceleratora spadaju u prve linearne akceleratore. Današnji linearni akceleratori se konstruišu na nešto drugačiji način. U pravoj vakumskoj cevi, koja može da bude dugačka i nekoliko kilometara, nalaze se cilindrične elektrode koje su povezane na polove naizmeničnog izvora visokofrekventnog napona. Na početku cevi nalazi se izvor čestica koje treba ubrzati, dok je meta postavljena na drugi kraj cevi. Naelektrisane čestice se kreću od izvora ka meti. Dok se kreću između elektroda na njih deluje električno polje i ubrzava ih. Pretpostavimo da se u ovakvom akceleratoru ubrzava pozitivan jon.

Na početku prva elektroda je negativna i privlači jon, koji počinje da ubrzava. Kad jon uleti u šupljinu elektrode ubrzanje prestaje i on nastavlja da se kreće ravnomerno, po inerciji. U trenutku kad čestica izađe iz prve elektrode menja se polarizacija elektroda i prva elektroda postaje pozitivna a druga negativna. Sada se proces ponavlja, jon ubrzava do druge elektrode, uleće u nju, kreće se po inerciji, i opet – kad jon napusti drugu elektrodu polarizacija se ponovo menja. Sada je prva elektroda opet naelektrisana negativno, druga pozitivno, treća negativno itd. Čestica nastavlja da ubrzava ka četvrtoj elektrodi i proces se ponavlja. Frekvencija napona se podešava tako da se ova promena polarizacije tačno poklopi sa izlaskom čestice iz elektroda, a dužina elektroda i razmak između susednih elektroda ravnomerno se povećava od prve elektrode pa na dalje.

Brzina (tj. energija) koju će čestica imati na izlasku iz akceleratora najviše zavisi od dužine samog akceleratora – što je akcelerator duži, energija je veća. U ovom akceleratoru čestice se mogu ubrzati i do relativističkih brzina pa se, prilikom njihove konstrukcije, u obzir moraju uzeti i relativistički efekti porasta mase, kontrakcije dužine i dilatacije vremena. Najpoznatiji linearni akcelerator je SLAC, na univerzitetu Stenford. Ovaj akcelerator je dugačak 3,2 km a u njemu se postižu energije od 20 GeV.



Slika 1: SLAC-Stanford Linear Accelerator viđen iz vazduha

Linearni akceleratori su dugo igrali glavnu ulogu u fizici čestica a onda su počeli da ih zamenjuju kružni akceleratori. Ipak, linearni akceleratori nisu zaboravljeni i poslednjih nekoliko godina ponovo postaju aktuelni. Trenutno je u planu izgradnja najsnažnijeg linearnog akceleratora, TESLA, koji će verovatno biti dugačak oko 30km. Najveći nedostatak linearnog akceleratora je potreba za velikim dimenzijama, ali njihova ogromna prednost je to što je gubitak energije vrlo mali. Fizičari su stalno primorani da nalaze neki kompromis između ova dva problema.

1.3. Medicinski linearni akceleratori (LINAC)

Radioterapija za lečenje raka bazirana na tehnologiji linearnog akceleratora je počela tretmanom prvog pacijenta u Londonu 1953. god. u Hammersmith bolnici sa aparatom od 8 MV koju je napravio Metropolitan-Vickers. Malo kasnije 1955. god. drugi aparat of 6 MV je počeo da se koristi u SAD.

Medicinski LINAC-i su ciklični akceleratori koji ubrzavaju elektrone do kinetičkih energija od 4-25 MeV koristeći nekonzervativna mikrotalasna RF polja u rasponu frekvencija od 10³ MHz (L traka) do 10⁴ MHZ (X traka), sa ogromnom većinom koja se nalazi na 2856 MHz (S traka).

U LINAC-u elektroni se ubrzavaju prateći prave trajektorije kroz evakuisane strukture koje se zovu ubrzavajući talasovod. Elektroni prate linearnu stazu kroz iste relativno niske potencijalne razlike više puta i tako mogu svrstati linearni akcelerator u klasu cikličnih akceleratora koji rade na sličnom principu samo prave kružne putanje čestica (npr. betatron).

Za kliničku upotrebu postoji više tipova LINAC-a. Neki proizvode X zrake samo u niskom megavoltažnom rasponu (4-6 MV), dok drugi proizvode i elektronske snopove i X zrake različitih megavoltažnih energija. Tipični moderni visokoenergetski LINAC proizvodi dve energije fotona (6 i 18 MV) i elektrone nekoliko energija (npr. 6,9,12,16, i 22 MeV). U proteklih 40 godina medicinski linearni akceleratori su prošli kroz pet različitih generacija:

-Nisko energetski fotoni (4-8MV); ravan snop; fiksirani filter ravnanja; spoljni klinovi; simetrične čeljusti (jaws); jednoprenosna jonizaciona komora; izocentrična montaža.

-Srednje energetski fotoni (10-15MV) i elektroni; iskrivljen snop; pokretna meta i filter ravnanja; rasipajuće folije; dvoprenosna jonizaciona komora; konusni elektroni.

-Visoko energetski fotoni (18-25MV) i elektroni; dualne energije fotona i višestruke energije elektrona; ahromatski savijajući magnet; dualne rasipajuće folije ili skenirani snop elektrona; motorizovani klin; asimetrične ili nezavisne kolimatorske čeljusti (jaws)

-Visokoenergetski fotoni i elektroni: Kompjuteski kontrolisane operacije; dinamički klin; elektronski uređaj imidžing portala(electronic portal imaging device) (EPID); multilif kolimator (MLC)

-Visokoenergetski fotoni i elektroni; modulacija intenziteta snopa fotona sa MLC; puna isporuka dinamičke podesne doze sa modulacijom intenziteta snopa koji je proizveden sa MLC.

Sastoji se iz pet glavnih komponenti:

- Gentri
- Postolje gentrija i podupirač
- Modulator kabinet
- Konstrukcija za pacijenta (sto za tretman)
- Kontrolna konzola

Šematski dijagram je prikazan na slici 2. Takođe je prikazana i veza između komponenata koje su nabrojane. Ovde je prikazana uopštena slika, ali postoje značajne razlike od uređaja do uređaja.



Slika 2: LINAC koji se koristi za radioterapiju

Dužina ubrzavajućeg talasovoda zavisi od krajnje kinetičke energije elektrona i kreće se od 30cm na 4 MeV do 150 cm na 25 MeV.

Glavne komponente koje formiraju zrak su podeljene u 6 grupa:

- 1. Sistem za ubrizgavanje
- 2. Generator RF talasa za talasovod
- 3. Ubrzavajući talasovod
- 4. Pomoćni sistem
- 5. Transportni sistem snopa
- 6. Kolimacija snopa i monotoring sistem snopa

U slučaju megavoltažnih energija elektrona, bremsstrahlung fotoni koji se proizvedu u meti uglavnom su usmereni ka napred i klinički snop fotona X zraka se proizvodi u pravcu elektronskog snopa koji udara u metu.

U najjednostavnijoj i najpraktičnijoj konfiguraciji, elektronski top i meta formiraju deo ubrzavajućeg talasovoda i poravnati su direktno sa izocentrom LINAC-a izbegavajući potrebu za transportnim sistemom snopa. Proizvodi se ravan snop fotona i RF izvor se montira u gentri.

Najjednostavniji LINAC-i su izocentrično montirane 4 ili 6 MV mašine sa elektronskim topom i metom trajno ugrađenim u ubrzavajući talasovod, tako ne zahtevaju transportni sistem snopa ali ne nude ni opciju terapije elektronima.

Ubrzavajući talasovodi za srednje (8-15 MeV) i visoke (15-30 MeV) energije elektrona su predugi za izocentrično montiranje pa su locirani u gentriju paralelni sa osom rotacije gentrija ili u postolju gentrija. Zatim se koristi sistem za transport zraka da bi transportovao snop elektrona iz ubrzavajućeg talasovoda do mete. RF izvor kod obe konfiguracije se obično montira u postolje gentrija.

1.4. Komponenete LINAC-a

1.4.1. Sistem za ubrizgavanje

Sistem za ubrizgavanje je izvor elektrona, to je obično jednostavan elektrostatički akcelerator nazvan elektronski top.

U medicinskim LINAC-ima dva tipa elektronskih topova se koriste kao izvor elektrona:

- Diodni tip
- Triodni tip

Oba tipa sadrže katodu sa grejnom niti i perforiranu i uzemljenu anodu, kao dodatak triodni elektronski top ima ugrađenu rešetku.

Elektroni se emituju iz zagrejane katode i fokusiraju u tanak snop (pencil beam) pomoću zakrivljene fokusirajuće elektrode i ubrzavaju ka perforiranoj anodi kroz koju prolaze da bi ušli u ubrzavajući talasovod.

Elektrostatička polja koja se koriste da ubrzaju elektrone u diodnom elektronskom topu se dobijaju direktno iz pulsirajućeg modulatora u formi negativnog pulsa koji dolazi do katode topa.

U triodnom elektronskom topu međutim, katoda se održava na negativnom statičkom potencijalu (obično -20 kV). Rešetka triodnog elektronskog topa se drži dovoljno negativnom u odnosu na katodu da bi odsekla struju ka anodi. Injekcija elektrona u ubrzavajući talasovod se onda kontroliše naponskim pulsevima koji se apliciraju na rešetku i moraju biti sinhronizovani sa pulsevima primenjenim na generator mikrotalasa.



Slika 3: Triodni elektronski top visoko energetskog LINAC-a

1.4.2. RF generator

Radijacija mikrotalasa, koja se koristi u ubrzavajućem talasovodu da bi ubrzala elektrone do željenih kinetičkih energija, se proizvodi u RF sistemu generacije energije, koji se sastoji od dve glavne komponente:

- RF generatora energije
- Pulsni modulator

RF generator je ili magnetron ili klistron. Oba su naprave koje koriste ubrzanje ili usporenje elektrona u vakuumu za proizvodnju visokoenergetskih RF polja. Oba tipa koriste termičku emisiju elektrona iz zagrejane katode i ubrzanje elektrona ka anodi u pulsnom elektrostatičnom polju. Međutim princip njihovog dizajna je potpuno različit.

Visokonaponski (~ 100 kV), jakih struja (~100 A), i kratkotrajni (~1 s) impulsi koje zahteva RF generator (magnetron ili klistron) i sistem za ubrizgavanje (elektronski top) se proizvode u pulsnom modulatoru. Kola pulsnog modulatora su smeštena u kabinet modulatora, koji je u zavisnosti od instalacionog dizajna svakog LINAC-a, lociran u terapijskoj sobi ili u specijalnoj mehaničkoj sobi pored terapijske sobe ili u kontrolnoj sobi.

Magnetron je generator visokoenergetskog RF polja potrebnog za ubrzanje elektrona, dok je klistron pojačavač RF polja koji pojačava niskoenergetsko RF polje koje generiše RF oscilator.

1.4.3. Ubrzavajući talasovod

Talasovodi su evakuisane ili gasom ispunjene metalne strukture pravougaonog ili kružnog poprečnog preseka koji se koriste u transportu mikrotalasa. U LINAC-ima se koriste dva tipa talasovoda: talasovod za transport RF energije i ubrzavajući talasovod. Prvi transmituje RF energiju iz izvora do ubrzavajućeg talasovoda u kom se elektroni ubrzavaju.

- Elektroni se ubrzavaju u ubrzavajućem talasovodu pomoću energetskog transfera iz visokoenergetskog RF polja, koje je podešeno u ubrzavajućem talasovodu a proizvedeno u RF generatorima
- Najjednostavnija vrsta ubrzavajućeg talasovoda se dobija iz uniformno cilindričnog talasovoda u koji se dodaju serije diskova sa kružnim rupama centru postavljenih na istim razdaljinama kroz cev. Ovi diskovi dele cev na niz cilindričnih šupljina koje formiraju osnovnu strukturu ubrzavajućeg talasovoda u LINAC-u.

Ubrzavajući talasovod je evakuisan da bi dozvolio slobodno propagiranje elektrona. Šupljine ubrzavajućeg talasovoda služe za dve svrhe:

- Da upare i distribuišu energiju mikrotalasa između povezanih šupljina

- Da obezbede pogodnu šemu električnog polja za ubrzanje elektrona

Dva tipa ubrzavajućih talasovoda je razvijeno za ubrzavanje elektrona:

- 1. Struktura za pokretne talase
- 2. Struktura za stojeće talase

U prvom mikrotalasi ulaze u ubrzavajući talasovod na strani elektronskog topa i pružaju se ka visokoenergetskoj strani talasovoda, gde se ili apsorbuju bez refleksije ili izlaze iz talasovoda da bi bili apsorbovani u rezistivnom opterećenju ili vraćeni na početni kraj talasovoda. U ovakvoj konfiguraciji samo jedna od četiri šupljine je sposobna za ubrzavanje elektrona u datom momentu, obezbeđujući električno polje u pravcu napredovanja.

U strukturi stojećih talasa svaki kraj ubrzavajućeg talasovoda se završava sa provodnim diskom da bi odbijala energiju mikrotalasa tako rezultujući u pojavi stojećeg talasa u talasovodu. U ovakvoj konfiguraciji, u svakom momentu svaka druga šupljina je bez električnog polja i ne doprinosi dobitku enenrgije elektrona. Ove šupljine na taj način služe samo kao duplirane šupljine i mogu se izuzeti iz strukture tako skraćujući efektivno ubrzavajući talasovod za 50%.



Slika 4: Poprečni presek ubrzavajućeg talasovoda za stojeći talas za 6 MV LINAC. Ubrzavajuće komore se nalaze duž centralne ose. Duplirane šupljine se nalaze sa strane. Na levoj strani je elektronski top a na desnoj meta.

1.4.4. Pomoćni sistem

Pomoćni sistem LINAC-a se sastoji od nekoliko sistema koji nisu direktno uključeni u ubrzavanje elektrona, ali čine ubrzanje mogućim a LINAC pogodnim za kliničku upotrebu. Pomoćni sistem sadrži četiri sistema:

- 1. Sistem vakuumskih pumpi koje proizvode pritisak od približno 10-6 torr u ubrzavajućem talasovodu i RF generatoru
- 2. Sistem za hlađenje vodom koji hladi ubrzavajući talasovod, metu, cirkulator i RF generator
- 3. Opcionalni sistem baziran na vazdušnom pritisku za pneumatsko pomeranje mete i ostalih elemenata oblikovanja snopa
- 4. Štit protiv curenja zračenja

1.4.5. Transport elektronskog snopa

U niskoenergetskim LINAC-ima meta je ugrađena u ubrzavajući talasovod i nikakav transportni sistem snopa između ubrzavajućeg talasovoda i mete nije potreban.

Savijajući magneti se koriste u LINAC-ima koji rade na energijama od 6 MeV i većim, gde su ubrzavajući talasovodi previše dugi da bi se meta montirala direktno na kraju. Ubrzavajući talasovod se obično montira paralelno osi rotacije gentrija i elektronski snop mora da se savije da bi udari u metu ili da bi izašao kroz prozor za zrak. Razvijena su tri sistema za savijanje elektronskog snopa:

- 1. Savijanje od 90°
- 2. Savijanje od 270° (ahromatsko)
- 3. Savijanje od 112,5° (slalom)

U srednjim (10 MV) i visokoenergetskim (preko 15 MV) LINAC-ima sistem transporta elektronskog snopa se koristi za transport elektrona od ubrzavajućeg talasovoda do mete za X zrake ili prozora za elektronsku terapiju. Sistem se sastoji iz evakuisanih cevi za strujanje i savijajućih magneta. Dodatno, namotaji za upravljanje i fokusiranje služe za skretanje i fokusiranje ubrzanog elektronskog snopa takođe čine komponente transportnog sistema.

1.4.6. Terapijska glava LINAC-a

Terapijska glava sadrži nekoliko komponenti koje utiču na produkciju, lokalizovanje i monitoring kliničkih fotonskih i elektronskih snopova.

Elektroni koji potiču iz elektronskog topa ubrzavaju se u ubrzavajućem talasovodu do željene kinetičke energije i zatim u formi jako uzanog snopa (pencil beam) kroz transportni sistem, dovode se do terapijske glave LINAC-a gde se proizvode klinički zraci fotona ili elektrona.

Važne komponente koje se nalaze u terapijskoj glavi četvrte ili pete generacije LINAC-a uključuju:

- 1. Nekoliko meta za X zrake koje mogu da se uvlače
- 2. Filtere za ravnanje snopa i filtere protiv rasejanja
- 3. Primarne i podešavajuće sekundarne kolimatore
- 4. Jonizacione komore za dualnu transmisiju
- 5. Svetlo koje definiše polje
- 6. Opcionalni pomerajući klin
- 7. Opcionalni MLC (Multi leaf collimator)

Klinički fotonski zraci se proizvode sa kombinacijom meta-filter za ravnanje.

Klinički elektronski snopovi se proizvode povlačenjem mete i ravnajućeg filtera iz tankog snopa:

- 1. Ili rasejanjem tankog snopa sa jednostrukom ili dvostrukom rasejavajućom folijom (filterom)
- 2. Ili skretanjem i skeniranjem tankog snopa putem magneta da bi pokrio veličinu polja potrebnog za elektronsku terapiju

Za kolimaciju elektronskog snopa se koriste specijalne kupe (aplikatori)

Svaki klinički snop fotona ima svoju posebnu kombinaciju meta-ravnajući filter. Ravnajući filter i folije za rasejanje (ako je u pitanju elektronski snop) su montirani na rotirajući karusel ili klizeće fioke zbog lakšeg mehaničkog pozicioniranja u snop.

Primarni kolimator definiše maksimalno kružno polje koje se kasnije oblikuje pomerajućim kolimatorom koji se sastoji od dve gornje i dve donje nezavisne čeljusti koje prave kvadratna i pravougaona polja maksimalnih dimenzija 40x40 cm² u izocentru LINAC-a. IEC preporučuje da transmisija primarnog snopa X zraka kroz pravougaoni kolimator ne bi trebalo da prelazi 2% vrednosti otvorenog snopa.

Dualne transmisione jonizacione komore se koriste za monitoring fotonskog i elektronskog radijacionog snopa kao i radijalnog i transverzalnog ravnanja snopa.

1.4.7. Kolimacija snopa

U tipičnom modernom LINAC-u, kolimacija fotonskog snopa se postiže sa dve ili tri kombinacije raznih kolimatora:

- 1. Primarni kolimator
- 2. Sekundarni pokretni kolimator za oblikovanje snopa
- 3. MLC-opcionalno

Kao dodatak primarnom i sekundarnom kolimatoru, klinički elektronski snop takođe zavisi od aplikatora (kupa) koji se koriste za kolimaciju snopa.

- Primarni kolimator definiše najveće moguće kružno polje i on je u stvari konusni otvor koji je urezan u blok od tungstena sa jednim otvorom konusa koji se naslanja na metu i drugim krajem na ravnajući filter. Debljina bloka se obično dizajnira tako da atenuira srednju vrednost intenziteta primarnog snopa X zraka na manje od 0,1% od inicijalne vrednosti. Prema preporukama IEC maksimalno curenje ne bi trebalo da prelazi 0,2% vrednosti otvorenog snopa.
- Sekundarni kolimatori koji definišu snop zraka se sastoje od četiri bloka, dva koja formiraju gornje i dva koja formiraju donje čeljusti kolimatora. Oni mogu da formiraju kvadratno ili pravougaono polje u izocentru LINAC-a, veličine od nekoliko mm do 40 cm
- Moderni LINAC-i inkorporišu i nezavisne asimetrične čeljusti koje mogu da proizvedu asimetrična polja, najčešće jedna polovina ili tri četvrtine blokirana polja u kojima se jedna ili druga ivica respektivno podudara sa osom snopa



Slika 5: Kolimacioni sistem LINAC-a

MLC je relativno skoriji dodatak tehnologiji isporuke doze kod LINAC-a. U principu ideja je jednostavna mada proizvodnja pouzdanog MLC sistema predstavlja značajan tehnološki izazov. Tipični multileaf kolimator (MLC) predstavljen na slici 6, sastoji se iz dva seta od 40-80 listova, svaki od oko 5 mm-10mm debljine i nekoliko centimetara u ostale dve dimenzije. Noviji MLC-i imaju i do 160 listova koji pokrivaju polja i do 40x40 cm², i da bi radili potrebno im je 160 idividualno pokretljivih motora. Svaki list na MLC-u je poravnat paralelno radijacionom polju i može da se pomera nezavisno da bi blokirao deo polja. Ovo dozvoljava dozimetristi da formira radijaciono polje prema obliku tumora (podešavajući pozicije listova), tako minimizujući ekspoziciju zdravog tkiva zračenju. Na aparatima bez MLC-a ovo se mora postići korišćenjem nekolicinom ručno pravljenih blokova. Minijaturna verzija MLC-a koja projektuje polja dimenzija 1,5-6 mm pa do 10x10 cm² je sada komercijalno dostupna. Ona može da se koristi u radiohirurgiji kao i za tretmane glave i vrata.



Slika 6: Tipičan MLC (Multileaf collimator)

2. Dozimetrijske veličine i jedinice

Svi tipovi zračenja koji potiču iz radioaktivnih raspada, u materiji kroz koju prolaze izazivaju stvaranje jona pa otuda i naziv jonizujuća zračenja (zračenja energije veće od 12.4 eV, odnosno talasne dužine manje od 100 nm; obuhvata i x-zračenje).

Korpuskularno zračenje potiče od subatomskih čestica koje imaju masu mirovanja i veliku kinetičku energiju (izraženu u keV ili MeV).

1. α -zračenje (α -čestica) sastoji se od dva protona i dva neutrona (jezgra atoma ⁴He). Emituju ih teška jezgra (²³⁸U, ²²²Rn, ²¹⁰Po, itd). Sve alfa čestice emitovane iz istog radiaktivnog elementa imaju istu energiju, pa je zračenje monoenergetsko, energije od nekoliko MeV. Putanja alfa čestice je pravolinijska. Domet alfa čestice je mali (do 1 mm u tkivu) i alfa čestica ima veliku sposobnost jonizacije (opasna unutrašnja kontaminacija).

2. β -zraci (β -čestice) su brzi elektroni emitovani iz jezgra radioaktivnih elemenata. Kako u jezgru atoma nema slobodnih elektrona, proces emisije beta zračenja se objašnjava kao transformacija neutrona u proton, ili obrnuto, pri čemu dolazi do emisije elektrona ili pozitrona. Da bi raspad bio zadovoljen sa stanovišta zakona održanja energije, pri raspadu se emituju i čestice neutrino ili antineutrino, koji odnose deo energije raspada. Beta čestica ima veoma malu masu (9.1x10⁻³¹ kg) i domet (1-2 cm u tkivu) i oko 1000 puta manju sposobnost jonizacije od alfa čestice.

3. Neutronsko zračenje emituje se pri dezitnegraciji nekih veštačkih radionuklida (npr. ²⁵²Cf, koji je beta, gama i neutronski emiter). Najveća emisija neutrona se dobija pri fisiji jezgra urana u nuklearnim reaktorima ili neutronskim generatorima. Neutroni su elektroneutralne čestice, pa pri prolasku kroz materiju ne vrše diretknu jonizaciju. Prodornost neutrona je mnogo veća nego alfa i beta čestica zbog čega oni mogu da prodru u jezgro atoma i da tako formiraju jezgro novog hemijskog elementa, ili da se odbiju od jezgra sa kojim se sudaraju. Ovo odbijanje je elastično, tako da neutroni jezgru predaju deo svoje kinetičke energije. Što je jezgro sa kojim se neutroni elastično sudaraju lakše, dobija veći deo kinetičke energije pri sudaru, pa neutroni brže gube energiju pri sudarima sa lakim jezgrima. Zbog toga su sredine bogate atomima vodonika i ugljenika, kao što su tkiva bogata vodom (masna tkiva, i sl.) , efikasne u eliminaciji dela energije neutrona. U nizu elastičnih sudara neutroni gube sve više svoje energije zbog čega im se brzina kretanja smanjuje.

Pri sudaru alfa čestice sa jezgrom atoma vodonika oslobađa se proton (pozitivno naelektrisana čestica) koja je sposobna da vrši jonizaciju molekula i atoma sredine kroz koju prolazi. Ovakva jonizacija se naziva sekundarna jonizacija. Pošto je vodonik najzastupljeniji element u živoj materiji, sekundarna jonizacija protonima predstavlja najvažniji mehanizama stvaranja bioloških posledica koje prouzrokuje neutronsko zračenje. Ukoliko neutron ima dovoljnu energiju da prodre u jezgro atoma dolazi do

stvaranja nestabilnog jezgra koje se raspada emitujući najčešće gama zračenje. Novonastali atom je često i sam radioaktivan.

Jonizujuća elektromagnetna zračenja čine gama i rendgenski (X-) zraci. Gama zračenje emituju atomska jezgra, a X-zračenje se generiše u atomskom omotaču. Ove dve vrste zračenja imaju gotovo identična svojstva, a razlikuju se po svojoj energiji i načinu nastanka. 1. Gama zraci su elektromagnetni talasi koji nastaju kada neko nestabilno atomsko jezgro oslobodi izvesnu količinu energije da bi prešlo u energetski stabilno stanje. Gama zraci se emituju i pri alfa i beta raspadu kao prateće zračenje, kao i u situacijama j kada je jezgro pobuđeno prilivom energije (izomer). Pri prelasku jezgra u osnovno stanje emituje se energija u vidu gama kvanta. Gama zračenje ima kraću talasnu dužinu (veću energiju i prodornu moć) od rendgenskih zraka.

2. Rendgensko zračenje nastaje kočenjem brzih elektrona na anodi rendgenske cevi. Do emisije ovog zračenja može doći ukoliko u cevi za pražnjenje postoji visoki vakuum i visok napon između elektroda (reda veličine kV). Prema Maksvelovoj (Maxwell) teoriji svako usporavanje naelektrisanih čestica prati emisija elektromagnetnih talasa. Prema tome, kao posledica naglog usporavanja – kočenja elektrona u materijalu »mete« u rendgenskoj cevi nastaje emisija elektromagnetnog zračenja – X zračenja. Elektroni se sudaraju sa atomima mete i pri tome se emituje rendgensko zračenje čija se energija kreće od neke minimalne E_{min} (kojoj odgovara maksimalna talasna dužina λ_{max}) do maksimalne energije E_{max} . Ukoliko je brzina elektrona veća (veća kinetička energija) emitovaće se X-zračenje veće energije (veće frekvencije, manje talasne dužine). Energijski spektar ovako emitovanog zračenja je kontinualan, a X-zračenje nastalo na ovaj način se naziva zakočno zračenje (bremsstrahlung). Energija emitovanog zračenja raste sa porastom energije elektrona i atomskim brojem materijala u kome se vrši usporavanje.

Ukoliko elektron pri sudaru sa atomima mete ima dovoljnu energiju da izbije elektron iz elektronskog omotača atoma emituje se karakteristično rendgensko zračenje čiji je spektar linijski (tačno određene energije). Naime, izbijanjem elektrona sa nekog od elektronskih nivoa u atomu mete, nastaje prazno mesto koje se popunjava prelaskom elektrona sa nekih od viših elektronskih nivoa u atomu. Tom prilikom se emituje energija u vidu fotona karakterističnog x-zračenja, čija energija odgovara energiji prelaza (razlici u energijama nivoa između kojih se prelaz vrši).

Karakterističan spektar X-zraka je uvek superponiran na linijski.

Verovatnoća da pojedinac doživi određeni štetni efekat kao rezultat izlaganja jonizujućem zračenju, radijacioni rizik, određuje se preko doze - fizičke veličine koja služi kao kvantitativna mera nivoa izlaganja jonizujućem zračenju.

1. EKSPOZICIONA DOZA JONIZUJUĆEG ZRAČENJA ILI DOZA IZLAGANJA odnosi se samo na X i gama zračenje i njihovo jonizaciono dejstvo u vazduhu. Ona se izražava relacijom:

$$X = \frac{dQ}{dm}$$

Gde je dQ – apsolutna vrednost ukupne količine naelektrisanja svih jona istog znaka u vazduhu, kada su svi elektroni i pozitivni joni oslobođeni fotonima jonizujućeg zračenja u elementu zapremine vazduha mase dm potpuno zaustavljeni u vazduhu.

Jedinica ekspozicione doze je 1 C (kulon) po kg ozračenog vazduha C/kg.

Ekspoziciona doza jonizujućeg zračenja od 1 C/kg označava dozu izlaganja X ili gama zračenja pri kojoj ukupno naelektrisanje stvorenih jona istog znaka u ozračenom vazduhu mase 1 kg (pri normalnim atmosferskim uslovima) iznosi 1 C pri istoj gustini energetskog fluksa u celoj količini ozračenog vazduha.

Vansistemska jedinica za ekspozicionu dozu je rendgen R

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

2. JAČINA EKSPOZICIONE DOZE JONIZUJUĆEG ZRAČENJA predstavlja priraštaj dx ekspozicione doze u vremenskom intervalu dt i može se prikazati relacijom:

$$\dot{X} = \frac{dX}{dt}$$

Jedinica za jačinu ekspozicione doze (koja se često naziva i brzina doze), je 1 C/kg u jedinici vremena, odnosno 1 C/kgs.

3. KERMA – K

U Međunarodnom sistemu jedinica SI radijaciona veličina ekspozicija zamenjena je veličinom "kerma u vazduhu" (air kerma). Naziv KERMA potiče od skraćenice za Kinetic Energy Released per unit Mass (količina energije koja se oslobodi po jedinici mase). Kerma je određena relacijom

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

i predstavlja količnik zbira svih početnih kinetičkih energija jonizujućih čestica oslobođenih sekundarno jonizujućim naelektrisanim česticama d $E_{\rm tr}$ u materijalu mase m.

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

Ova veličina se koristi u oblasti zaštite od jonizujućeg zračenja, a posebno u slučaju kada se posmatra rendgensko zračenje, odnosno kada se koriste podaci za proračun izloženosti profesionalno izloženih lica i pacijenata u rendgen-dijagnostici. Kerma ima istu vrednost kao i apsorbovana doza u vazduhu i koristi se da se opiše polje zračenja u prisustvu ili odsustvu pacijenta. U oblasti rendgendijagnostike kerma u mekom tkivu je približno jednaka kermi u vazduhu (razlika je $\leq 10\%$ i zavisi od energije fotona), tako da se u zaštiti od zračenja mogu izjednačiti.

4. APSORBOVANA DOZA JONIZUJUĆEG ZRAČENJA – D

Osnovna dozimetrijska veličina koja se koristi u oblasti od jonizujućeg zračenja je apsorbovana doza. Apsorbovana doza jonizujućeg zračenja D definiše se kao srednja apsorbovana energija dɛ bilo koje vrste jonizujućeg zračenja predata bilo kom materijalu u elementarnoj zapremini mase dm:

$$D = \frac{d\varepsilon}{dm}$$

 $d\varepsilon$ je srednja energija predata od strane jonizujućeg zračenja elementarnoj zapremini mase dm.

SI jedinica za apsorbovanu dozu jonizujućeg zračenja naziva se grej Gy. Apsorbovana doza od 1 Gy označava apsorbovanu dozu jonizujućeg zračenja koja nastaje pri apsorpciji jonizujućeg zračenja stalne gustine energetskog fluksa čija je energija 1 J u masi od 1 kg.

$$1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg}$$

5. EKVIVALENTNA DOZA ZA ORGAN ILI TKIVO - $\ensuremath{H_{T}}$

Na osnovu poznavanja apsorbovane doze zračenja za određeni organ ili tkivo ne može se tačno odrediti štetnost te vrste zračenja na taj organ ili tkivo zato se uvodi veličina-ekvivalentna doza $H_{T,R}$.

U posmatranom organu ili tkivu T, ekvivalentna doza $H_{T,R}$ nastala od zračenja R daje se relacijom:

$$H_{T,R} = W_R \cdot D_{T,R}$$

 $D_{T,R}$ prosečna vrednost apsorbovane doze zračenja R u organu ili tkivu T W_R je radijacioni težinski faktor za vrstu zračenja R

Jedinica za ekvivalentnu dozu je sivert 1Sv = 1 J/kg.

Vrednosti radijacionih težinskih faktora zavise od vrste i kvaliteta spoljašnjeg zračenja ili od vrste i kvaliteta emitovanog zračenja od deponovanih radionuklida unutar organa ili tkiva.

3. Dozimetrijska oprema

3.1. Fantomi

Sva merenja prilikom komisioniranja linearnog akceleratora rade se uz pomoć fantoma. Fantom je materijal koji apsorbuje i rasipa fotone na isti način kao i tkivo. On treba biti što sličniji (ekvivalentan) vodi, tj. imati sličnu gustinu $\rho_m=1g/cm^3$, broj elektrona po gramu $\rho_c=3,34\cdot10^{23}$ i efektivni atomski broj Z_{ef}=7,42. Voda je materijal koji je u dozimetrijskom smislu sličan sa mekim i mišićnim tkivima te se smatra referentnim materijalom pri kalibraciji elektronskih i megavoltažnih fotonskih snopova (protokol TRS 398 od IAEA). Pored vodenih fantoma koriste se i fantomi napravljeni iz čvrstih materijala kao što su akrilni plastični materijali (lucit, perspeks, pleksiglas) i polistiren. Primena fantoma od čvrstih materijala ograničena je uglavnom na rutinske provere.

• Kompjuterski kontrolisani vodeni fantomi

Za merenje procentnih dubinskih doza, profila i dijagonalnih profila prilikom komisioniranja koriste se kompjuterski kontrolisani vodeni fantomi. Ovakvi fantomi imaju mogućnost pozicioniranja detektora unutar velikog vodenog rezervoara sa preciznošću od 0.1mm i preciznije. Takođe, može prikupljati podatke u tački sa veoma dobrim odnosom signal-šum i može podesiti vreme zadržavanja ili veličinu koraka (ili oboje) u zavisnosti od svojstava samog polja zračenja. Većina modela može se programirati tako da prikupljaju određeni set merenja u određenom smeru, prikazuju rezultate merenja u stvarnom vremenu na monitoru te da pohranjuju podatke u digitalnom obliku. Na slici 7. prikazan je kompjuterski kontrolisan vodeni fantom proizvođača IBA Dosimetry.



Slika 7: Vodeni fantom IBA Dosimetry

Vodeni fantomi su idealni za merenje promena raspodele doze u prostoru i za fiksnu geometriju između izvora i fantoma. S druge strane, oni su glomazni i za precizan rad potrebno je dugotrajno nameštanje.

Pre konačnog skeniranja potrebno je napraviti provere kako bi se osiguralo da:

1. centralna osa snopa leži blizu središta rezervoara kako bi se omogućio maksimalni raspon kretanja u svim smerovima.

2. su ose kretanja detektora po dubini paralelne sa centralnom osom snopa i transverzalne sa površinom vode sa preciznošću od 1mm duž raspona kretanja.

3. je središte koordinatnog sistema skeniranja ispravno određeno i zabeleženo sa preciznošću boljom od 1mm, uzimajući u obzir tačku merenja detektora.

4. prostorni raspon potreban za merenje ne prouzrokuje sudare između detektora i zidova rezervoara

5. je ivica polja dovoljno udaljena (min 5cm) od zidova rezervoara kako bi se stvorili uslovi za rasejanje.

6. referentni detektor ne remeti merenu raspodelu doze

7. je prirast elektrometara prikladan da bi se izbeglo zasićenje u svim tačkama merenja

8. je udaljenost između izvora i površine fantoma konstantna za vreme prikupljanja podataka

• Fantomi od čvrstog materijala

Čvrsti fantomi su mnogo praktičniji za mnoga rutinska merenja zbog jednostavnijeg postavljanja i reproducibilnosti dubine komore. Čvrsti fantomi najčešće dolaze u obliku kvadratnih ploča različitih debljina što omogućava da različitim kombinacijama ploča dobijemo željenu dubinu. Idealno bi bilo kad bi čvrsti fantom bio ekvivalentan vodi tj. u potpunosti oponašao vodu po svim relevantnim fizikalnim svojstvima pri svim energijama zračenja. U praksi, ne postoji materijal koji u potpunosti ispunjava ovaj zahtjev. U opštem slučaju , svaki od njih zahteva upotrebu korekcionih faktora za pojedine energije koje dobijemo poređenjem merenja dobijenih u vodenom fantomu sa merenjima dobijenim u čvrstom fantomu. Pored određivanja korekcionih faktora potrebno je proveriti je li debljina ploča odgovara debljini naznačenoj od strane proizvođača, ima li fizičkih oštećenja na ploči te proveriti jesu li ploče ravne. Primer fantoma od polistirenskih ploča možemo videti na slici 8. Fantom je ekvivalentan vodi za energije fotonskih snopova od ⁶⁰C₀ do 25 MV i elektronske snopove energija od 4 MeV do 25 MeV.



Slika 8: Primeri fantoma od čvrstog materijala

3.2. Detektori jonizujućeg zračenja

Detektori su uređaji za otkrivanje radioaktivnog zračenja i merenje njihovih karakteristika. Rad detektora se uglavnom zasniva na jonizujućem dejstvu zračenja, postoje i oni detektori koji rade na nekom drugom principu.

- U zavisnosti koji fizički proces je u osnovi njihovog rada , oni se mogu podeliti u tri grupe :
- detektore koji rade na principu jonizujućeg dejstva zračenja;
- scintilacioni brojači;
- nuklearne emulzije.

Prolazna tačka za detekciju zračenja je je efekat koji ono proizvodi prolazeći kroz neku sredinu. Taj efekat je mali , jer je energija radioaktivnog zračenja veoma mala. Beta i gama zraci imaju energiju do nekoliko MeV-a dok alfa zraci mogu imati energiju do desetak MeV. Jedan MeV iznosi 1,6×10⁻¹² J, a to je nedovoljno da pokrene kazaljku ili cifru na brojčaniku. Zbog toga je potrebno pojačanje . Početni efekat služi u stvari kao okidač kojim započinje proces pojačavanja početnog signala koji treba dovoljno da naraste da bi mogao da pokrene uređaj za registraciju. Kod nekih vrsta detektora , kao što su proporcionalni brojač i Gajger – Milerov brojač , početni signal može da se pojača već u detekcionoj sredini. Međutim, kod većine detektora pojačanja se vrši u elektronskim urađajima na koje se prenosi signal iz detektora.

Prolazom zračenja kroz detekcionu sredinu može doći do veoma raznovrsnih procesa. Najopštije rečeno, zračenje prolazeći kroz detekcionu sredinu troši energiju na jonizaciju i ekcitaciju atoma i molekula. Jonizacijom je jedan deo neutralnih sistema , kao što su atomi i molekuli, razdvojen u naelektrisane sisteme jona. Energija je utrošena na dobijanje izvesne količine elektriciteta, pozitivnog i negativnog u podjednakoj količini. Pod izvesnim uslovima taj elektricitet može da se usmeri na dobijanje električnog impulsa, koji se onda pojačava,meri i registruje. Način dobijanja impulsa zavisi od prirode detekcione sredine.

Ekscitacija predstavlja prenos energije na atom koji se nakon toga nađe u pobuđenom stanju i koji posle izvesnog vremena može da emituje energiju u formi elektromagnetnog zračenja. U ovom slučaju elektromagnetno zračenje može da posluži kao početni signal. Pojačanje se najefektnije vrši posebnim elektronskim cevima, nazvanim fotomultiplikatorima. Oni su osetljivi na elektromagnetno zračenje iz vidljivog spektra. Otuda kao detektori služe one vrste kristala koji svetlucaju (scintiluju) i nazivamo ih scintilacioni brojači. Kod izvesnih vrsta čvrstih tela , ekscitacija može da dovede do trajnih promena u strukturi kristala. Sad se više ne radi o kratkotrajnom signalu vezanom za

prolaz čestice, jer promene trajno ostaju i izučavaju se tek kasnije. Treba napomenuti da je i u ovom slučaju efekat mali, tako da se promene kasnije veštački pojačavaju pre nego što se priđe izučavanju traga koji je zračenje ostavilo.U stvari,ono što je izneseno odnosi se na fotografski efekat zračenja, a detektori zasnovani na njemu zovu se nuklearna emulzija.

Detektore delimo na one koji samo služe da utvrde prolaz čestice, i na one koji pored toga daju i energiju čestice, pa se zovu spektrometrima. Detektor može biti u stanju da odbrojava jednu po jednu česticu, a ima ih koji to nisu u stanju, već daju neki srednji efekat. Takav je slučaj kod jonizacionih komora, gde prve zovemo impulsnim, a druge integralnim. Foto ploče takođe mogu da daju pojedinačne tragove ili integralno zračenje. Kod pojedinačnog odbrojavanja važna je brzina sa kojom detektor može da broji. Svaki akt detekcije traje izvesno konačno vreme i ukoliko je ono kraće, utoliko će detektor moći brže da broji. Važna karakteristika detektora je efikasnost kojom on detektuje pojedine vrste zračenja. Geiger-Milerovi brojači mogu se doterati da detektuju skoro 100% naelektrisano zračenje, ali efikasnost detekcije prodornog gama zračenja je reda veličine jednog procenta.

Najstariji gasni detektor je jonizaciona komora koja je u primitivnoj formi služila za merenje jonizacije, još pre nego što je otkrivena radioaktivnost. Prvi gasni brojač koji je pojedinačno odbrojavao čestice konsruisali su 1908. godine Ruterford i Geiger. Tek dvadesetak godina kasnije on se izdiferencirao u Geiger-Milerov brojač i proporcionalni brojač. Gasni detektori su najjednostavniji i najšire upotrebljavani detektori. Pre nego što se pređe na njihovo pojedinačno izučavanje, biće korisno da se ukratko daju neki pojmovi i činjenice o kretanju molekula nekog gasa.

Radijacioni dozimetar je naprava, instrument ili sistem koji meri ili procenjuje, direktno ili indirektno, ekspozicionu dozu, kermu, apsorbovanu ili ekvivalentnu dozu ili njihov vremenski priraštaj ili povezanu količinu jonizujućeg zračenja. Dozimetar zajedno sa čitačem nazivamo dozimetrijski sistem.

Merenje dozimetrijskih veličina je proces eksperimentalnog traženja vrednosti veličina koristeći dozimetrijske sisteme. Rezultat merenja dozimetrijske veličine je vrednost te veličine kvantitativno predstavljena brojnom vrednošću i odgovarajućom jedinicom. Da bi funkcionisao kao radijacioni dozimetar, dozimetar mora da poseduje najmanje jedno fizičko svojstvo koje je funkcija merene dozimetrijske veličine i koje se može koristiti za radijacionu dozimetriju nakon odgovarajuće kalibracije.

Da bi bio koristan radijacioni dozimetar mora pokazati nekoliko poželjnih karakteristika. Na primer, u radioterapiji tačno poznavanje vrednosti i apsorbovane doze u vodi u određenoj tački i njena spacijalna distribucija je veoma bitna kao i mogućnost izvođenja doze u organu od interesa kod pacijenta. U ovom kontekstu poželjne osobine dozimetara će biti karakterisane u zavisnosti od: tačnosti i preciznosti, linearnosti, zavisnosti od doze ili brzine doze, energetskom rezolucijom, zavisnošću od pravca i spacijalnom rezolucijom. Očigledno je da svi dozimetri ne zadovoljavaju sve karakteristike. Izbor radijacionog dozimetra i njegovog čitača se mora izvršitit razumno, uzimajući u obzir zahteve situacije u kojoj se vrše merenja; npr. radioterapijske jonizujuće komore su pogodne za kalibraciju snopa a drugi dozimetri (o kojima će biti reči) su pogodni za procenu distribucije doze (relativnu dozimetriju) ili verifikaciju doze.

3.3. Karakteristike dozimetara

3.3.1. Tačnost i preciznost

U radioterapijskoj dozimetriji se nesigurnosti u merenjima često izražavaju pojmovima tačnosti i preciznosti. Preciznost dozimetrijskih merenja specificira reproducibilnost merenja pod sličnim uslovima i može da biti procenjena iz podataka dobijenih u ponovljenim merenjima. Visoka preciznost se povezuje sa malom standardnom devijacijom distribucije rezultata merenja.

Tačnost dozimetrijskih merenja je blizina očekivane vrednosti, "pravoj vrednosti" merene veličine. Rezultati merenja ne mogu biti apsolutno tačni a netačnost merenih rezultata se karakteriše kao merna nesigurnost.

Nesigurnost je parametar koji opisuje disperziju merenih vrednosti date veličine; procenjuje se statističkim metodama (tip A) ili drugim metodama (tip B), nema znak i obično se pretpostavlja da je simetrična.

Greška merenja je razlika između izmerene vrednosti neke veličine i prave vrednosti te veličine.

- Greška ima i numeričku vrednost i znak
- Obično su greške merenja tačno poznate, ali se procenjuju na najbolji mogući način, i kada je to moguće uvode se kompenzacione ispravke
- Posle primene svih poznatih korekcija vrednost greške bi trebala da bude nula i jedini razlog za brigu ostaje nesigurnost

3.3.2. Linearnost

U idealnom slučaju vrednost očitavanja dozimetra M bi trebalo da je linearno proporcionalna dozimetrijskoj veličini Q. Ali nakon neke određene doze nastupa nelinearnost. Raspon linearnosti i nelinearno ponašanje zavisi od tipa dozimetra i njegovih fizičkih osobina.

Dva tipična primera odziva karakteristika dozimetrijskih sistema se vidi na slici 9.

Kriva A prvo pokazuje linearnu zavisnost od doze, zatim supralinearnu zavisnost i na kraju saturaciju. Kriva B prvo pokazuje linearnost a zatim saturaciju na visokim dozama. Generalno trebalo bi ispraviti nelinearno ponašanje. Dozimetar i njegov čitač mogu oba iskazivati nelinearne osobine ali efekat njihovog kombinovanja bi mogao produkovati linearnost na širem opsegu doza.



Slika 9: Linearnost dozimetara

3.3.3. Zavisnost od brzine doze

Integrisani sistemi mere integralni odziv dozimetrijskog sistema. Za takve sisteme merena dozimetrijska veličina bi trebala biti nezavisna od brzine te veličine.

Idealno, odziv dozimetrijskog sistema M/Q na dve različite brzine doze ((dQ/dt)1 i (dQ/dt)2) bi trebao da ostane konstantan. U realnosti brzina doze može da utiče na dozimetarska očitavanja i neophodno je izvršiti odgovarajuće korekcije, npr. rekombinacione korekcije za jonizujuće komore u pulsnom snopu.

3.3.4. Energetska zavisnost

Odgovor dozimetrijskog sistema M/Q je generalno funkcija energije snopa. Kako se dozimetrijski sistemi kalibrišu na posebne energije a koriste na mnogo širem opsegu energija, varijacija odgovora dozimerijskog sistema na različite energije (koja se naziva energetska zavisnost), zahteva korekciju.

Idealno, energetski odziv bi trebao da bude ravan (kalibracija sistema bi trebala da bude nezavisna od energije na određenom opsegu). U realnosti, energetska korekcija se mora uključiti u određivanje veličine Q u većini merenja.

U radioterapiji veličina od interesa je doza u vodi (ili u tkivu). Kako nijedan dozimetar nije ekvivalentan vodi ili tkivu za sve energije snopa, energetska zavisnost je važna karakteristika dozimetrijskog sistema.

3.3.5. Zavisnost od pravca

Varijacije u odzivu dozimetra u zavisnosti od upadnog ugla zračenja je poznata kao zavisnost od pravca ili ugaona zavisnost dozimetra.

Dozimetri obično pokazuju zavisnost od pravca zbog njihovih konstrukcionih detalja, fizičke veličine i energije upadnog zračenja. Ugaona zavisnost je važna u određenim primenama npr. in vivo dozimetriji sa poluprovodničkim dozimetrima. Terapijski dozimetri se obično koriste u istoj geometriji u kojoj su kalibrisani.

3.3.6. Spacijalna rezolucija i veličina

Kako je doza tačkasta veličina, dozimetri treba da dozvole određivanje doze iz veoma male zapremine (potreban je tačkasti dozimetar da se odredi doza u tački). Pozicija tačke gde se doza određuje (spacijalna lokacija) mora biti dobro definisana u referentnom koordinatnom sistemu.

Termoluminescentni dozimetri (TLD) se prave veoma malih dimenzija i njihova upotreba u mnogome aproksimira merenje u tački.

Film dozimetri imaju odličnu 2-D a gelovi 3-D rezoluciju gde je merenje u tački ograničeno samo rezolucijom sistema za procenu.

Dozimetri tipa jonizujuće komore su pak konačnih dimenzija da bi dali zahtevanu osetljivost, iako novi tipovi tačkastih mikrokomora parcijalno prevazilaze problem.

3.3.7. Pogodnost iščitavanja podataka

Dozimetri sa direktnim iščitavanjem (npr. jonizujuće komore) su generalno mnogo pogodniji nego pasivni dozimetri (oni koji se čitaju nakon odeđenog vremena izlaganja npr. TLD i filmovi). Dok su neki dozimetri suštinski integralnog tipa drugi mogu da rade i u integralnom i u diferencijalnom modu.

3.3.8. Pogodnost korišćenja

Jonizujuće komore se mogu uvek iznova koristiti sa vrlo malo ili nimalo promena u osetljivosti tokom njihovog životnog veka. Poluprovodnički dozimetri se takođe mogu iznova koristiti ali sa postepenim gubitkom osetljivosti tokom njihovog životnog veka. Ali neki dozimetri ne mogu ponovo da se koriste (film, alanin i gelovi). Neki dozimetri mere distribuciju doze u jednoj ekspoziciji (film i gelovi) dok su drugi dozimetri prilično robustni (rukovanje njima im neće uticati na osetljivost npr. jonizujuće komore), dok su neki osetljivi na rukovanje (TLD).

3.4. Dozimetrijski sistemi na principu jonizacione komore

3.4.1. Komore i elektrometri

Jonizacione komore se koriste u radioterapiji i dijagnostičkoj radiologiji za određivanje doze zračenja. Određivanje doze u odnosu na uslove zračenja se naziva i kalibracija snopa. Jonizacione komore se prave u raznim veličinama i oblicima u zavisnosti od specifičnih zahteva, ali generalno sve imaju sledeće osobine:

- Jonizaciona komora je šupljina punjena gasom okružena provodnim spoljnim zidom i u sredini ima centralnu elektrodu za sakupljanje naelektrisanja (vidi sliku 10). Zid i centralna elektroda su odvojeni visokokvalitetnim izolatorom kako bi se sprečilo curenje struje kad se polarizacioni napon primeni na komoru
- Na komori se obično nalazi uzemljenje da bi se još više smanjilo curenje struje. Uzemljenje presreće struju koja curi i sprovodi je u zemlju zaobilazeći kolektorsku elektrodu. Takođe osigurava uniformnost polja u aktivnoj ili osetljivoj zapremini komore, što rezultuje boljem prikupljanju naelektrisanja.
- Merenje otvorenim jonizacionim komorama zahteva korekcije na temperaturu i pritisak da se uračuna promena u masi vazduha u zapremini komore, koja se menja sa promenama pritiska i temperature



Slika 10 :Osnovni dizajn cilindrične jonizacione komore Farmerovog tipa

Elektrometri su naprave za merenje slabih struja reda veličine 10⁻⁹ A ili manje. Elektrometar u sadejstvu sa jonizacionom komorom je operacioni pojačavač sa standardnim otpornikom ili standardnim kondenzatorom koji služi za merenje struje komore ili naelektrisanja koje je skupljeno u fiksiranom vremenskom intervalu.

3.4.2. Cilindrične jonizacione komore

Najpopularnije cilindrične jonizacione komore su komore zapremine 0,6 cm³ koje je dizajnirao Farmer i proizveo Boldvin, ali sada dostupne od strane mnogih dobavljača, za kalibraciju snopa u radioterapijskoj dozimetriji.

Njihova aktivna zapremina podseća na naprstak pa se jonizujuće komore Farmerovog tipa nazivaju i naprstak komore. Cilindrične komore proizvode različiti proizvođači, sa aktivnom zapreminom od 0,1 cm³ do 1 cm³. Obično imaju unutrašnju dužinu ne veću od 25 mm i unutrašnji prečnik ne veći od 7 mm. Materijal od kojeg je napravljen zid je niskog atomskog broja Z (ekvivalentan tkivu ili vazduhu), gustine manje od 0,1 g/cm². Konstrukcija komore treba da bude što je moguće više homogena iako se centralna aluminijumska elektroda prečnika od oko 1 mm obično koristi da osigura ravnu energetsku zavisnost. Konstrukcioni detalji različitih komercijalno dostupnih komora se nalaze u IAEA Technical Reports Series (TRS) 277 i TRS 398.

3.4.3. Plan-paralelne jonizacione komore

Plan paralelne jonizacione komore se sastoje iz dva ravna zida, jednog koji služi kao ulazni prozor i polarizaciona elektroda i drugog koji služi kao zadnji zid i kolektujuća elektroda sa sigurnosnim prstenom. Zadnji zid je obično blok provodne plastike ili od neprovodnog materijala (obično perspex ili polistiren) sa tankim provodnim slojem grafita koji formira kolektujuću elektrodu sa sigurnosnim prstenom na vrhu.

Plan paralelne jonizacione komore se preporučuju za dozimetriju snopova elektrona energija nižih od 10 MeV. Takođe se koriste za merenja površinske i dubinske doze u build up regiji megavoltažnih snopova fotona.

Karakteristike komercijalno dostupnih plan paralelnih komora i njihova upotreba u dozimetriji elektronskih snopova detaljno je opisana u TRS 381 and TRS 398 pravilima.



Slika 11: Primeri nekih tipova jonizacionih komora
3.5. MatriXX^{Evolution} detektor

MatriXX^{Evolution} je 2D detektor jonizujućeg zračenja koji se koristi za merenje apsorbovane doze vezano za pacijenta, sastoji se iz 1020 jonizujućih komora, poređanih u rešetku 32x32. Kada se ozrači, vazduh unutar komora postane jonizovan. Oslobođeno naelektrisanje se prikuplja razlikom potencijala između elektroda. Struja koja je proporcionalna brzini doze se meri i digitalizuje pomoću 1020 kanalskog, osetljivog na struju, ADC-a (analog-digital converter).

Softver upoređuje merenu 2D distribuciju doze sa onom koja se izračuna u TPS-u.

Zapremina svake komore je 80 mm³, visine 5 mm i prečnika 4,5 mm. Spacijalna rezolucija je 7,5 mm.

Maksimalna brzina doze koju detektor može detektovati je 5 Gy/min a minimalna 0,1 Gy/min. Napon potreban za za MatriXX sistem je 100 V do 240 V AC ±10%, 50 – 60 Hz.

Ekvivalentna debljina apsorbera na prednjoj strani je 3,6 mm. Maksimalna veličina polja je 24,4x24,4 cm². Pre početka merenja je potrebno 15 min zagrevanja sistema. Ploče detektora se hlade uduvavanjem vazduha putem dva ventilatora.

Aparat radi sa dva odvojena brojača da bi se izbeglo mrtvo vreme, minimalni period uzorkovanja je 20 min. MatriXX detektor se može spojiti direktno na PC putem klasičnog ethernet interfejsa da bi dobili merenja.

Materijal od kojeg je načinjeno kućište aparata je ABS Tecaran (gustine 1,06 g/cm³).

Efektivna tačka merenja je 3 mm ispod površine kućišta (ekvivalent dubine vode 3,1 mm), što je naznačeno markerima sa strane kućišta.

Pribor koji dolazi uz MatriXX detektor:

- 1. MULTICube i MULTICube Lite vodeni fantomi
- 2. Pločice za verifikaciju energije
- 3. Build-up pločice
- 4. Postolje za gentri
- 5. GAS (Senzor za merenje ugla)

Za verifikaciju konstantnosti energije, dostupne su pločice za verifikaciju konstantnosti energije elektrona (6 MeV do 21 MeV) i energije fotona (Co60, 4 MV do 18 MV). U ovim pločicama su umetnuti setovi specijalnih cilindričnih apsorbera koji odgovaraju određenim setovima u StarTrack aparatu. Ako se koristi MatriXX pozicije komora možda neće biti savršeno poravnate sa apsorberima u pločicama za verifikaciju. U ovom slučaju se koristi srednja vrednost susednih komora.



Slika 12: Izgled MatriXX detektora





Slika13: Pločice za verifikaciju energije a) za fotone b) za elektrone

Plastični vodeni fantom MULTICube ili MULTICube Lite se koristi sa MatriXX-om za primenu u rotacionoj dozimetriji. Fantom (gustine ρ =1,030 g/cm³, gustine elektrona 3,337x10²³ cm⁻³) odstupa od osobina vode za 0,5% na energijama iznad 7 MeV. Fantom se isporučuje sa sledećim komponentama:

- 1. MULTICube: četiri ploče od 6 cm i jedna od 10 cm u koju ulazi MatriXX ili MULTICube Lite: dve ploče od 6 cm i jedna od 10 cm
- 2. Prilagođene sigurnosne kopče koje drže MatriXX u fantomu
- 3. Kaseta za film sa autoregistracijom koja može da se ukloni
- 4. Modularni dizajn za prilagođenu dubinu uklučujući konfiguraciju za QA posteriornih lezija
- 5. Ugravirane krstaste niti na tri strane za poravnanje sa CT i MVCT
- 6. Držači od karbonskih vlakana za zaklučavanje konfiguracije fantoma
- 7. Ravne strane da mogu da se koriste u sagitalnoj ili koronarnoj konfiguraciji
- 8. Kompletan dizajn bez metala za reprodukciju kvaliteta CT



Slika 14: MULTICube fantom

GAS (gantry angle sensor) se koristi za online detekciju ugla gentrija tokom zračenja, zbog merenja doze. GAS je podržan od strane MatriXX^{Evolution} Kompletan uređaj se sastoji od tri glavna dela:

- 1. Senzora (gornji i donji deo)
- 2. Držača i
- 3. Baze

Zbog isporuke, svi delovi su spojeni zajedno kao jedan uređaj. Pri korišćenju baza se montira paralelno ravni rotacije gentrija.



Slika 15: Izgled GAS-a

4. Merenja i rezultati

Zadatak ovog rada je bio ispitivanje ugaone zavisnosti apsorbovane doze kod dvodimenzionog detektora MatriXX i klinicka primena.

Merenja su rađena na Institutu za onkologiju u Sremskoj Kamenici pod vođstvom doc. dr. Borislave Petrović i MsC Borka Basarića sa kojima sam imao zadovoljstvo da sarađujem prilikom izrade rada.

Koristili smo ELEKTA Versa HD sa radijacionim poljem 10x10 cm², prvo bez GAS-a a zatim drugi set merenja sa GAS-om, i MatriXX^{Evolution} 2D detektor .

Merenja su vršena za uglove od 0° do 360° sa korakom od 10° osim u intervalima od 80°-100° i 260°-280° gde je korak bio 2° što ukupno čini 52 ugla.

Sve ekspozicije su trajale po 100 MU (Monitor Units).

MatriXX je bio umetnut u MULTICube fantom i postavljen na terapijski sto u normalnom položaju.

Ugaona zavisnost je merena za klinički zrak fotona energije 6 MV. Rezultati su obrađeni za centralnu tačku na osi zraka i na 5 odnosno 10 cm translirano van ose zraka.



Slika 16: CT MatriXX-a u MULTICube-a u Monaco TPS-u i ekperimentalna postavka na LINAC-u

Ugao	Doza mGy bez senzora	Doza mGy sa senzorom	Apsolutna razlika mGy	Procentualna razlika %
0	784,115	786,735	2,62	0,33
10	779,112	785,138	6,03	0,77
20	764,69	770,815	6,13	0,79
30	736,76	739,531	2,77	0,37
40	693 <i>,</i> 485	696,887	3,40	0,49
50	622,61	624,778	2,17	0,35
60	573,913	572,729	1,18	0,98
70	607,542	601,602	5,94	0,81
80	624,832	619,767	5,06	1,17
82	627,268	619,916	7,35	1,47
84	630	620,73	9,27	2,47
86	634,388	618,727	15,66	5,24
88	648,108	614,167	33,94	1,74
90	635,738	624,653	11,09	11,04
92	571,633	634,749	63,12	9,94
94	587,923	639,86	51,94	8,12
96	604,158	695,841	91,68	13,18
98	592,565	679,946	87,38	12,85
100	587,398	618,972	31,57	5,10
110	561,46	589,875	28,42	4,82
120	512,403	544,/31	32,33	5,93
130	560,01	587,883	27,87	4,74
140	623,87	656,814	32,94	5,02
150	003,983	703,417	39,43	5,01
170	704 012	732,070	41,92	5,75
190	704,915	749,030	44,74	5,97
100	703,083	749,721	40,04	5,42
200	690.24	728 988	38 75	5,00
210	664 155	720,500	36.95	5,32
220	623,138	656,999	33,85	5.15
230	559.26	606 978	47.72	7.86
240	509.23	536.839	27.61	5.14
250	560.148	581.694	21.55	3.70
260	585,343	616,707	31,36	5,09

262	589,733	623,281	33,55	5,38
264	603,328	637,158	33,83	5,31
266	589,875	635,203	45,33	7,14
268	573,98	630,367	56,39	8,95
270	639,253	608,678	30,58	5,02
272	648,613	616,391	32,22	5,23
274	635,463	619,101	16,36	2,64
276	628,725	662,603	33,88	5,11
278	626,368	658,953	32,58	4,94
280	623,673	620,493	3,18	0,51
290	607,093	602,459	4,63	0,77
300	574,136	594,791	20,66	3,47
310	621,443	632,527	11,08	1,75
320	690,233	696,597	6,36	0,91
330	737,32	739,761	2,44	0,33
340	764,92	770,264	5,34	0,69
350	779,925	785,313	5,39	0,69
360	784,115	786,735	2,62	0,33

Tabela 1: Doze za centralnu tačku

Ispitivanje ugaone zavisnosti apsorbovane doze kod dvodimenzionog detektora Matrixx i klinicka primena



Grafik 1 :Zavisnost doze od ugla u centralnoj tački a) bez senzora b) sa senzorom

Ispitivanje ugaone zavisnosti apsorbovane doze kod dvodimenzionog detektora Matrixx i klinicka primena



Grafik 2 : Zavisnost doze od ugla u centralnoj tački

Ispitivanje ugaone zavisnosti apsorbovane doze kod dvodimenzionog detektora Matrixx i klinicka primena



Grafik 3: Zavisnost doze od ugla u centralnoj tački-polarni grafik

Iz dobijenih rezultata i priloženih grafika možemo videti da se procentualna razlika doza u intervalu uglova 0°-80° i 280°-360° kreće od 0-1 % u postavkama detektora i izvora fotona bez senzora za ugao i sa senzorom za ugao dok se na intervalima od 80°-180° i 180°-280° postepeno povećava odnosno smanjuje do neke maksimalne vrednosti od 13,18%.

Ugao	Doza mGy +5 cm translirano bez senzora	Doza mGy +5cm translirano sa senzorom	Apsolutna razlika [mGy]	Procentualna razlika %
0	392,67	412,765	20,095	4,87
10	381,01	436,7338	55,7238	12,76
20	491,06	538,5202	47,4602	8,81
30	659,245	679,3803	20,1353	2,96
40	702,95	707,8991	4,9491	0,70
50	686,885	687,425	0,54	0,08
60	759,67	757,1303	2,5397	0,33
70	809,565	800,7743	8,7907	1,09
80	833,535	826,0339	7,5011	0,90
82	836,83	826,3263	10,5037	1,26
84	840,275	827,1755	13,0995	1,56
86	845,98	824,2335	21,7465	2,57
88	848,93	804,8743	44,0557	5,19
90	826,555	811,8784	14,6766	1,78
92	779,605	863,23	83,625	10,73
94	782,32	850,4734	68,1534	8,01
96	804,53	927,0914	122,5614	13,22
98	811,775	934,5597	122,7847	13,14
100	794,145	836,5517	42,4067	5,07
110	749,045	787,0075	37,9625	4,82
120	666,915	709,161	42,246	5,96
130	617,74	653,061	35,321	5,41
140	641,005	677,9151	36,9101	5,44
150	638,145	683,5964	45,4514	6,65
160	543,085	612,0532	68,9682	11,27
170	419,77	497,341	77,571	15,60
180	339,97	433,3499	93,3799	21,55
190	399,015	463,2059	64,1909	13,86
200	532,58	573,1228	40,5428	7,07
210	577,35	613,0065	35,6565	5,82
220	553,935	584,6927	30,7577	5,26
230	496,18	538,5782	42,3982	7,87
240	410,53	432,2235	21,6935	5,02
250	393,89	413,1753	19,2853	4,67
260	436,995	459,9576	22,9626	4,99

262	438,82	464,2951	25,4751	5,49
264	442,7	465,6408	22,9408	4,93
266	443,57	475,6179	32,0479	6,74
268	419,315	460,9553	41,6403	9,03
270	493,01	465,138	27,872	5,99
272	488,59	463,3793	25,2107	5,44
274	476,38	464,0958	12,2842	2,65
276	472,07	497,1156	25,0456	5,04
278	470,43	494,61	24,18	4,89
280	468,515	465,6803	2,8347	0,61
290	454,98	451,1414	3,8386	0,85
300	451,665	466,4656	14,8006	3,17
310	553,695	563,8547	10,1597	1,80
320	618,37	625,1854	6,8154	1,09
330	652,925	659,4423	6,5173	0,99
340	612,37	641,578	29,208	4,55
350	476,275	528,809	52,534	9,93
360	392,67	412,765	20,095	4,87

Tabela 2: Doza merena +5 cm translirano od ose snopa bez i sa senzorom

Ugao	Doza mGy-5 cm	Doza mGy - 5cm	Apsolutna razlika [mGy]	Procentualna razlika %
	translirano bez senzora	translirano sa senzorom		
0	475,565	452,675	22,89	4,81
10	580,425	546,9287	33,4963	5,77
20	660,28	652,4924	7,7876	1,18
30	661,03	662,1565	1,1265	0,17
40	623,855	627,3703	3,5153	0,56
50	555,655	558,4201	2,7651	0,50
60	456	455,5839	0,4161	0,09
70	454,675	450,7617	3,9133	0,86
80	469,16	465,705	3,455	0,74
82	471,005	465,8489	5,1561	1,09
84	473,05	466,3876	6,6624	1,41
86	476,24	464,8724	11,3676	2,39
88	487,56	462,1516	25,4084	5,21
90	490,15	482,3406	7,8094	1,59
92	421,13	463,7978	42,6678	9,20
94	442,82	481,7802	38,9602	8,09
96	444,38	511,5465	67,1665	13,13
98	441,195	507,9341	66,7391	13,14
100	438,395	462,0054	23,6104	5,11
110	418,715	440,9104	22,1954	5,03
120	411,355	441,4383	30,0833	6,81
130	497,395	518,151	20,756	4,01
140	558,21	586,1902	27,9802	4,77
150	588,915	617,634	28,719	4,65
160	566,225	567,7957	1,5707	0,28
170	462,04	432,398	29,642	6,42
180	450,34	392,0005	58,3395	12,95
190	474,795	461,2059	13,5891	2,86
200	593,72	598,8274	5,1074	0,85
210	652,355	685,4505	33,0955	4,83
220	644,65	678,4492	33,7992	4,98
230	615,04	659,5878	44,5478	6,75
240	678,78	716,2367	37,4567	5,23

250	749,1	786,21	37,11	4,72
260	792,195	837,0598	44,8648	5,36
262	812,205	859,7716	47,5666	5,53
264	804,5	856,7699	52,2699	6,10
266	783,995	842,8436	58,8486	6,98
268	781,135	860,004	78,869	9,17
270	830,05	798,1065	31,9435	4,00
272	849,585	807,972	41,613	5,15
274	849,505	829,4224	20,0826	2,42
276	838,5	884,2499	45,7499	5,17
278	834,6	878,9367	44,3367	5,04
280	831,3	828,0978	3,2022	0,39
290	807,96	802,1798	5,7802	0,72
300	760,38	787,8296	27,4496	3,48
310	688,62	705,0393	16,4193	2,33
320	709,42	711,2891	1,8691	0,26
330	702,66	689,504	13,156	1,87
340	622	582,2778	39,7222	6,39
350	513,43	464,777	48,653	9,48
360	475,565	452,675	22,89	4,81

Tabela 3: Doza merena -5 cm translirano od ose snopa sa i bez senzora za ugao

Ispitivanje ugaone zavisnosti apsorbovane doze kod dvodimenzionog detektora Matrixx i klinicka primena



Grafik 4: Zavisnost doze od ugla +5 cm translirano od ose a) bez senzora b) sa senzorom



Ispitivanje ugaone zavisnosti apsorbovane doze kod dvodimenzionog detektora Matrixx i klinicka primena

Grafik 5: Zavisnost doze od ugla +5 cm translirano od ose

Ispitivanje ugaone zavisnosti apsorbovane doze kod dvodimenzionog detektora Matrixx i klinicka primena



Grafik 6: Zavisnost doze od ugla -5 cm translirano od ose a) bez senzora b) sa senzorom

Ispitivanje ugaone zavisnosti apsorbovane doze kod dvodimenzionog detektora Matrixx i klinicka primena



Grafik 7: Zavisnost doze od ugla -5 cm translirano od ose



Ispitivanje ugaone zavisnosti apsorbovane doze kod dvodimenzionog detektora Matrixx i klinicka primena

Grafik 8: Polarni grafik zavisnosti doze od ugla merena na 5 cm translirano od ose

Kao što iz priloženih grafika možemo videti da se doze merene na 5 cm translirano od ose sa i bez senzora slažu od 0-1 % na intervalima od 270°-350°(+5 cm translirano) i 10°-90° (-5 cm translirano) . Postoje neslaganja u intervalima od 90°-180° i od 180°-270° i to sa najvećom razlikom od 21,55%.

Ugao	Doza +10cm of axis no GAS mGy	Doza +10 cm of axis mGy GAS	Apsolutna razlika mGy	Procentualna razlika %
0	26,34	26,6725	0,33	1,25
10	25,9725	26,63371	0,66	2,48
20	27,6425	28,3027	0,66	2,33
30	33,23	32,93319	0,30	0,90
40	42,495	51,9617	9,47	18,22
50	66,335	67,07059	0,74	1,10
60	172,31	179,6764	7,37	4,10
70	1050,865	1038,9	11,96	1,14
80	1107,33	1096,476	10,85	0,98
82	1108,523	1093,655	14,87	1,34
84	1107,513	1089,064	18,45	1,67
86	1102,875	1075,015	27,86	2,53
88	1094,365	1039,045	55,32	5,05
90	1071,463	1054,025	17,44	1,63
92	1050,998	1162,847	111,85	9,62
94	1047,66	1137,532	89,87	7,90
96	1056,315	1218,253	161,94	13,29
98	1066,768	1231,659	164,89	13,39
100	1076,013	1135,271	59,26	5,22
110	995,1525	1046,621	51,47	4,92
120	327,805	349,2645	21,46	6,14
130	66,9525	73,28923	6,34	8,65
140	42,0625	46,04834	3,99	8,66
150	31,845	34,52544	2,68	7,76
160	26,705	29,03082	2,33	8,01
170	24,7525	26,93921	2,19	8,12
180	24,6425	26,51442	1,87	7,06
190	26,09	28,08573	2,00	7,11
200	29,8025	31,91524	2,11	6,62
210	35,6375	38,03156	2,39	6,29
220	44,2525	46,72379	2,47	5,29
230	60,8025	64,45374	3,65	5,66
240	261,78	276,8084	15,03	5,43
250	296,94	311,6511	14,71	4,72
260	327,085	344,2926	17,21	5,00
262	328,97	348,3913	19,42	5,57
264	328,9375	348,3746	19,44	5,58

266	333,87	355 <i>,</i> 4053	21,54	6,06
268	310,435	343,093	32,66	9,52
270	380,9025	357,39	23,51	6,58
272	368,2	348,7221	19,48	5,59
274	359,825	350,5268	9,30	2,65
276	356,505	375,3598	18,85	5,02
278	355,0175	373,2284	18,21	4,88
280	353,0525	350,9279	2,12	0,61
290	337,3175	334,4614	2,86	0,85
300	346,9525	366,302	19,35	5,28
310	77,0475	85,58274	8,54	9,97
320	50,955	51,7542	0,80	1,54
330	39,6825	40,77419	1,09	2,68
340	32,735	33,59709	0,86	2,57
350	28,4575	29,18719	0,73	2,50

Tabela 4: Doza merena +10 cm translirano od ose snopa sa i bez senzora za ugao

Ugao	Doza -10 cm of axis no GAS mGy	Doza -10cm of axis mGy Gas	Apsolutna razlika mGy	Procentualna razlika %
0	27,135	26,9025	0,23	0,86
10	29,39	29,2748	0,12	0,39
20	33,985	33,85004	0,13	0,40
30	41,0175	40,9139	0,10	0,25
40	52,1825	52,2442	0,06	0,12
50	84,0675	82,19548	1,87	2,23
60	357,5925	356,727	0,87	0,24
70	337,9025	334,9275	2,97	0,88
80	354,4525	351,7352	2,72	0,77
82	356,365	352,3611	4,00	1,12
84	358,255	353,1091	5,15	1,44
86	360,565	351,8786	8,69	2,41
88	368,4975	349,0762	19,42	5,27
90	380,0325	372,9947	7,04	1,85
92	316,9975	342,1126	25,12	7,34
94	334,6075	363,449	28,84	7,94
96	332,0875	382,2649	50,18	13,13
98	331,8325	381,4871	49,65	13,02
100	329,6875	347,4114	17,72	5,10
110	291,1675	314,2234	23,06	7,34
120	291,6625	285,6754	5,99	2,10
130	65,0125	67,15577	2,14	3,19
140	46,1	47,97258	1,87	3,90
150	37,13	38,63036	1,50	3,88
160	31,0725	32,45163	1,38	4,25
170	27,225	28,57333	1,35	4,72
180	25,6775	26,57237	0,89	3,37
190	25,665	26,77844	1,11	4,16
200	27,8525	28,92565	1,07	3,71
210	32,985	34,47817	1,49	4,33
220	44,0625	45,52997	1,47	3,22
230	70,0625	72,63846	2,58	3,55
240	341,625	353,424	11,80	3,34
250	996,5475	1048,724	52,18	4,98
260	1080,318	1137,534	57,22	5,03
262	1073,463	1139,376	65,91	5,79
264	1060,49	1127,166	66,68	5,92

266	1051,87	1124,4	72,53	6,45
268	1058,175	1165,144	106,97	9,18
270	1079,788	1053,621	26,17	2,42
272	1097,918	1043,574	54,34	4,95
274	1105,698	1082,743	22,96	2,08
276	1111,68	1172,134	60,45	5,44
278	1111,778	1171,032	59,25	5,33
280	1109,113	1104,072	5,04	0,45
290	1059,708	1046,796	12,91	1,22
300	242,165	228,2966	13,87	5,73
310	70,5275	71,68495	1,16	1,64
320	45,34	43,98682	1,35	2,98
330	33,78	33,30242	0,48	1,41
340	28,955	28,63329	0,32	1,11
350	26,98	26,884	0,10	0,36

Tabela 5: Doza merena -10 cm translirano od ose snopa sa i bez senzora za ugao

Ispitivanje ugaone zavisnosti apsorbovane doze kod dvodimenzionog detektora Matrixx i klinicka primena



Grafik 9: Zavisnost doze od ugla merena +10 cm translirano od ose a) bez senzora b) sa senzorom





Grafik 10: Zavisnost doze od ugla merena +10 cm translirano od ose

Ispitivanje ugaone zavisnosti apsorbovane doze kod dvodimenzionog detektora Matrixx i klinicka primena



Grafik 11: Zavisnost doze zračenja merena -10 cm translirano od ose a) bez senzora b) sa senzorom

Ispitivanje ugaone zavisnosti apsorbovane doze kod dvodimenzionog detektora Matrixx i klinicka primena



Grafik 12: Zavisnost doze od ugla merena na 10 cm translirano od ose

Ispitivanje ugaone zavisnosti apsorbovane doze kod dvodimenzionog detektora Matrixx i klinicka primena



Grafik 13: Polarni grafik zavisnosti doze od ugla merene na 10 cm translirano od ose

Iz rezultata i grafika se vidi da doze merene na 10 cm translirano imaju poklapanje sa razlikom od 0-1 % na najvećem delu grafika u slučajevima sa senzorom i bez senzora mada određenih razlika ipak ima u intervalima uglova od 85°-110° i od 250°-278° sa najvećim odstupanjem od 18,2%.

4.1. Diskusija rezultata

Dvodimenzioni detektor kao što je Matrixx Evolution (Iba Dosimetry GmbH), koristi se za verifikaciju planova pacijenta u tehnikama intenzitet modulisane radioterapije (IMRT), i zapreminski modulisane lučne terapije (VMAT). Verifikacija plana pacijenta podrazumeva da se planirana doza mora u potpunosti slagati sa dozom koja je isporučena.

Kako je terapijski plan za pacijenta u sistemu za planiranje u stvari trodimenzione dozne raspodele, a detektor za verifikaciju je dvodimenzioni, za verifikaciju plana bira se samo jedna ravan, i to ravan izocentra, tako da se raspodela doze u toj ravni detektora, upoređuje sa raspodelom doze u istoj ravni u planu. Idealno bi bilo verifikovati plan trodimenzionim detektorom, međutim, u kliničkoj praksi takav ne postoji.

Međutim, kako detektor miruje na stolu za tretman pacijenata, a gentri aparata se neprekidno okreće tokom terapije, odgovor detektora se menja sa uglom gentrija, i već u samom startu obezbeđuje rezultat merenja koji ne odgovara izračunatoj dozi u sistemu za planiranje. Ukoliko ne bi bio korišten senzor sa ugao, ne bi bilo moguće verifikovati terapijski plan za svakog pacijenta, ukoliko plan sadrži uglove različite od 0.

Zbog toga je potrebno utvrditi u kojoj meri vrednosti koje meri detektor odstupaju od vrednosti koje bi detektor izmerio da je ploča detektora u potpunosti normalna na snop u svakom trenutku, tj da nema uglovne zavisnosti.

Sam senzor gentrija, koji je dodatni deo opreme, je fabrički kalibrisan i korekcioni faktori na ugao se isporučuju korisniku za svaki detektor Matrixx.

U ovom radu ispitan je odgovor detektora bez korišćenja senzora za ugao, i odgovor sa korišćenjem senzora za ugao, na osnovu čega će se rekonstruisati korekcioni faktori na ugao u narednom periodu, i uporediti sa fabričkim vrednostima, radi poboljšavanja rezultata verifikacije pacijentnih planova.

Gore navedeni rezultati merenja pokazuju da su odstupanja apsorbovane doze kod MatriXX detektora u zavisnosti od ugla gentrija manja od 2% na uglovima od 0°-80° i simetrično na intervalu uglova 280°-360° za centralnu osu. Takođe odstupanja su manja od 2% i na intervalima uglova od 0°-84° i na intervalu 280°-360 na merenjima na +5 cm i -5 cm translirano od centralne ose. Isto pravilo važi i za uglove u intervalu od 0°-80° i na intervalu 280°-360° gde je razlika između merenja sa senzorom i bez senzora manja od 2%, za merenja na +10 cm i -10 cm translirano od ose.

Razlike počinju da se javljaju na intervalima uglova od 80°-180° i simetrično 180°-280° za merenja vršena na centralnoj osi i to u intervalu od 2% pa sve do 13,18% na 96°, odnosno 8,95% na 268°. Isti trend naravno prate i merenja na +5 cm i -5 cm translirano od ose sa i bez senzora za ugao. Na intervalima uglova od 80°-180° i simetrično od 180°-280° gde razlike idu i do 21,55% na uglu od 180° stepeni za +5 cm translirano od centralne ose odnosno 13,14% na uglu od 98° za merenje -5 cm translirano od centralne ose gde se razlike takođe pojavljuju na intervalima uglova od 80°-110° i simetrično od 250°-280° gde se razlike kreću u intervalu od 2%-13,39% i u intervalu od 2%-13,13% u merenjima sa i bez senzora za ugao na pozicijama +10 cm i -10 cm translirano od centralne ose respektivno. Rezultati su u saglasnosti sa objavljenim vrednostima [7].

5. Zaključak

U ovom radu smo se upoznali sa principom radioterapije i tome šta ona u stvari može da doprinese u borbi protiv bolesti. Upoznali smo princip rada i delove linearnog akceleratora koji je sam po sebi predstavljao svojevrsnu revoluciju u nauci i tehnici, pa samim tim i u medicini.

Dotakli smo i oblast dozimetrije sa nekoliko primera opreme koja se koristi za merenje zračenja i kontrole kvaliteta.

Upoznali smo se i sa MatriXX^{Evolution} detektorom zračenja koji se koristi na Institutu za onkologiju Vojvodine u Sremskoj Kamenici.

Sa tim istim detekteorom su i vršena merenja čiji su rezultati predstavljeni u 4. poglavlju ovog rada. Ova i ovakva merenja se vrše svuda u svetu gde se koristi radioterapija, sa ciljem razvijanja korekcionih faktora koji doprinose najvažnijoj stvari a to je da isporučena doza bude ista kao i planirana.

Na kraju bih samo poželeo budućim generacijama studenata medicinske fizike da pokušaju da uživaju u učenju svega vezanog za radioterapiju bar onoliko koliko sam i ja.

6. Literatura:

- 1. Vol. 1 myQA Platform and Devices users manual IBA Dosimetry
- 2. "Radiation protection, a guide to scientists, regulators and physicians" Jacob Shapiro
- 3. "Ionizacijski detektori", www.zpr.fer.hr, 2011.

4. Radiation oncology physics : a handbook for teachers and students / editor E. B. Podgorsak ; sponsored by IAEA

5. "Evaluation of a 2D detector array for patient-specific VMAT QA with different setups" ; Ramesh Boggula, Mattias Birkner, Frank Lohr, Volker Steil, Frederik Wenz, Hansjoerg Wertz

Department of Radiation Oncology, University Medical Centre Mannheim, Mannheim, Germany. IBA Dosimetry, Schwarzenbruck, Germany

6. "The feasibility of MatriXXEvolution system for quality assurance of RapidArcTM"; J. Bocanek, I. Gomola, T.Depuydt, F. Van den Heuvel

Varian Medical System International AG, Zug, Switzerland, 2IBA Dosimetry, Schwarzenbruck, Germany, 3University Hospital Leuven, Gasthuisberg Campus, Belgium

7. Angular dose dependency of MatriXX TM and its

calibration; Luciant D. Wolfsberger,a Matthew Wagar, Paige Nitsch, Mandar S. Bhagwat; Journal of Applied Clinical Medical Physics, Volume 11, Number 1, winter 2010

UNIVERZITET U NOVOM SADU PRIRODNO-MATEMATIČKI FAKULTET

KLJUČNA DOKUMENTACIJSKA INFORMACIJA

Redni broj:					
RBR					
Identifikacioni broj:					
IBR					
Tip dokumentacije:	Monografska dokumentacija				
TD					
Tip zapisa:	Tekstualni štampani materijal				
TZ					
Vrsta rada:	Master rad				
VR					
Autor:	Malešević Vladimir				
AU					
Mentor:	Doc.dr Borislava Petrović				
MN					
Naslov rada:	Ispitivanje ugaone zavisnosti apsorbovane doze kod				
NR	dvodimenzionog detektora MatriXX i klinička primena				
Jezik publikacije:	srpski (latinica)				
JP					
Jezik izvoda:	srpski/engleski				
Л					
Zemlja publikovanja:	Republika Srbija				
ZP					
Uže geografsko područje:	Vojvodina				
UGP					
Godina:	2017				
GO					
Izdavač:	Autorski reprint				
IZ					
Mesto i adresa:	Prirodno-matematički fakultet, Trg Dositeja Obradovića 4, Novi				
MA	Sad				

Ispitivanje	ugaone	zavisnosti	apsorbovane	doze	kod	dvodimenzionog	detektora
Matrixx i klinicka primena							

Fizički opis rada:	6 poglavlja/66 strana/16 slika/5 tabela/13 grafika
FO	
Naučna oblast:	Radioterapija
NO	
Naučna disciplina:	Medicinska fizika
ND	
Predmetna odrednica/	MatriXX detektor, ugaona zavisnost
ključne reči:	
РО	
UDK	
Čuva se:	Biblioteka departmana za fiziku, PMF-a u Novom Sadu
ČU	
Važna napomena:	nema
VN	
Izvod:	U radu su izvršena merenja ugaone zavisnosti doze na Institutu
IZ	onkologiju Vojvodine

Datum prihvatanja teme od NN veća: DP

Datum odbrane:

DO

Članovi komisije:

КО

Predsednik:

član:

član:

UNIVERSITY OF NOVI SAD FACULTY OF SCIENCE AND MATHEMATICS

KEY WORDS DOCUMENTATION

Accession number:	
ANO	
Identification number:	
INO	
Document type:	Monograph publication
DT	
Type of record:	Textual printed material
TR	
Content code:	Master paper
CC	
Author:	Malešević Vladimir
AU	
Mentor/comentor:	Doc.dr. Borislava Petrović
MN	
Title:	Angular dependency of absorbed dose on MatriXX detector and
TI	clinical use
Language of text:	Serbian (Latin)
LT	
Language of abstract:	English
LA	
Country of publication:	Republic of Serbia
СР	
Locality of publication:	Vojvodina
LP	
Publication year:	2017
РҮ	
Publisher:	Author's reprint
PU	
Publication place:	Faculty of Science and Mathematics, Trg Dositeja Obradovića
РР	4, Novi Sad

Physical description:	6 chapters/66 pages/16 pictures/5 tables/13 graphics
PD	
Scientific field:	Raditherapy
SF	
Scientific discipline:	Medical physics
SD	
Subject/ Key words:	MatriXX detector, angular dependency
SKW	
UC	
Holding data:	Library of Department of Physics, Trg Dositeja Obradovića 4
HD	
Note:	none
Ν	
Abstract:	Main theme of this thesis is radiotherapy, meassurements were performed at Institute for oncology of Vojvodina
AB	

Accepted by the Scientific Board: ASB Defended on: DE Thesis defend board: DB President: Member:

Member: