



UNIVERZITET U NOVOM SADU
PRIRODNO-MATEMATIČKI
FAKULTET
DEPARTMAN ZA FIZIKU



УНИВЕРЗИТЕТ У НОВОМ САДУ
ПРИРОДНО-МАТЕМАТИЧКИ ФАКУЛТЕТ

ПРИМЉЕНО:	25 СЕП 2008
ЈРГАНИЗ.ЈЕД.	Б Р О Ј
0603	3 1273

Neutronska doza u okolini terapijskog linearnog akceleratora

- master rad -

Mentor: dr. Miodrag Krmar

Kandidat: Arpad Dostan

Novi Sad, 2008

Ovim putem se zahvaljujem mom mentoru dr. Miodragu Krmaru na pomoći i izuzetnim stručnim savetima u cilju poboljšanja kvaliteta ovog rada, kao i porodici koja je uvek uz mene

S a d r ž a j

UVOD	1
1. Linearni akcelerator	2
1.1. Princip rada linearog akceleratora	2
1.2. Nastajanje fotonskog zračenja i energetski spektar	7
2. Fotonuklearne reakcije	9
2.1. Osnovne činjenice o fotonuklearnim reakcijama	9
2.2. Proizvodnja fotoneutrona.....	11
2.2.1. Neutroni proizvedeni u akceleratoru.....	12
2.2.2. Neutroni proizvedeni u telu pacijenta.....	14
2.2.3. Usrednjeni rezultat procena doža	15
3. Računske metode određivanja neutronske doze u laverintu	16
3.1. Izračunavanje ekvivalentne doze fotona kod vrata laverinta	16
3.2. Izračunavanje ekvivalentne doze neutrona kod vrata laverinta..	18
3.2.1. Kersey-ev metod	18
3.2.2. Modifikovani Kersey-ev metod	19
3.3. Ukupna ekvivalentna doza kod vrata laverinta	20
3.4. Zaštita vrata laverinta.....	20
3.5. Alternativni dizajn vrata laverinta.....	20
3.6. Direktno zaštićena vrata	21
4. Eksperimentalni zadatak	22
4.1. Opis zadatka	22
4.2. Rezultati.....	25
4.2.1. Ugao skretanja akceleratorske glave je $\varphi = 0^0$	25
4.2.2. Ugao skretanja akceleratorske glave je $\varphi = 90^0$	27
4.2.3. Ugao skretanja akceleratorske glave je $\varphi = 270^0$	29
4.2.4. Upoređivanje izmerenih vrednosti neutronske doza u sva tri slučaja	31
4.2.5. Fotonska doza u laverintu.....	32
ZAKLJUČAK	34
Literatura	36

U V O D

Stvaranje neutrona pri radu visokoenergetskog terapijskog linearног akceleratora predstavlja problem koji se stalno mora pratiti i izuzetno je važno da se na određen način proceni ta neutronska doza, kao i da se izvrši procena rizika za pacijente i osoblje.

Fotoneutroni nastaju usled interakcije visokoenergetskih fotona sa metom, filtrima za izravnavanje snopa, kolinimatorom i ostalim delovima uređaja, kao i samim pacijentima i svim ostalim materijalima zahvaćenim fotonskim snopom. Prinos neutrona, pri određenoj fotonskoj dozi, raste rapidno u intervalu energije zračenja od 10 MeV do 20 MeV, a iznad ovog intervala ostaje praktično konstantan. Merenja i proračuni energetskog spektra, fluksa odnosno prostorne distribucije neutrona dali su rezultate u širokom opsegu vrednosti, u zavisnosti od energije i načina na koji su akceleratori konstruisani. Sve poznate vrednosti parametara karakterističnih za poznavanje neutronskega fluksa, doza, neutronske energije su objedinjene u nekoličini protokola (Reference). Rezultati velikog broja izvršenih merenja na raznim modelima akceleratora su na taj način postali dostupni medicinskim fizičarima.

Veličine neutronske doze se predstavljaju preko *ulazne doze*(doza na dubini gde dostiže svoju maksimalnu vrednost), *srednje doze*(doza na dubini od 10 cm) i *integralne doze*. Ove veličine su mnogo manje od neizbežnih fotonskih doza koje su odgovorne za terapijske efekte. Prosečna integralna neutronska doza proizvedena od strane akceleratora je oko 4-7 g cGy (pri 1000 cGy fotonske doze) u zavisnosti od terapijskog plana. To znači da pri 1000 cGy fotonske doze dobijamo 4-7 cGy neutronske doze po 1g tkiva.

Posebno je važno poznavati neutronska doza na ulaznim vratima laviginta(maze) u cilju idealnog projektovanja vrata da bi što bolje zaštitili osoblje. Vrata laviginta su mesto do kojeg profesionalno osoblje može da se primakne radijacionom polju na najmanje rastojanje. Vrata laviginta bi trebala da predstavljaju dobru fotonsku ali i neutronska zaštitu da bi se izbeglo neželjeno eksponiranje osoblja. Iz tog razloga se projektovanju dimenzija vrata poklanja posebna pažnja. Kako veliki broj terapijskih centara ne poseduje detektore kojim bi se mogla izmeriti neutronska doza, na osnovu postojećih rezultata za različite geometrije terapijskih prostorija dobijene su empirijske formule na osnovu kojih je moguće izvršiti procenu neutronske doze na vratima laviginta, kao i u lavigintu samom.

U najnovijim protokolima (Reference NCRP) se mogu pronaći dve osnovne empirijske relacije na osnovu kojih se može izračunati neutronska doza u lavigintu i na ulaznim vratima.

Neutronska doza duž laviginta je izmerena sa odgovarajućim neutronskim detektorom za terapijski linearni akcelerator smešten na Institutu za Onkologiju u Sremskoj Kamenici, koji koristi fotonski snop energije od 15 MeV.

Cilj ovog rada je da se izmerena neutronska doza na mestu vrata laviginta uporedi sa rezultatima postojeće dve empirijske relacije i na taj način ustanovi koja od njih bolje opisuje prostor u kome je merenje izvršeno. Neutronska doza se povećava sa povećanjem rastojanja od ulaznih vrata laviginta. To povećanje je eksponencijalnog karaktera a predviđaju ga obe empirijske relacije. Merenja neutronske doze su vršena i na određenim rastojanjima duž laviginta od vrata.

U ovom radu će biti izvršeno poređenje rezultata postojećih empirijskih relacija sa izmerenim vrednostima, da bi se doneo zaključak koja od korišćene dve relacije bolje opisuje smanjenje neutronske doze do koje dolazi duž laviginta ka izlaznim vratima.

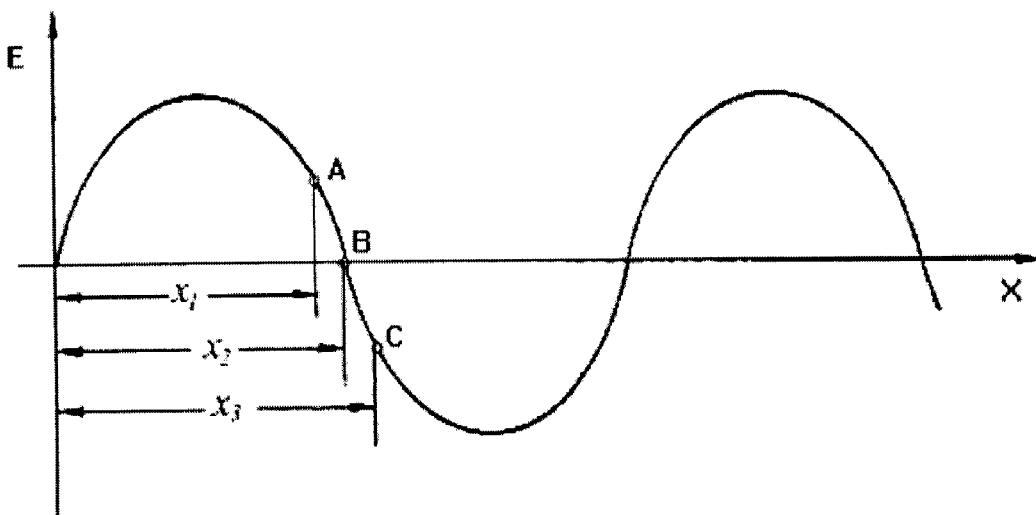
1. Linearni akcelerator

1.1. Princip rada linearog akceleratora

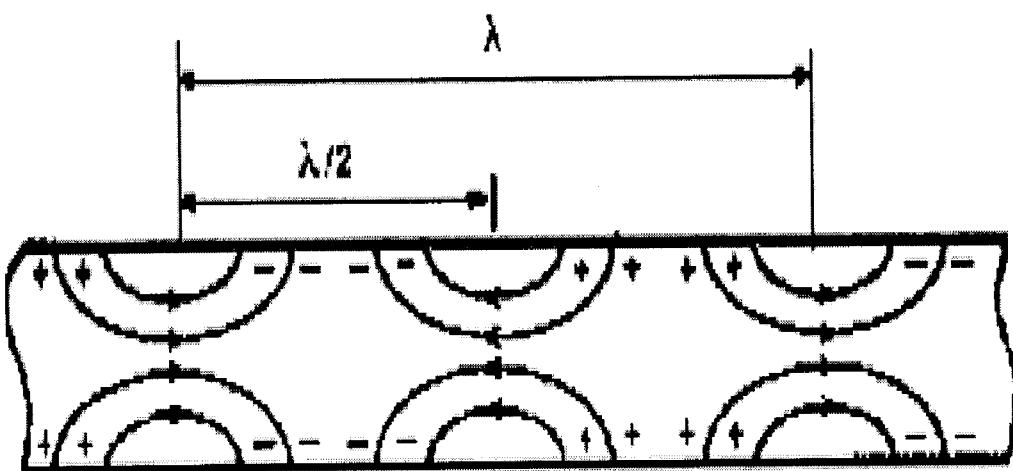
Linearni akcelerator je uređaj koji služi za ubrzavanje nanelektrisanih čestica pomoću električnog polja duž vakumske cevi. Postoji veliki broj tehničkih rešenja putem kojih je ostvareno ovo ubrzanje, no u upotrebu su u najvećoj meri ušli akceleratori sa *talasovodom* i sa *pogurnim cevima*. Kod akceleratora sa talasovodom električno polje prati čestice u vidu progresivnih talasa; kod akceleratora sa pogurnim cevima polje se javlja u pravilnim razmacima sa tačno određenim faznim odnosima, u nizu međuelektrodnih otvora. Akcelerator sa talasovodom je pogodan za ubrzavanje elektrona, a akcelerator sa pogurnim cevima služi za ubrzavanje težih čestica kao np. proton.

U ovom radu će biti opisan linearni akcelerator sa talasovodom, koji se koristi za terapijske svrhe.

U cilju boljeg razumevanja principa rada terapijskog linearog akceleratora neophodno je poznavati neke osnovne činjenice o interakciji elektromagnetskog zračenja i nanelektrisanih čestica. Na slici 1.1.1 je prikazana distribucija električnog polja elektromagnetskog talasa duž pravca x u nekom trenutku t_0 . Na elektron koji se u momentu t_0 našao na rastojanju x će delovati sila $F = eE$, gde je E jačina električnog polja na rastojanju x_1 . Ova sila će saopštiti elektronu neko ubrzanje i ukoliko se elektromagnetski talas u svakom trenutku kreće istom brzinom kao i elektron, polje će delovati uvek istom silom na njega i konstantno ga ubrzavati duž pravca prostiranja talasa. U slučaju da se neki elektron zatekne u tom trenutku na rastojanju x_2 , na njega neće delovati sila pošto je polje u toj tački (tačka B) jednaka nuli. Elektron na rastojanju x_3 (tačka C) će biti ubrzan u suprotnom smeru u odnosu na onaj u tački A. Ovo je zapravo princip rada akcelatora sa putujućim talasom.

Slika 1.1.1 : Distribucija električnog polja duž pravca x

Da bi se ubrzavanje elektrona što efikasnije izvodilo, ovaj proces bi trebao da se odvija u dobro evakuisanoj cevi kroz koju bi se prostirao elektromagnetski talas. Ova cev je centralna komponenta linearnega akceleratora i naziva se *talasovod*. Ako se kroz jednu takvu cev sa provodnim zidovima propusti elektromagnetski talas, doći će do njegovog prostiranja duž ose. Prostorna raspodela električnog polja duž talasovoda je prikazana na slici 1.1.2 :

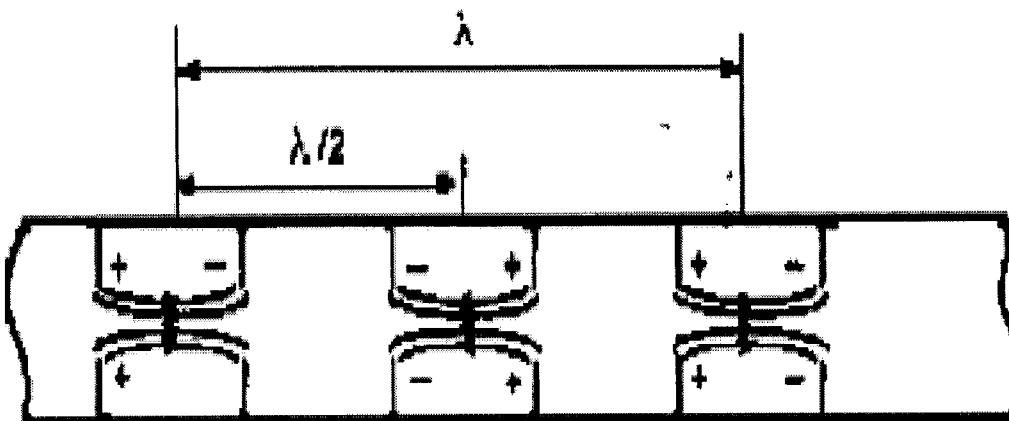


Slika 1.1.2: Prostorna distribucija električnog polja duž talasovoda

Što se tiče magnetnog polja, ono se prostire kružno i normalno u odnosu na osu tako da ne utiče direktno na proces ubrzavanja elektrona.

Elektroni bi se tako ubrzavali samo pod dejstvom električnog polja, a brzina prostiranja tj. fazna brzina u ovom slučaju je veća od brzine svetlosti pa je tako nemoguće kontinuirano ubrzavati elektrone.

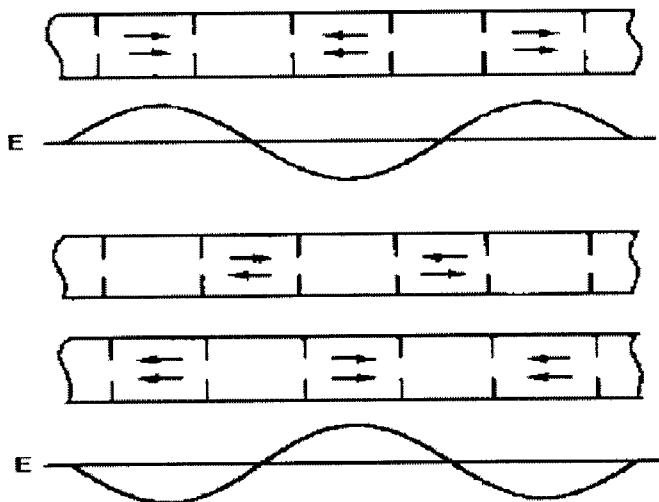
U cilju kontrolisanja brzine prenosa energije talasa duž željenog pravca, talasovod se serijom blendi izdeli na segmente; na taj način menjanjem kapacitivnosti se po jedinici dužine puta može podešavati brzina prostiranja električnog polja, pa se tako može postići da ta brzina u svakom trenutku bude jednaka brzini elektrona. Prostorni raspored putujućeg električnog polja i raspored nanelektrisanja u jednom trenutku duž ose talasovoda izdeljenog diskovima je prikazan na slici 1.1.3:



Slika 1.1.3: Distribucija električnog polja duž talasovoda izdeljenog blendama

Smer električnog polja se menja na svakih $\lambda/2$ i za jednu punu talasnu dužinu su potrebne četiri šupljine. Brzina vremenske promene polja je određena frekvencijom elektromagnetskog talasa. Ovako je postignuto da se elektromagnetski talas progresivno pomera duž cevi brzinom koju je moguće kontrolisati frekvencijom i raspodelom blendi i koja je u svakom trenutku jednak brzini ubrzavanih elektrona.

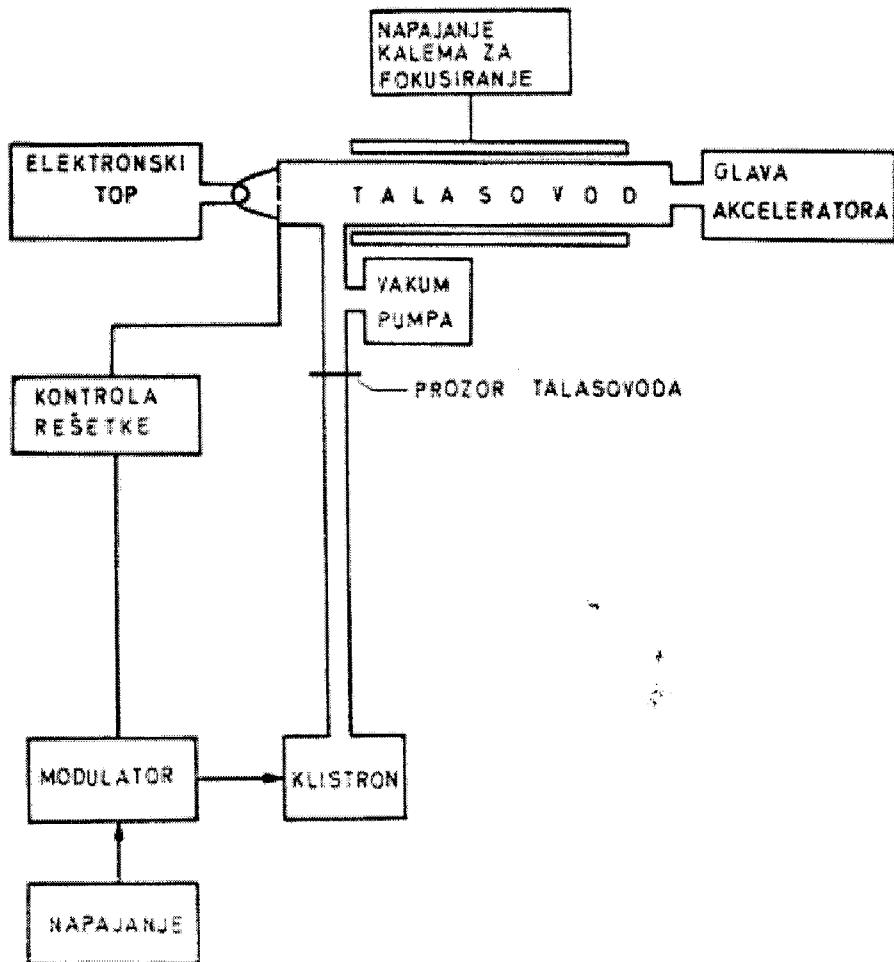
U slučaju da se elektromagnetski talas bez gubitaka reflektuje sa kraja talasovoda, doći će do slaganja dolazećeg i odbijenog talasa. Kao rezultat slaganja stvorice se stojeći talas pošto prilikom refleksije dolazi do fazne promene od $\pi/2$. Na slici 1.1.4 je prikazan smer električnog polja u pojedinim šupljinama akceleratora u prvoj polovini vremenskog ciklusa. Nakon $T/2$ dolazi do promene smera električnog polja.



Slika 1.1.4: Smer i distribucija električnog polja tokom prve i druge polovine perioda proticanja

Sa slike 1.1.4 se može videti kako prilikom upotrebe stojećeg talasa postoje prostori u talasovodu gde se obrazuju čvorovi stojećeg talasa i u njima ne postoji električno polje ni u jednom ciklusu.

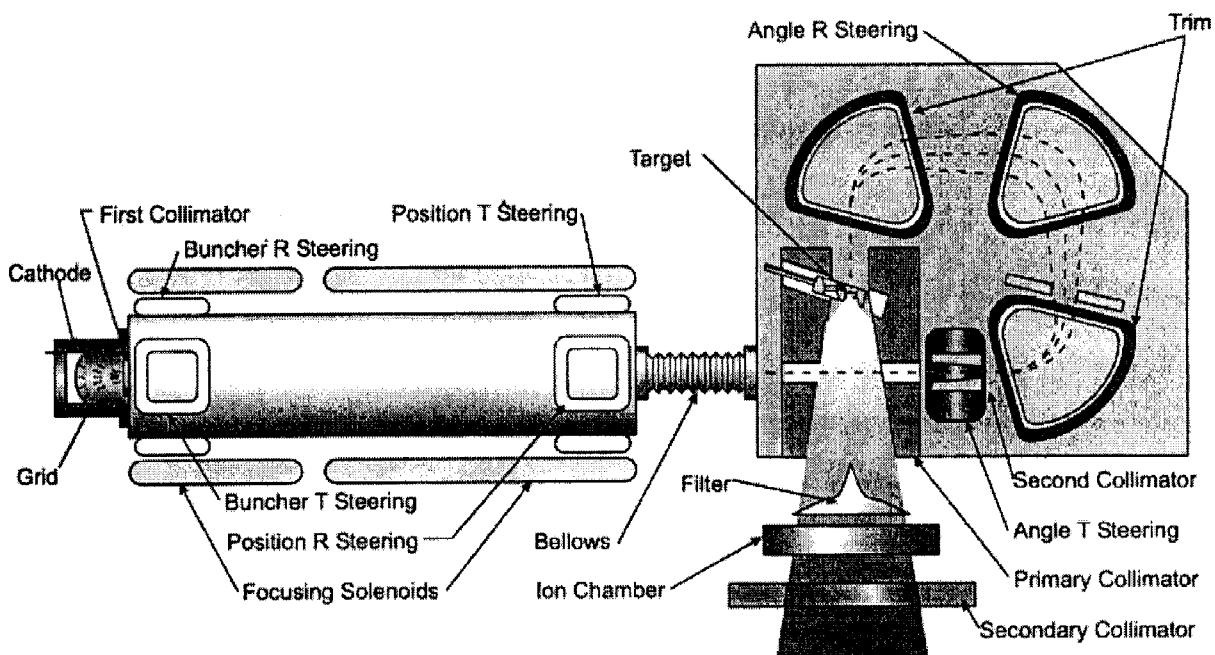
Navedene šupljine se mogu izvući van ose u stranu i funkcija im je da provode elektromagnetni talas, pa na taj način povežu dve susedne šupljine u kojima dolazi do ubrzavanja elektrona. Ukoliko je vreme potrebno elektronu da pređe put od prve do treće šupljine jednak polovini perioda elektromagnetskog talasa on će biti ubrzavan u istom smeru u obe šupljine. Pošto je kod akceleratora sa stojećim talasom svaka druga šupljina pomerena van ose to se pomoću njih može dobiti željena energija sa znatno kraćim talasovodom nego kod akceleratora sa putujućim talasom. Šematski prikaz akceleratorskog uređaja je dat na slici 1.1.5. Osnovna funkcija *modulatora* je da napaja mikrotalasni generator i elektronski top sinhronizovanim naponskim impulsima, pošto elektroni moraju biti ubrizgani u cev akceleratora upravo u određenom trenutku da bi bili prihvaćeni i ubrzani od strane polja. Linearni akceleratori rade sa elektromagnetskim talasima frekvencije od 1GHz do 10GHz, mada je to najčešće 3GHz. Izvor ovih talasa je *mikrotalasni generator*. Kao generatori, najčešće se koriste *klistron* ili *magnetron*. Električno polje unutar talasovoda osim aksijalne ima i radikalnu komponentu koja rasejava elektrone, da bi se postiglo zaista bolje fokusiranje snopa, akceleratorska cev je obavijena kalemom čije magnetno polje sprečava divergenciju elektronskog snopa. Akceleratorska glava je deo uređaja koji prima ubrzane elektrone i u njoj se generiše x-zračenje. Pre nego što padnu na metu u kojoj treba da budu zaustavljeni produktujući tom prilikom zakočno zračenje, ubrzani elektroni bivaju skrenuti za 90° ili 270° . Kod akceleratora koji skreću elektrone za 90° dolazi do njihovog razdvajanja po energijama tako da je izlazni snop strogo monohromatski.



Slika 1.1.5: Pojednostavljena šema akceleratorskog uređaja

Akcelerator koji se opisuje u ovom radu je „Varian 2100 C” koji skreće elektrone za 270^0 . Sistem za skretanje se sastoji od tri magnetska polja od kojih je jedno blago nehomogeno na taj način da mu intenzitet raste ka periferiji polja u odnosu na centar zakrivljene putanje po kojoj se kreću elektroni. Ovo polje je smešteno između dva homogena polja, a šematski izgled geometrije magneta je prikazan na slici 1.1.6.

Elektroni čija je energija nešto veća ili manja od nominalne energije od 15 MeV-a bivaju skrenuti nehomogenim poljem na taj način da im se izlazni pravac u potpunosti poklapa sa pravcem snopa elektrona prave energije. Elektroni čija energija je znatno manja ili veća od 15 MeV-a, bivaju mehaničkim putem uklonjeni iz snopa. Ceo sistem za skretanje kao što i talasovod su evakuisani tako da elektroni pre nego što udare u metu prolaze kroz tanak prozor od bakra koji bitno ne utiče na njihovu energiju.



Slika 1.1.6: Šematski prikaz geometrije terapijskog linearnog akceleratora

1.2. Nastajanje fotonskog zračenja i energetski spektar

Pošto se elektroni uspore pri sudaru sa metom, doći će do emisije elektromagnetskog zračenja. Ovo zračenje se zove *zakočno zračenje*. U svakoj pojedinačnoj interakciji ubrzanih elektrona sa električnim poljem jezgra atoma mete elektroni mogu emitovati bilo koji deo svoje energije od nulte do maksimalne koja iznosi koliko i njihova kinetička energija. Stoga je maksimalna energija emitovanog kvanta na takozvanoj kratkotalasnoj granici po Duane-Hundtovom zakonu:

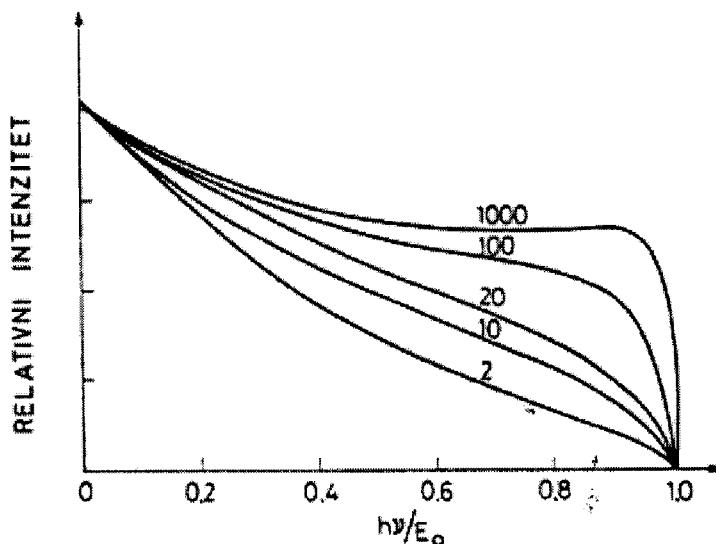
$$h v_{\max} = E_0$$

Treba spomenuti da je intenzitet zakočnog zračenja obrnuto proporcionalan kvadratu mase upadne čestice

$$I \sim Z^2 n^2 / m^2,$$

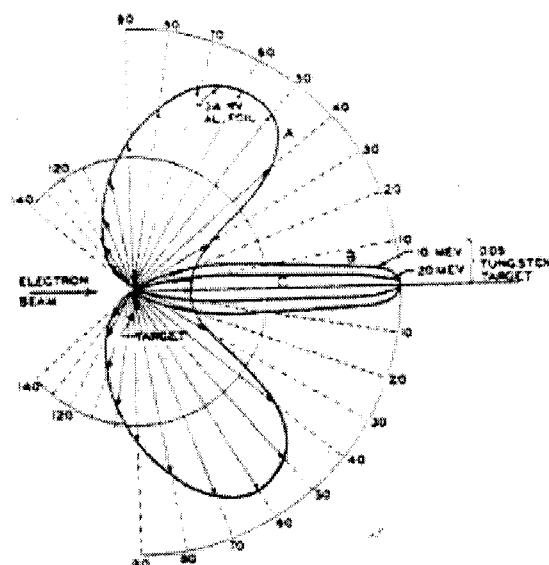
stoga protoni i α - čestice proizvode 10^6 puta manje zračenja od elektrona. U gornjoj formuli je Z redni broj mete, n broj elektrona u jedinici mase materijala u kojoj se nanelektrisana čestica kreće, a m masa nanelektrisane čestice.

Na slici 1.2.1 prikazana je energetska zavisnost intenziteta emitovanog zračenja za nekoliko različitih energija (u MeV-ima) upadnih elektrona. Može se videti da oblik spektra zakočnog zračenja veoma zavisi od energije elektrona. Generalna je tendencija da se u spektru zakočnog zračenja elektrona visokih energija nalazi veći broj visokoenergetskih fotona nego što je to slučaj sa zakočnim zračenjem koje se dobija kada na metu padaju elektroni niže energije.



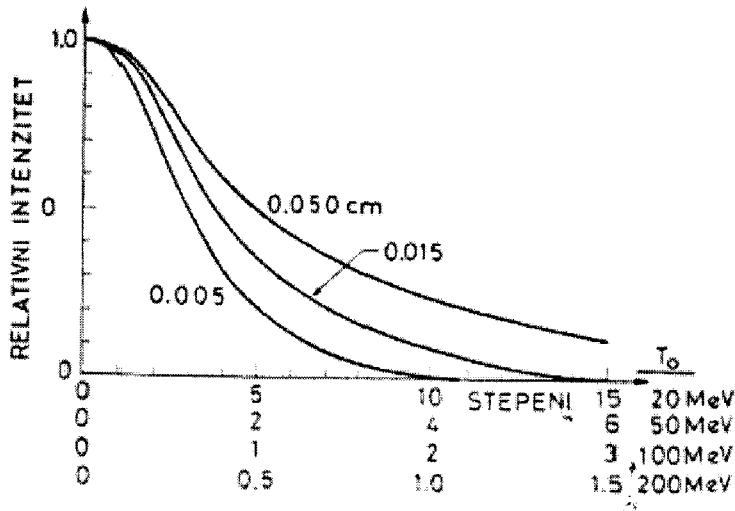
Slika 1.2.1: Energetski spektar intenziteta zakočnog zračenja

Ugaona distribucija emitovanog zračenja je veoma zavisna od energije. Za male energije reda veličine elektronvolta maksimalni intenzitet emitovanog zračenja se emisuje pod velikim uglom oko 80° do 90° . Sa povećanjem energije smanjuje se i ovaj ugao, da bi kod zračenja reda veličine MeV-a najveći broj fotona bio usko usmeren u pravcu upadnog elektrona.



Na slici 1.2.2 je prikazana ta dva krajnja slučaja. Na slici se može videti da je zakočno zračenje koje se dobija elektronima koji imaju MeV-sku energiju u najvećoj meri usmereno ka napred, tj. u smeru kretanja upadnih elektrona. MeV-ske energije se koriste u radijacionoj terapiji.

Na slici 1.2.3 je prikazan relativni intenzitet zračenja u zavisnosti od ugla θ u odnosu na pravac upadnog elektrona za nekoliko ekstremnih relativističkih energija:



Slika 1.2.3: Relativni intenzitet zračenja u zavisnosti od ugla za razne energije

2. Fotonuklearne reakcije

Prilikom interakcije fotona, proizvedenih u akceleratorskoj meti sa svim materijalima koji im se nađu na putu, dolazi do stvaranja neutrona putem fotonuklearnih reakcija. Tom prilikom fotoni iz jezgra izbijaju po jedan neutron, mada iz jezgra može biti emitovan i proton, dva neutrona ili protona, deuterон, α -čestica itd.

2.1. Osnovne činjenice o fotonuklearnim reakcijama

Fotonuklearne reakcije predstavljaju procese u atomskom jezgru do kojih dolazi prilikom njihovog izlaganja gama- odnosno x-zračenju energije veće od energije izdvajanja konstituenata jezgra kao što su neutron, proton, α -čestica itd. Pri ovom procesu dolazi do apsorpcije fotona, jezgro radijativnim prelazom dospeva na pobuđeno stanje a zatim se raspada emitovanjem čestice. Ova pojava se često navodi i kao *nuklearni fotoefekat*, pošto ima analogiju sa atomskim fotoefektom. Pojava se objašnjava Bohr-ovom teorijom složenog jezgra po kojoj se ceo proces može podeliti u dva dela : 1. Apsorpcija kvanata zračenja kojom prilikom dolazi do stvaranja složenog jezgra, 2. Raspad složenog jezgra kroz različite kanale.

Efikasni presek za ovaj proces se može predstaviti preko sledeće formule:

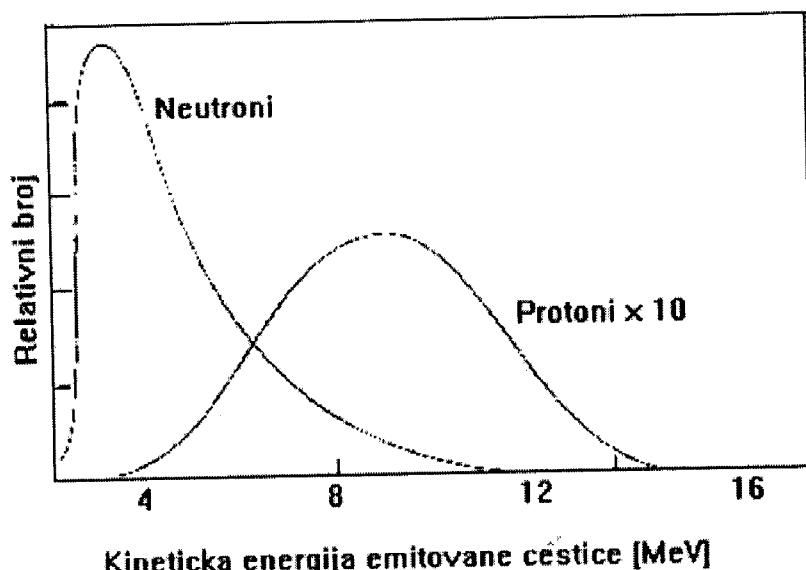
$$\sigma(\gamma, b) = \sigma(\gamma) G_a$$

$\sigma(\gamma)$ – efikasni presek za apsorpciju fotona date energije, tj. verovatnoća stvaranja složenog jezgra

G_a – bezdimenzionalni broj, predstavlja verovatnoću da se složeno jezgro raspadne emitovanjem čestice „a”.

Ukoliko se složeno jezgro stvori jedanput, prema Bohr-ovoju prepostavci raspada se preko raznih kanala nezavisno od načina nastanka. Najveća je verovatnoća da će se raspasti emitovanjem neutrona, tj. do tipa (γ, n) nuklearne reakcije. Verovatnoća za emitovanje protona je znatno manja zbog Kulonove barijere. Složeno jezgro može se raspasti i emitovanjem α -čestice a za više energije pobude (oko 20 MeV) mogu se uočiti i tipovi raspada ($\gamma, 2n$), ($\gamma, 2p$), (γ, np), ($\gamma, 3n$). Kod teških jezgara na ovaj način je moguće izazvati i fisiju. Složeno jezgro se može raspasti i emitovanjem kvanata zračenja ali je za ovaj proces znatno manja verovatnoća nego za emitovanje čestice.

Inače na slici 2.1. prikazan je spektar emitovanih protona i neutrona nakon dezintegracije složenog jezgra. Može se uočiti da emitovani neutroni imaju Maxwell-ovu raspodelu po energijama, a položaj maksimuma raspodele je između 1-2 MeV-a. Protoni moraju savladati Kulonovu barijeru da bi izašli iz jezgra tako da se nakon interakcije jezgra sa visokoenergetskim fotonima emituju u znatno manjem broju od neutrona. Broj emitovanih protona koji su eksperimentalno izmereni, nešto je veći od broja protona koje teorija predviđa tako da se može pretpostaviti da postoji još neki mehanizam interakcije fotona i jezgra kojeg jednostavna teorija složenog jezgra ne predviđa. Na slici se može videti da se maksimum energetskog spektra protona nalazi na većim energijama nego maksimum energetskog spektra neutrona.



Slika 2.1: Energetski spektar emitovanih protona i neutrona

2.2. Proizvodnja fotoneutrona

Prag energije za proizvodnju fotoneutrona je kod većine materijala srednjeg i višeg atomskog broja između 8-10 MeV. Maksimalna vrednost efikasnog preseka je između 13-15 MeV. Stoga, akceleratorski uređaji koji rade sa fotonskom energijom većom od 10 MeV-a mogu proizvesti merljivi broj brzih neutrona putem fotonuklearnih reakcija, do kojih dolazi u raznim materijalima u akceleratorskoj glavi, pacijentu i terapijskom prostoru.

Fotoneutroni, koji dakle potiču od direktnе fotonuklearne interakcije u materijalima većeg atomskog broja, imaju energetski spektar prikazan na slici 2.1. Ovaj je spektar veoma sličan spektru pri fisiji sa srednjom energijom od oko 1 MeV. Takođe, oblik energetskog spektra neutrona je relativno nezavisан od energije upadnih elektrona na metu gde se stvaraju x-zraci.

Nakon stvaranja, neutroni mogu napustiti akceleratorsku glavu bez ikakve interakcije ili se jedan ili više puta u njoj rasejati. Nakon toga neutroni postepeno gube svoju energiju kroz veliki broj rasejanja, tako da u terapijskoj prostoriji grubo gledano postoje 3 grupe neutrona:

1. *Direktni neutroni iz akceleratorske glave* koji nisu preživeli ni jednu rasejanje. Energetski spektar ovih neutrona je prikazan na slici 2.1.

2. *Neutroni rasejani u glavi akceleratora*. Nakon jednog ili više rasejanja u glavi akceleratora ovi neutroni se mogu detektovati u terapijskoj sobi sa energijama koje su nešto niže od energija neutrona koji nisu doživeli ni jednu interakciju. Energetski spektar ovih neutrona donekle liči na spektar prikazan na slici 2.1, samo je maksimum distribucije pomeren ka nižim energijama i nalazi se oko 0.3 do 0.5 MeV.

3. *Termalni neutroni* koji su se puno puta rasejali u prostoriji. Nakon velikog broja interakcija i rasejanja, ovim je neutronima energija smanjena do nivoa termalne energije atoma gasa na temperaturi terapijske sobe.

Postoje još i neutroni koji su proizvedeni u telu pacijenta, no njih je malo zbog male vrednosti rednog broja elemenata koji sačinjavaju ljudsko telo.

Po mestu nastanka neutroni se mogu podeliti u dve grupe:

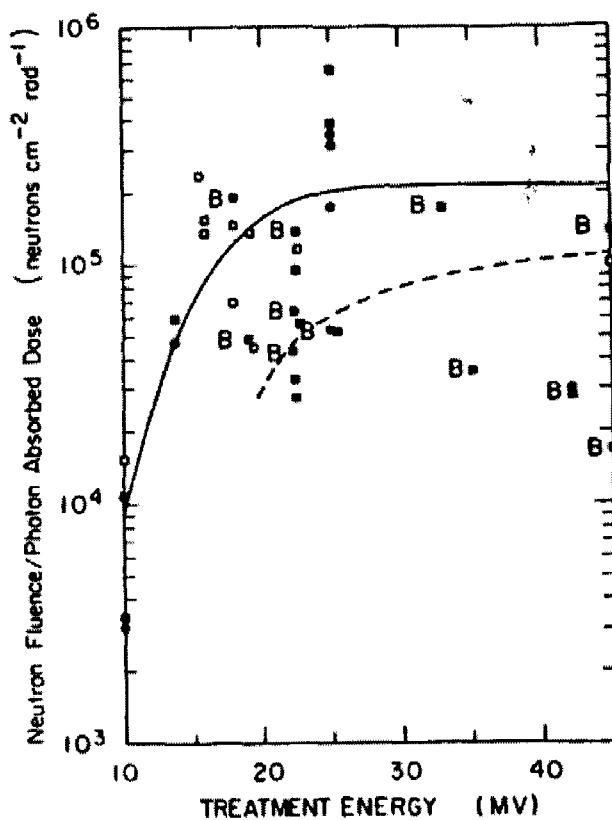
1. *Neutroni nastali u glavi akceleratora*

2. *Neutroni nastali u telu pacijenta*.

Već je rečeno da je broj neutrona koji putem fotonuklearnih reakcija nastaju u telu pacijenta znatno manji od broja neutrona koji su nastali u samom akceleratoru, ali ovaj broj nije zanemarljiv sa aspekta procene ukupne doze koju od neutrona pacijent može dobiti. Kako nastaju i prostiru se u samom telu, njihov učinak sa aspekta štetnog dejstva u određenim uslovima može biti nezanemarljiv.

2.2.1. Neutroni proizvedeni u akceleratoru

Važnost neutrona proizvedenih od strane akceleratora je procenjen sa strane M. Call i Swanson. Oni su izračunali fluks neutrona u jedinici terapijske fotonske doze u funkciji energije primjenjenog x-zračenja što je prikazano na slici 2.2.1. Puna linija predstavlja slučaj gde su sve komponente uređaja koje proizvode neutrone od volframa i predstavljaju maksimalni mogući fluks neutrona; Isprekidana kriva predstavlja slučaj kada su sve komponente uređaja koji proizvode neutrone od bakra i vidimo da je fluks manji za faktor 2-4. Većina eksperimentalnih podataka ukazuje da je faktor 2 u pitanju kod ovih kriva. Osim toga ove krive takođe i ilustriraju da fluks neutrona raste veoma brzo između energija od 10-15 MeV-a, a potom između 15-20 MeV-a taj porast biva mnogo blaži, dok praktično iznad 20 MeV-a ostaje konstantan.



Slika 2.2.1: Fluks neutrona u jedinici terapijske fotonske doze pri parametru energije x-zračenja

U literaturi (Reference) postoji i podatak o *curenju neutrona* u snopu i van snopa kod terapijskih uređaja koji se najčešće upotrebljavaju. Iznad 20 MeV-a, prosečna ulazna doza neutrona van fotonskog snopa je između 0.02-0.05% u odnosu na dozu u snopu. Po nekim procenama to je 2-5 puta više od takozvane *doze curenja*. No primena visokoenergetskih akceleratora ima svoje prednosti tako da je ovaj doprinos neutronske doze van fotonskog snopa praktično neizbežan.

Već je rečeno da postoje tri posebna izvora neutrona koji potiču od strane akceleratora. Za svaki od njih je procenjen doprinos koji daju ukupnoj dozi koju pacijent primi tokom radijacione terapije.

Neutroni koji potiču direktno od mete (nefiltrirani): Ovi neutroni stižu na terapijsku površinu, tj. na kožu pacijenta bez spektralne modifikacije. Imaju spektar energije srednje vrednosti od 1 MeV i *debljinu poluapsorpcije (Half-Value Layer – HVL)* za meka tkiva od $HVL=5.8$ cm. Linearni atenuacioni koeficijent mekih tkiva za ove neutrone je $\Delta=0.12$ cm^{-1} , dobijen je eksperimentalno iz nagiba atenuacione krive na logaritamskom grafiku. Ulazna neutronska doza u fotonskom snopu je tipično oko 0.0004 cGy / cGy(foton). Zbog efekta atenuacije kroz površinska tkiva, tkiva na većim dubinama dobijaju mnogo manju dozu od tog izvora. Np. pri terapijskoj dozi od 1000 cGy, ulazna neutronska doza je 0.4 cGy, dok je doza na dubini od 10 cm svega 0.12 cGy.

Polazeći od ovih podataka, lako je dobiti sliku o distribuciji doze tih direktnih neutrona. Oni proizvode integralnu dozu koja je proporcionalna terapijskoj površini i oko jedne polovine te doze se razvija prvih 5.8 cm tkiva. Integralna doza se može proceniti pomoću ulazne doze množene sa onom površinom tela koja je izložena ovim neutronima. Prost račun daje sledeće veličine:

$$\begin{array}{ll} \text{Area} = 100 \text{ cm}^2 & 0.33 \text{ neutron g cGy/treatment cGy} \\ 600 & 2.0 \\ 900 & 3.0 \end{array},$$

gde je sa „A” označena površina tela izložena direktnim neutronima iz akceleratorske glave. Za isti akcelerator ove vrednosti bi bili grubo nezavisni od terapijskog rastojanja i menjali bi se neznatno u intervalu energije od 20-40 MeV. S obzirom da broj fotoneutrona veoma brzo opada sa smanjenjem maksimalne energije fotona, i neutronska doza se brzo smanjuje sa smanjenjem energije do 10 MeV.

Neutroni filtrirani kroz materijal većeg atomskog broja u akceleratorskoj glavi: Površina tela okrenuta ka akceleratorskoj glavi je „osvetljena” preko prilično uniformnog neutronskog polja koje curi kroz zaštitu od volframa ili olova od kojih materijala je izrađena akceleratorska glava. Zbog jednog ili više sudara u zaštiti, spektar neutrona je znatno pomeren ka nižim energijama; srednja energija neutrona je redukovana sa faktorom 0.4 na dubini od 10 cm u volframu. Za neutrone ovih energija poludebljina apsorpcije u tkivima je 3.5 cm, dok je atenuacioni koeficijent doze $\Delta=0.2$ cm^{-1} . Ulazna neutronska doza je procenjena na 0.00025 cGy / 1 cGy(foton) iznad energije od 20 MeV. Zbog efekta atenuacije kroz tkiva, i u ovom slučaju dublja udaljena tkiva dobijaju manju dozu od tog izvora. Np. pri terapijskoj dozi od 1000 cGy ulazna neutronska doza je na površini tela pacijenta 0.25 cGy, dok je doza na dubini od 10 cm jednaka 0.03 cGy.

Prema prostoj kalkulaciji, integralna doza je $3.75 \text{ g cGy} / 1000 \text{ cGy}$ (foton) na površini tela od 3000 cm^2 . Ova vrednost je aproksimativno konstantna za isti akcelerator.

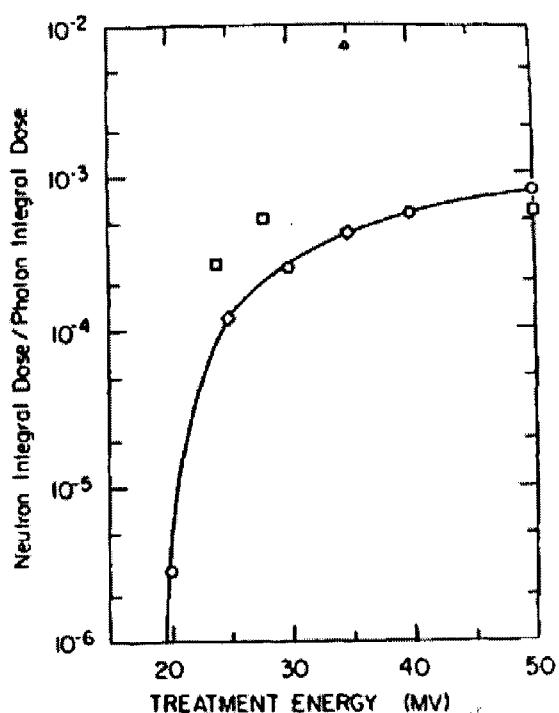
Ova integralna doza potiče od rasejanih neutrona koji se u najvećoj meri kreću van zračnog polja i ona je stoga relativno nezavisna od veličine polja. Takođe će se neznatno menjati u intervalu energije od 20-40 MeV, a brzo opada sa smanjenjem energije u intervalu od 15-20 MeV.

Višestruko rasejani neutroni: Praktično je prisutno „more“ neutrona koji su rasejani sa strane zida prostorije, zračujući tako pacijenta skoro uniformno iz svakog pravca. Energija ovih neutrona je znatno redukovana i proizvodi zanemarljivu dozu po dubini tkiva. U slučaju 25 MeV-a, rasejani neutroni povećavaju integralnu dozu u pacijentu za 20%. Ova doza je grubo nezavisna od veličine polja, terapijskog rastojanja u intervalu od 20-40 MeV.

2.2.2. Neutroni proizvedeni u telu pacijenta

Prema nekim proračunima neutronska doza koja potiče od neutrona stvorenih u telu pacijenta ne bi trebala da ozbiljnije doprinosi ukupnoj neutronske dozi. Tako na primer u slučaju kada je bio primenjena terapijska energija od 25 MeV i ustanovljeno je da neutroni proizvedeni u pacijentu doprinesu integralnoj dozi oko 0.012%.

Na slici 2.2.2 je prikazana integralna neutronska doza pri fotonskoj dozi u funkciji energije, koja potiče od sve 3 grupe neutrona i od neutrona iz pacijenta:



Slika 2.2.2: Integralna neutronska doza u jedinici terapijske integralne doze u funkciji energija zračenja

2.2.3. Usrednjeni rezultat procena doza

Neutronska doza kojoj je izložen pacijent tokom radijacione terapije u velikoj meri zavisi od konstrukcije akceleratora, oblika i veličine prostorije u kojoj je akcelerator smešten, materijala zidova kao i veličine zračnog polja, energije fotona itd. Na osnovu velikog broja procena izvedenih u različitim uslovima, došlo se do nekih srednjih vrednosti koje mogu poslužiti kao dobar pokazatelj nekih generalnih tendencija. U tabeli 2.2.3 prikazane su usrednjene vrednosti procena doza kod pacijenta. U tabeli se mogu videti doze koje potiču od fotona i neutrona tokom terapije pri maksimalnoj energiji fotonskog zračenja od 25 MeV. Tabela prikazuje ulaznu-, srednju- i integralnu dozu koje potiču od fotona i neutrona prilikom izlaganja pacijenta fotonskoj dozi od 1000 cGy. Tabela je razdeljena na dva dela: na jednoj strani se vide podaci za doze koje nastaju unutar terapijskog polja zračenja, a na drugoj podaci za doze van zračnog polja.

Field size (cm ²)	Within treatment volume			Outside treatment volume			Total for accelerator-produced neutron
	Photons of useful beam	Neutrons from accelerator	Neutrons produced in patient	Photons scattered within patient	Leakage photons (0.1%)	Neutron leakage	
Entrance dose (dose at depth of dose maximum) in cGy for a treatment dose of 1000 cGy							
10×10	1000	0.65	0.12	≈0	1	0.25	...
30×30	1000	0.65	0.12	≈0	1	0.25	...
Midline dose (dose at a depth of 10 cm) in cGy for a treatment of 1000 cGy							
30×30	750	~0.2	~0.10	12	0.7	0.03	...
Integral dose in kg cGy for a treatment dose of 1000 cGy							
10×10	1800	0.5	0.2	180	38	3.6	4.1
30×30	16200	4.1	1.9	1390	52	2.6	6.7

Tabela 2.2.3: Procena doze kod pacijenta za 1000 cGy pri 25 MeV

Za tačke unutar terapijskog volumena, neutroni proizvedeni sa strane akceleratora doprinose neznatno ukupnoj dozi od oko 0.1% u poređenju sa terapijskom dozom. Van terapijskog volumena, neutroni(leakage) mogu dostići čak i oko 25% fotonske doze. Ipak, ta frakcija pada veoma brzo na gotovo neznatnu srednju dozu od oko 4.3% na dubini od 10 cm. To je zbog toga što se ti neutroni mnogo brže atenuiraju u tkivima pacijenta nego fotoni.

Za 25 MeV, integralne doze od direktnih, neutrona su 0.33 g cGy i 3.0 g cGy za terapijsku jedinicu od 1000 cGy za polja 10×10 cm² i 30×30 cm² respektivno; integralne doze od neutrona, koji su u akceleratorskoj glavi doživeli jedno ili više rasejanja su 3.75 g cGy/1000 cGy od terapijske doze nezavisno od veličine polja. Integralne doze neutrona unutar terapijskog volumena su 0.125 g cGy i 1.125 g cGy u terapijskoj jedinici od 1000 cGy za polja 10×10 cm² i 30×30 cm² respektivno: van terapijskog volumena ove doze iznose 3.625 g cGy i 2.625 g cGy za 1000 cGy terapijske jedinice.

Dakle, integralna neutronska doza između 4-7 g cGy se prevodi u prosečnu neutronsku dozu iznoseći 0.06-0.10 cGy pri terapijskoj jedinici od 1000 cGy.

Specifični modeli akceleratora mogu dati različite rezultate u zavisnosti od vrste materijala na udaru snopa, vrednosti procena se razlikuju za faktor 2 najčešće; ukoliko je np. Pb zamenjen sa W, integralna doza bi se udvostručila pre svega zbog veće prosečne neutronske energije, ali i zbog manje redukcije neutronske energije preko filtra.

3. Računske metode određivanja neutronske doze u labyrintru

3.1. Izračunavanje ekvivalentne doze fotona kod vrata labyrintha

Metoda za procenu ekvivalentne doze γama-zraka koji su nastali zahvatom neutrona u terapijskoj prostoriji je opisana sa strane McGinley-a (1995). Ekvivalentna doza gama zraka zahvatom neutrona sa unutrašnje strane vrata labyrintha pri jedinici apsorbovane doze x-zraka u izocentru je data sledećom formulom:

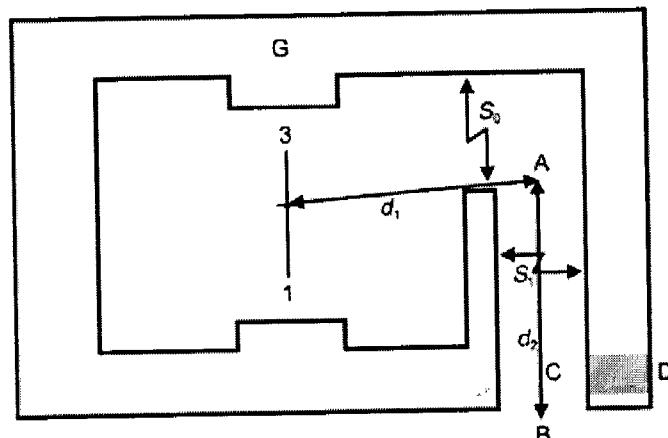
$$h_{\varphi} = K \varphi_A 10^{-\left(\frac{d_2}{TVD}\right)}$$

K – odnos između ekvivalentne doze gama-zraka neutronskim zahvatom (Sv) i ukupnog fluksa neutrona u lokaciji „A” labyrintha

φ_A – ukupni fluks neutrona u lokaciji „A” u jedinici apsorbovane fotonske doze u izocentru

d₂ - rastojanje između lokacije „A” i vrata labyrintha (Slika 3.1)

TVD – prepostavljeni rastojanje na kojem se fotonski fluks oslabi 10 puta (za x-zrake između 18-25 MeV ova vrednost je 5.4 m, a za 15 MeV je 3.9 m)



Slika 3.1: Prikaz terapijske prostorije i labyrintha (odozgo)

Ukupni fluks neutrona sa unutrašnje strane vrata laverinta pri jedinici apsorbovane fotonske doze u izocentru se određuje sledećom formulom:

$$\varphi_A = \frac{\beta Q_n}{4\pi d_1^2} + \frac{5.4 \beta Q_n}{2\pi S_t} + \frac{1.3 Q_n}{2\pi S_r}$$

β - transmisioni faktor za neutrone koji prođu glavu akceleratora (za oovo je ovaj faktor 1, a za volfram je 0.85)

d_1 - rastojanje između izocentra i lokacije „A”

Q_n - jačina neutronskega izvora (neutroni emitovani od glave akceleratora pri 1Gy apsorbovane fotonske doze u izocentru)

S_r - ukupna površina terapijske prostorije

Jačina neutronskega izvora Q_n varira za razne tipove akceleratora, njegove vrednosti možemo videti u tabeli 3.1:

Vendor	Model	Endpoint Energy (MV)		H_0 mSv / Gy	Q_n Neutrons per gray ($\times 10^{12}$)	Reference
		Nominal	Using AAPM (1983)			
Varian	1800	18	16.6	1.02 – 1.6	1.22	McGinley (2002)
	1800	15		0.79 – 1.3	0.76	McGinley (2002)
	1800	10		0.04	0.06	McGinley (2002)
	2100C	18			0.96	Followill <i>et al.</i> (2003)
	2100C	18			0.87	Followill <i>et al.</i> (2003)
	2300CD	18			0.95	Followill <i>et al.</i> (2003)
	2500	24			0.77	Followill <i>et al.</i> (2003)
Siemens	KD	20	16.5	1.1 – 1.24	0.92	McGinley (2002)
	MD	15		0.17	—	McGinley (2002)
	MD2	10			0.08	Followill <i>et al.</i> (2003)
	MD	15			0.2	Followill <i>et al.</i> (2003)
	KD	18			0.88	Followill <i>et al.</i> (2003)

Tabela 3.1: Vrednosti različitih parametara u zavisnosti od tipa akceleratora

Ovi podaci demonstriraju varijabilnost izmerenih vrednosti za datu energiju kao i rapidno povećanje proizvodnje fotoneutrona sa porastom energije. Iako su fotoneutroni bili izmereni u terapijskoj prostoriji i u laverintu pri maksimalnoj energiji od 10 MeV može detektovati prisutnost neutrona, njihov fluks je toliko nizak da ne bi predstavljal radiološku opasnost.

Nedeljna ekvivalentna doza (Sv/nedelja) kod vrata laverinta gama-zraka nastalih neutronskega zahvatom je predstavljen kao proizvod između *intenziteta zračenja curenja* W_L i h_ϕ :

$$H_{cg} = W_L h_\phi$$

Intenzitet zračenja curenja W_L je veličina koja opisuje količinu fotona koja je putem više rasejanja došlo do vrata lavirinta i na taj način doprineli većoj ukupnoj fotonskoj dozi. Izračunavanje ove vrednosti je prilično komplikovano i može se naći u određenoj literaturi.

3.2. Izračunavanje ekvivalentne doze neutrona kod vrata lavirinta

Terapijski linearni akceleratori koji rade pri energijama iznad 10 MeV zahtevaju isto toliko dobру zaštitu od neutrona kao i od fotona. Ekvivalentna neutronska doza na ulazu lavirinta zavisi od nekoliko parametara. Veličina zračnog polja, tj. položaj kolimatora ima mali uticaj na neutronsку dozu na ulazu u lavirint. Ustanovljeno je da se maksimalni neutronske fluks dobija kada su kolimatori u potpunosti zatvoreni. S obzirom da najveći broj fotoneutrona polazi od glave akceleratora, neutronske polje u lavirintu je takođe funkcija ugla gantry-ja i lokacije ciljne rotacione ravni u terapijskoj prostoriji. Np., prema McGinley i Butker, nivo neutrona na vratima u terapijskoj prostoriji je maksimalan ukoliko je ugao gantry-ja postavljen na horizontalnu liniju označenu sa „1-3” na slici 3.1. Ovakvo centriranje postavlja akceleratorsku glavu, koja je u stvari glavni neutronske izvor, bliže ka unutrašnjosti lavirinta. Za ovakav plan prostorije nađeno je, da ekvivalentna neutronska doza kod vrata lavirinta varira za faktor 2 ako se ugao gantry-ja promeni.

Određivanje ekvivalentne neutronske doze sa unutrašnje strane ulaza lavirinta se može izvršiti preko empirijskih formula.

3.2.1. Kersey-ev metod

Jedna od najranijih tehnika za procenu neutronske fluksa pri ulazu lavirinta je data 1979-e godine sa strane Kersey-ja. Po ovoj formulaciji, pozicija efektnog neutronskega izvora je uzeta u izocentru kod akceleratora, a ekvivalentna neutronska doza $H_{n,D}$ sa unutrašnje strane ulaza lavirinta pri jedinici apsorbovane fotonske doze u izocentru je data formulom:

$$H_{n,D} = (H_0) \left(\frac{S_0}{S_1} \right) \left(\frac{d_0}{d_1} \right)^2 10^{-\left(\frac{d_2}{5} \right)}$$

H_0 – ukupna (direktna, rasejana i termalna) ekvivalentna neutronska doza na rastojanju d_0 (1.41 m) od mete pri jedinici apsorbovane fotonske doze u izocentru (mSv/Gy)

S_0 / S_1 – odnos između površine poprečnog preseka unutrašnje strane lavirinta i površine poprečnog preseka duž lavirinta (slika 3.1)

d_1 – rastojanje od izocentra do tačke na centralnoj liniji lavirinta gde je izocentar još vidljiv (tačka A)

d_2 – rastojanje između tačaka A i B na slici 3.1

Važno je napomenuti da je kod ove metode za vrednost TVD uzet 5 m za atenuaciju neutrona u lavigintu.

Kersey-ev metod je bio procenjen sa strane McGinley-a i Butker-a (1991) u slučaju većeg broja terapijskih sredstava i za varijacije akceleratorskih modela proizvedenih sa strane nekoliko kompanija. Akceleratorski napon je bio između 15 MV i 18 MV. Merenja su pokazala da je odnos između ekvivalentne neutronske doze izračunate preko Kersey-eve metode i izmerene neutronske doze, koji odnos je varirao od 0.82 do 2.3 za 13 akceleratorskih uređaja upotrebljenih tokom studije. McGinley i Butker (1991) su našli da je TVD za neutrone u lavigintu manje od 5 m za otprilike 16%. Stoga je veličina od 5 m relativno dobra procena za TVD kod neutrona kada je ekvivalentna doza određena sa spoljašnje strane ulaza laviginta. Bilo je takođe otkriveno (kod 14-og tipa linearog akceleratora) da je nivo doze neutrona redukovani sa faktorom najmanje 3 upoređujući sa veličinom dobijenom sa Kersey-evim metodom. Stoga se podvrglo modifikacijama Kersey-eve metode koje su rezultovale realniji prilaz problemu.

3.2.2. Modifikovani Kersey-ev metod

2000-te godine McGinley i Huffman su modifikovali Kersey-ev metod u cilju bolje procene ekvivalentne neutronske doze duž laviginta. Nađeno je da ekvivalentna neutronska doza pri jedinici apsorbovane fotonske doze u izocentru (Sv / Gy) kao funkcija rastojanja d_2 bi se mogla rešiti kao suma dve eksponencijalne funkcije:

$$H_{n,D} = 2.4 \times 10^{-15} \varphi_A \sqrt{\frac{S_0}{S_1}} \left[1.64 \times 10^{-\left(\frac{d_2}{1.9}\right)} + 10^{-\left(\frac{d_2}{TVD}\right)} \right]$$

$H_{n,D}$ – ekvivalentna neutronska doza kod ulaza laviginta pri jedinici apsorbovane fotonske doze u izocentru

φ_A – neutronski fluks pri jedinici apsorbovane fotonske doze u izocentru

S_0 / S_1 – odnos između površine poprečnog preseka u unutrašnjosti laviginta i površine poprečnog preseka duž laviginta

TVD – varira kao kvadratni koren od S_1 prema formuli:

$$TVD = 2.06 \sqrt{S_1}$$

Nedeljna ekvivalentna neutronska doza H_n kod vrata laviginta je data formulom:

$$H_n = W_L H_{n,D}$$

3.3. Ukupna ekvivalentna doza kod vrata labyrintra

Nedeljna ukupna ekvivalentna doza kod unutrašnje strane labyrintha H_w je suma svih komponenata od zračenja curenja i rasejanog zračenja, gama-zraka neutronskim zahvatom i neutrona:

$$H_w = H_{Tot} + H_{cg} + H_n,$$

gde je H_{Tot} ukupna ekvivalentna doza koja potiče od svih komponenata kako fotona tako i od neutrona. Više o ovome se može naći u određenoj literaturi.

Za najveći broj labyrintha, gde se zračenje vrši iznad energije od 10 MeV, H_{tot} je po pravilu manji od sume H_{cg} i H_n , i stoga je zanemarljiv.

Ovde treba ponovo napomenuti da smo mi merili samo neutronsku dozu i da rezultate naših merenja upoređujemo sa $H_{n,D}$ a ne sa ostalim dozimetrijskim veličinama koje su navedene!

3.4. Zaštita vrata labyrintha

Prosečna energija neutrona pri ulazu labyrintha je oko 100 keV. Za apsorpciju neutrona koji stignu do vrata najčešće se koristi *polietilen* čiji je TVL= 4.5 cm. *Polietilen sa primesama bora (BPE)* sa 5% je nešto manje efektivan u zaštiti pri brzim neutronima, ali je mnogo efektivniji u slučaju termalnih neutrona upoređujući sa polietilenom bez bora. TVL za BPE je 3.8 cm za energiju neutrona od 2 MeV, a 1.2 cm za termalne neutrone. U cilju zaštite vrata labyrintha, dovoljno dobru zaštitu pruža TVL od 4.5 cm.

Veliki broj terapijskih prostorija sa dužinom labyrintha od 8 m ili više zahteva 0.6-1.2 cm olova i 2-4 cm BPE za zaštitu vrata. Jedna preporuka kod zaštite u vezi BPE i olova predlaže sledeći redosled postavljanja atenuatorskih slojeva: olovo, BPE, olovo. Uloga olova sa strane izvora je da redukuje energiju neutrona koji stižu usled neelastičnih rasejanja, tako čini BPE efektivnim za dalju zaštitu od neutrona. Olovo sa spoljašnje strane BPE ima ulogu atenuacije gama-zraka nastalih neutronskim zahvatom od BPE energije od 478 keV. Često spoljašnji sloj olova nije neophodan ukoliko je labyrint dovoljno dugačak, te većina neutrona neće ni stići do vrata labyrintha.

3.5. Alternativni dizajn vrata labyrintha

Procedura za dizajn vrata za tipične labyrinthe se može rezultovati teškim i skupim vratima koja bi se morala opremiti sa motornim sistemom za otvaranje. No ukoliko bi se geometrijom labyrintha postiglo da mali broj neutrona stigne do ulaznih vrata, zaštita vrata bi se mogla redukovati po debljini ili čak kompletno eliminisati.

McGinley i Miner su 1995-e godine istražili tri tehnike koje bi sprečile da neutroni napuste terapijsku prostoriju i ulaz lavirinta:

1. Redukovati učestalost otvaranja vrata lavirinta
2. Dodati laka vrata koja sadrže apsorber termalnih neutrona (bor od 9% težine) sa unutrašnje strane ulaza lavirinta
3. Postaviti vrata sa 5% težine BPE u unutrašnjosti lavirinta

U tabeli 3.5 navedene su brzine izmerenih ekvivalentnih doza pri energiji od 18 MeV u spoljašnjosti ulaza lavirinta. Dužina svih lavirinta (d_2) je 6.5 m, a akcelerator je radio sa brzinom apsorbovane fotonske doze od 6.67×10^{-2} Gy/s što odgovara brzini od 4 Gy/min u izocentru:

Dose-equivalent rate (Sv h^{-1}) per unit absorbed-dose rate (Gy h^{-1}) of x rays at isocenter (Sv Gy^{-1})			
Type of Maze and Door	Neutron Capture Gamma Rays	Neutrons	Total (neutrons plus gamma rays)
Conventional	5.8×10^{-7}	17.4×10^{-7}	23.3×10^{-7}
Reduced inner opening	2.6×10^{-7}	5.8×10^{-7}	8.4×10^{-7}
Inner boron door	1.9×10^{-7}	4.8×10^{-7}	6.7×10^{-7}
Inner BPE door	1.0×10^{-7}	1.5×10^{-7}	2.6×10^{-7}

Tabela 3.5: Brzina ekvivalentne doze usled gama-zraka nastalih neutronskim zahvatom i neutrona van vrata lavirinta pri jedinici apsorbovane fotonske doze u izocentru pri energiji od 18 MeV

Pri prvoj tehnici, otvarač unutrašnjosti lavirinta je bio redukovani površini od $1.22 \times 2.13 \text{ m}^2$. Ploča debljine od 7 mm (sadrži bor težine od 8.9%) je bila iskorišćena kod druge tehnike, a polietilen (sa 5% težine bora) debljine od 5 cm kod treće tehnike. Trećom tehnikom je izvršeno najveće redukovanje u ukupnoj ekvivalentnoj dozi, i bilo je potrebno postaviti ploču olova debljine od 1 cm sa unutrašnje strane vrata lavirinta.

3.6. Direktno zaštićena vrata

U nekim slučajevima određen je izbor za zaštitu prostora neophodnog za lavirint i koriste se teška vrata sa direktnom zaštitom. Ta vrata moraju imati isto merilo zaštite kao susedna sekundarna barijera.

Uobičajeni izbor zaštitnih materijala je atenuator od olova ili čelika sa dodatkom BPE ukoliko su prisutni fotoneutroni. Koncentracija bora je najčešće 5% ukupne težine. Ta vrata su veoma teška; praktično ograničenje za širinu vrata od 120 cm je 8.000-9.000 kg. Iza te težine, nužno je koristiti dvoje uskih vrata ili pomična vrata. Pomična vrata bi mogla visiti na prečagi ili kotrljati na olovnoj platformi na podu. Ovi izbori su odluke inženjera i svaki inženjer će imati različit izbor.

4. Eksperimentalni zadatak

4.1. Opis zadatka

Kako je bilo pomenuto u uvodnom delu, cilj ovog rada je da se uporede vrednosti neutronskih doza dobijene korišćenjem dveju empirijskih relacija sa izmerenim vrednostima pomoću neutronskog detektora *Meridian Neutron Survey Meter Model 5085* na samim vratima kao i na određenim rastojanjima od vrata duž labyrintha.

Zašto je ovo bitno? Naime, pacijenti za vreme terapije moraju da dobiju određenu dozu neutrona što je neizbežno. Osoblje (radiološki tehničari) se kreću van terapijske prostorije tokom zračenja više sati svakog radnog dana. Znači upravo je njih potrebno zaštiti od neutrona u što god moguće većoj meri.

Vrednosti neutronske doze su izmerene pomoću kalibriranog neutronskog detektora, da bismo nakon toga uporedili neutronske doze izračunate putem dve postojeće empirijske formule sa eksperimentalnim vrednostima. Na taj način se može proveriti koja formula bolje opisuje neutronsку dozu na vratima. Osoblje akceleratorskim neutronima prilazi najbliže na mestu vrata, pa je veoma važno znati kolika je doza u labyrintru na mestu vrata. Ako znamo neutronsku dozu u labyrintru i vratima, možemo izvršiti idealno projektovanje vrata u cilju što bolje zaštite osoblja. Sama doza na vratima je svakako najvažniji parametar koji je neophodno ili izmeriti ili izračunati. No, osim toga veoma je značajno i proveriti na koji način empirijske relacije predviđaju smanjenje neutronske doze duž labyrintha ka vratima. Vrednosti neutronske doze su izmerene na pravilnim rastojanjima od 1 m od ulaznih vrata duž labyrintha. Za svaku tačku u kojoj je vršeno merenje je izračunata neutronska doza pomoću obe empirijske formule da bi se ustanovila koja od njih na bolji način opisuje relativnu promenu neutronske doze.

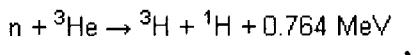
U radu su izvršena tri vrsta merenja u zavisnosti od ugla skretanja akceleratorske glave oko sopstvene ose (smer rotacije akceleratorske glave je jednak smeru kretanja kazaljke na satu); u prvom slučaju glava nije zarotirana ($\phi = 0^\circ$), u drugom je zarotirana za $\phi = 90^\circ$, a u trećem slučaju je zarotirana za ugao $\phi = 270^\circ$. Izvršeno je šest merenja, prvo rastojanje je 0.35m od vrata labyrintha pa je to rastojanje povećano po koraku od 1m u sva tri slučaja.

Rastojanje od 35 cm od vrata je praktično najmanje rastojanje do kojeg je neutronski detektor mogao da se približi ulaznim vratima zbog svojih dimenzija. Vrednosti su naravno izračunati takođe na tim rastojanjima. Nacrtane su krive zavisnosti neutronske doze od rastojanja od vrata laviginta za sva tri navedena ugla skretanja akceleratorske glave, pa je izračunat i relativni odnos između vrednosti dobijenih sa dve empirijske relacije i između izmerenih vrednosti, da bi tako videli koja kriva koja potiče od empirijskih formula na bolji način predviđa prostornu promenu neutronske doze u lavigintu, odnosno da li je teorijska vrednost za TVD = 5m zaista ispravna.

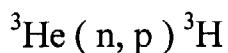
Neutronska doza za izmerene vrednosti je označena sa H_m , dok su neutronske doze izračunate prvom (Kersey-ev metod) odnosno drugom (modifikovani Kersey-ev metod) formulom označene sa H_1 i H_2 respektivno. Rastojanje od vrata laviginta je označeno sa d .

Merenja su izvršena na Institutu Onkologije u Sremskoj Kamenici, gde se koristio linearни akcelerator „Varian 2100 C“, energija zračenja je bila 15MeV. Brzina doze akceleratora je 3Gy/min u izocentru, merenje je trajalo 30sec.

Kao što je bilo pomenuto, koristili smo neutronski detektor *Meridian Neutron Survey Meter Model 5085*. Princip rada neutronskog detektora je relativno jednostavan. Jonizaciona komora koja funkcioniše u proporcionalnom režimu je ispunjena izotopom ^3He . Proporcionalna komora je smeštena unutar cilindra od *parafina* i plastike. Uloga ovih materijala malog rednog broja je da termalizuju neutrone da bi se unutar proporcionalne komore mogla odvijati sledeća nuklearna reakcija:



Odnosno reakcija tipa:



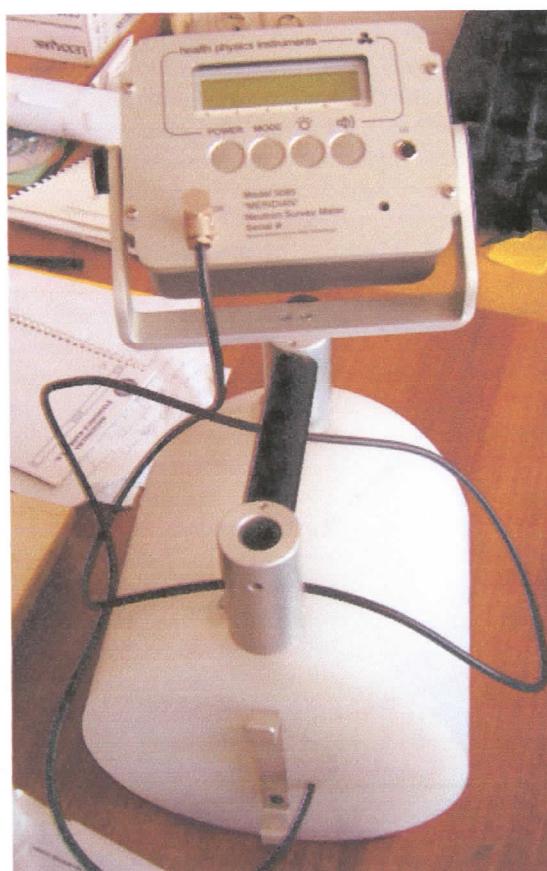
Prilikom ove nuklearne reakcije se oslobađa energija od 0.764 MeV-a. Ova se energija, u obliku kinetičke energije deli na produkte nuklearne reakcije. Dakle, proton i tricijum koji nastaju u ovoj nuklearnoj reakciji nastavljaju da se kreću kroz proporcionalnu komoru vršeći tom prilikom jonizaciju helijuma kojim je ispunjena proporcionalna komora. Kako i proton i ionizovani tricijum na svom putu kroz gasnu sredinu vrše intenzivnu jonizaciju, na izlazu proporcionalne komore se stvaraju naponski signali.

Najčešći je slučaj da se neutronski detektori koriste u prostorima gde postoji i intenzivno fotonsko zračenje, neophodno je napraviti razliku između signala koji nastaju prilikom interakcije fotona sa gasom proporcionalne komore i signala koji nastaju kada tu ionizaciju vrše tricijum ili proton. Opšte je poznata činjenica da je *Linearni Energetski Transfer (LET)* prilikom prolaska nanelektrisanih čestica kroz gas barem za red veličine viši od linearног energetskog transfera fotona.

To svakako znači da će signali koji se dobijaju nakon prolaska fotona kroz gas proporcionalne komore biti niži od naponskih signala koje stvaraju nanelektrisane čestice unutar proporcionalne komore. Diskriminatom se mogu odvojiti fotonski signali od signala koji se dobiju nakon interakcije protona i tricijuma, tako da detektor praktično broji samo neutrone. Odgovarajućom kalibracionom procedurom koju je izveo proizvođač detektora, registrovani broj neutrona se prevodi u neutronsku dozu.

Gas ${}^3\text{He}$ je smešten u malu zapreminu cilindričnog oblika sa zidovima od nerđajućeg čelika na pritisku od oko 6-7 bar. U pomenutu zapreminu su smeštene elektrode koje se napajaju iz baterija, tako da se detektor može jednostavno prenositi i koristiti za merenje neutronske doze u svim prostorima gde se postojanje neutrona očekuje. Napon na krajevima elektroda je dovoljno visok da obezbedi rad gasne komore u proporcionalnom režimu. To znači da su naponski signali koji se dobijaju nakon interakcije fotona ili jona unutar aktivne zapremine detektora dovoljno visoki tako da nije potrebna kompleksna elektronika za pojačavanje i obradu dobijenih signala. To uređaj čini veoma pogodnim za rukovanje.

Izgled neutronskog detektora je prikazan na slici 4.1:



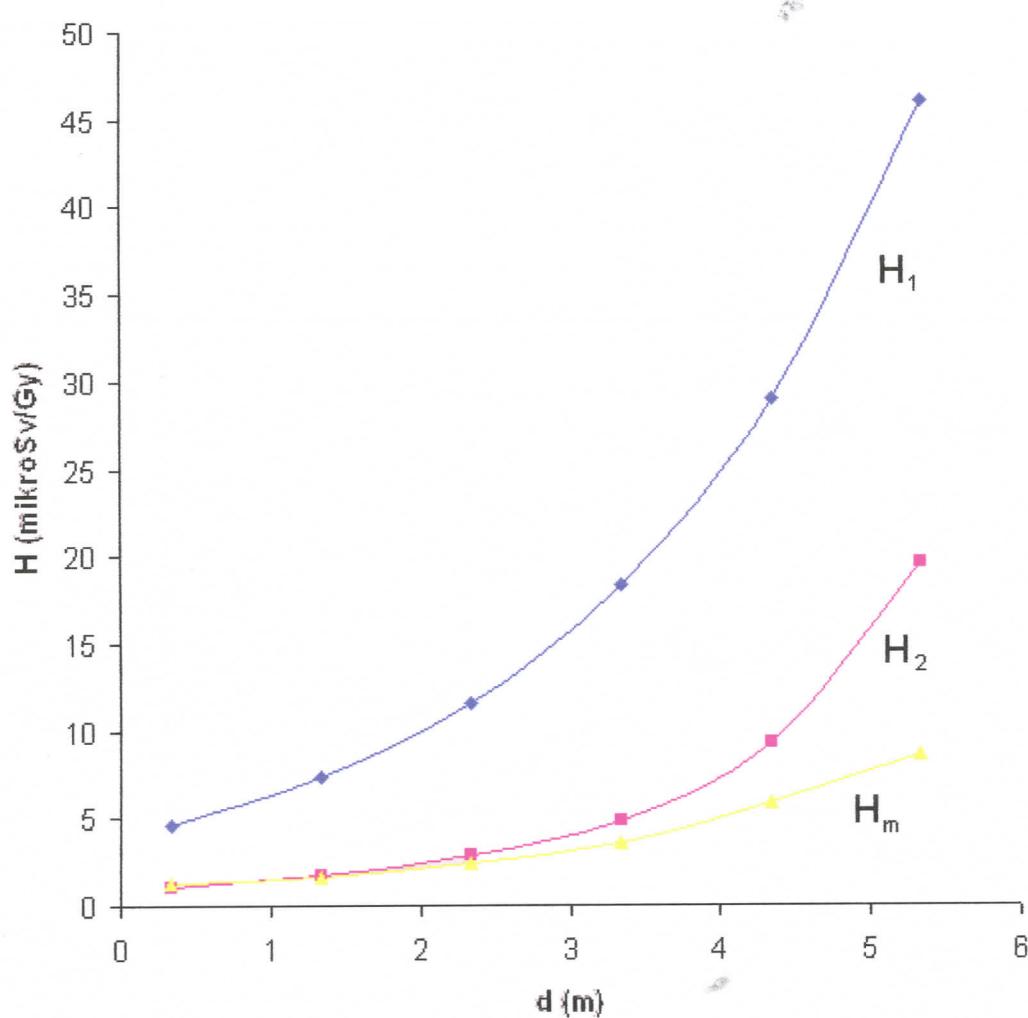
Slika 4.1: Neutronski detektor *Meridian Neutron Survey Meter*

4.2. Rezultati

4.2.1. Ugao skretanja akceleratorske glave je $\varphi = 0^0$

$\varphi = 0^0$			
d (m)	H_1 ($\mu\text{Sv}/\text{Gy}$)	H_2 ($\mu\text{Sv}/\text{Gy}$)	H_m ($\mu\text{Sv}/\text{Gy}$)
0.35	4.60	1.06	1.23
1.35	7.28	1.72	1.62
2.35	11.54	2.88	2.43
3.35	18.28	4.78	3.56
4.35	29.00	9.28	5.85
5.35	46.00	19.55	8.61

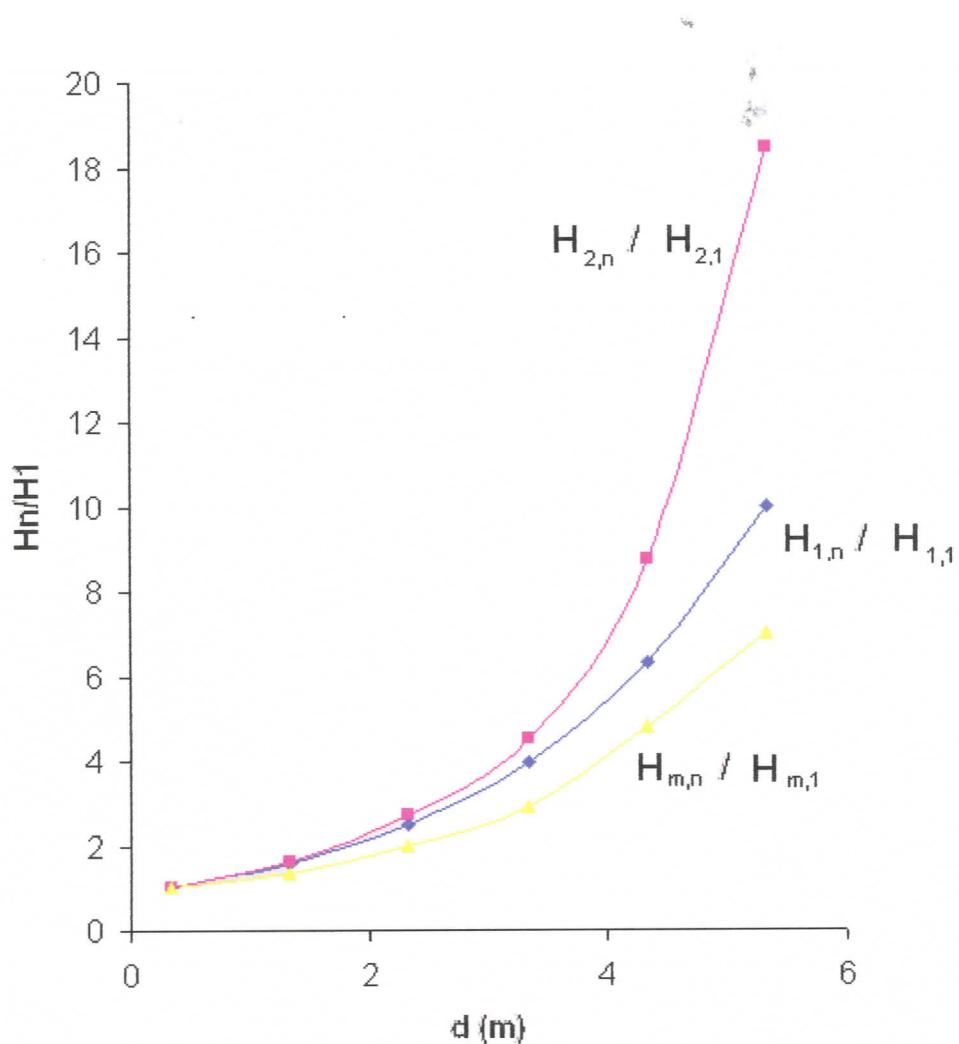
Tabela 4.2.1.1: Izmerene vrednosti neutronskih doza u slučaju $\varphi = 0^0$



Grafik 4.2.1.1: Zavisnost neutronskih doza od rastojanja od vrata lavirinta

$\phi = 0^0$			
d (m)	$H_{1,n} / H_{1,1}$	$H_{2,n} / H_{2,1}$	$H_{m,n} / H_{m,1}$
0.35	1.00	1.00	1.00
1.35	1.58	1.62	1.32
2.35	2.50	2.72	1.98
3.35	3.97	4.51	2.89
4.35	6.30	8.75	4.76
5.35	10.00	18.44	7.00

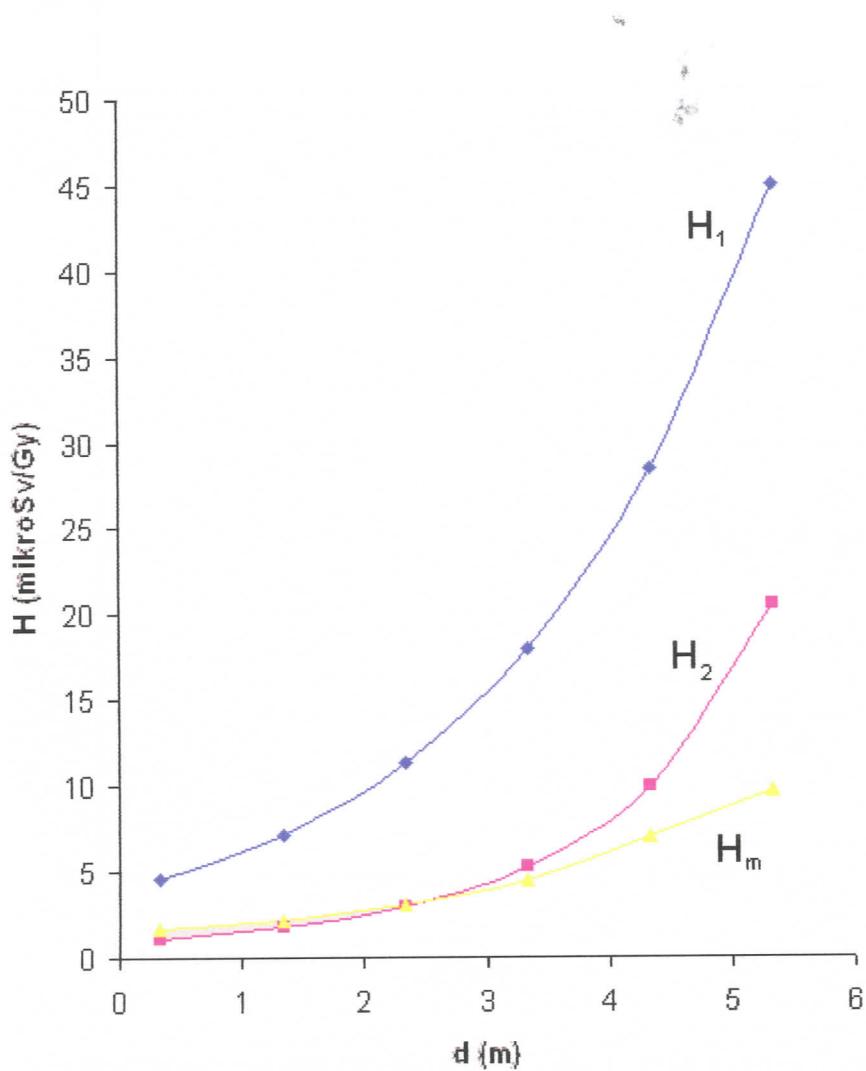
Tabela 4.2.1.2: Relativni odnosi neutronskih doza



Grafik 4.2.1.2: Relativni odnosi neutronskih doza u zavisnosti od rastojanja od vrata labyrintha

4.2.2. Ugao skretanja akceleratorske glave je $\phi = 90^0$

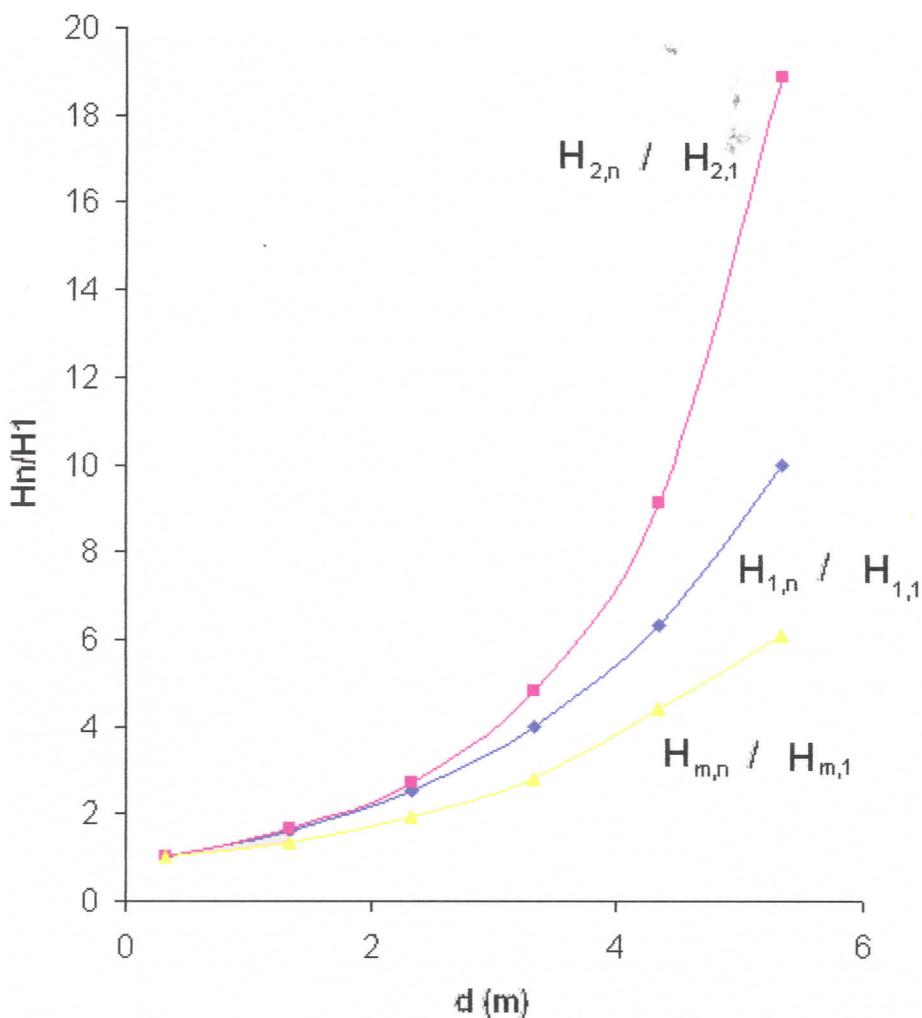
$\phi = 90^0$			
d (m)	H_1 ($\mu\text{Sv/Gy}$)	H_2 ($\mu\text{Sv/Gy}$)	H_m ($\mu\text{Sv/Gy}$)
0.35	4.50	1.09	1.59
1.35	7.10	1.78	2.14
2.35	11.31	2.95	3.02
3.35	18.00	5.25	4.46
4.35	28.40	9.89	6.96
5.35	45.00	20.55	9.68

Tabela 4.2.2.1: Izmerene vrednosti neutronskih doza u slučaju $\phi = 90^0$ 

Grafik 4.2.2.1: Zavisnost neutronskih doza od rastojanja od vrata laverinta

$\varphi = 90^0$			
$d \text{ (m)}$	$H_{1,n} / H_{1,1}$	$H_{2,n} / H_{2,1}$	$H_{m,n} / H_{m,1}$
0.35	1.00	1.00	1.00
1.35	1.58	1.63	1.35
2.35	2.51	2.71	1.90
3.35	4.00	4.82	2.80
4.35	6.31	9.10	4.38
5.35	10.00	18.85	6.10

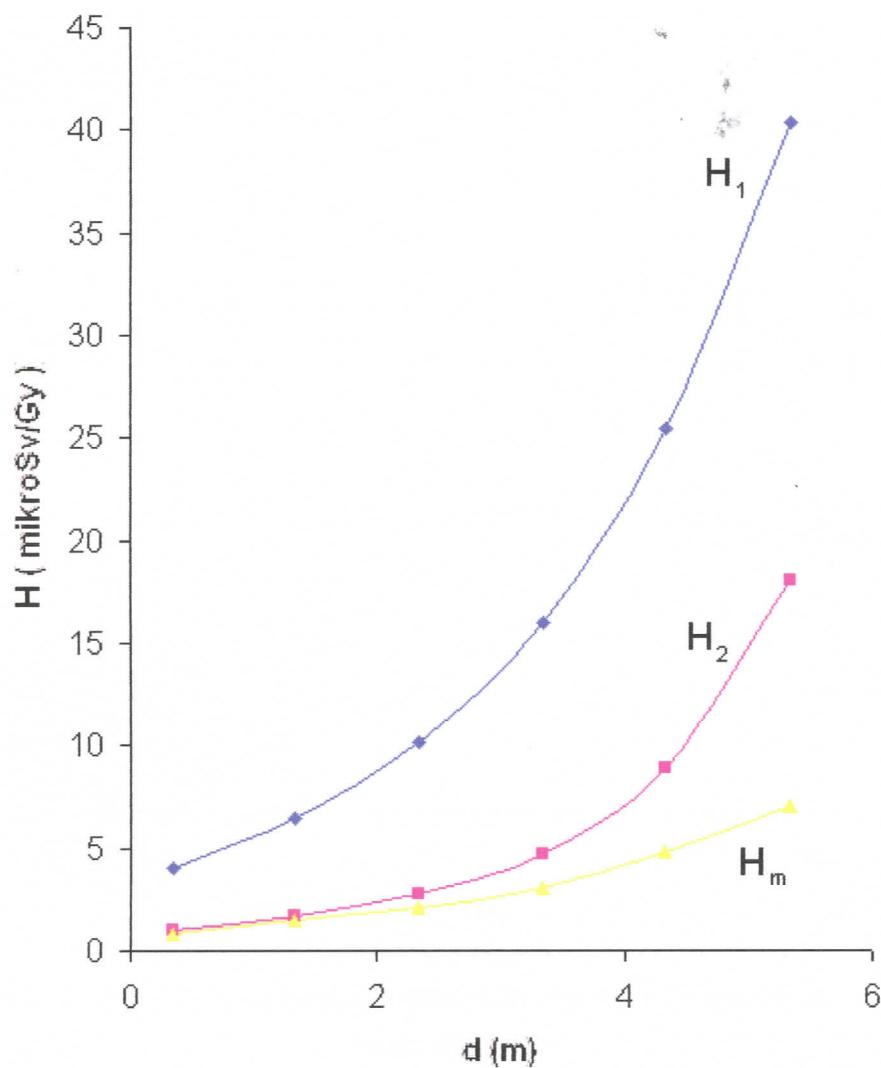
Tabela 4.2.2.2: Relativni odnosi neutronskih doza



Grafik 4.2.2.2: Relativni odnosi neutronskih doza u zavisnosti od rastojanja od vrata labyrintha

4.2.3. Ugao skretanja akceleratorske glave je $\varphi = 270^0$

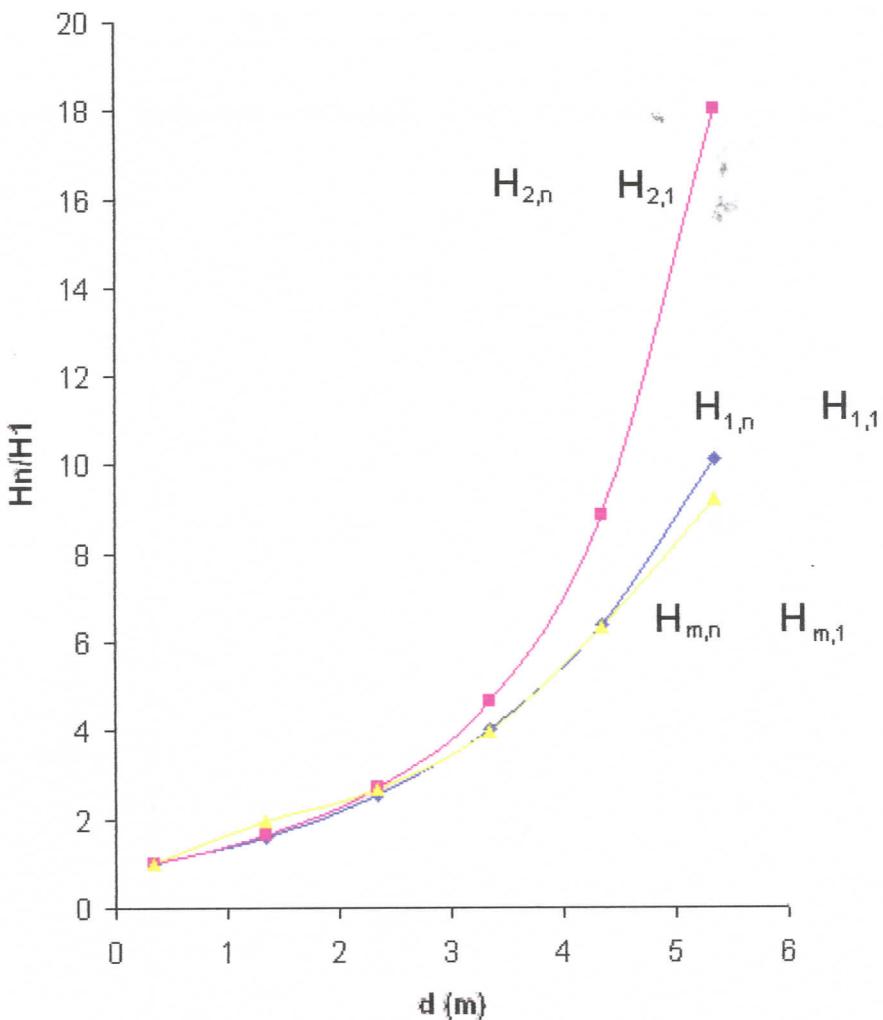
$\varphi = 270^0$			
d (m)	H_1 ($\mu\text{Sv}/\text{Gy}$)	H_2 ($\mu\text{Sv}/\text{Gy}$)	H_m ($\mu\text{Sv}/\text{Gy}$)
0.35	4.00	1.00	0.76
1.35	6.38	1.62	1.48
2.35	10.12	2.71	2.02
3.35	16.00	4.65	3.02
4.35	25.40	8.83	4.82
5.35	40.28	18.00	7.00

Tabela 4.2.3.1: Izmerene vrednosti neutronskih doza u slučaju $\varphi = 270^0$ 

Grafik 4.2.3.1: Zavisnost neutronskih doza od rastojanja od vrata lavirinta

$\phi = 270^0$			
$d \text{ (m)}$	$H_{1,n} / H_{1,1}$	$H_{2,n} / H_{2,1}$	$H_{m,n} / H_{m,1}$
0.35	1.00	1.00	1.00
1.35	1.60	1.62	1.95
2.35	2.53	2.71	2.66
3.35	4.00	4.65	3.97
4.35	6.35	8.83	6.34
5.35	10.10	18.00	9.21

Tabela 4.2.3.2: Relativni odnosi neutronskih doza



Grafik 4.2.3.2: Relativni odnosi neutronskih doza u zavisnosti od rastojanja od vrata lavirinta

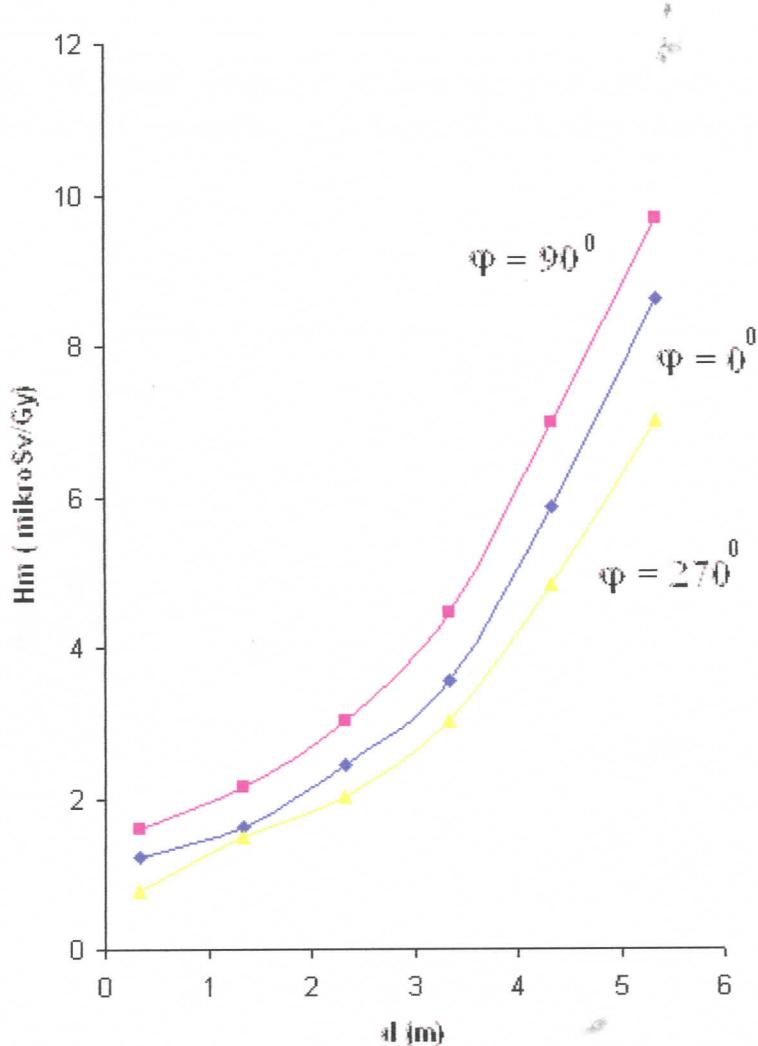
Merena je neutronska doza 30 cm **iza** vrata lavirinta, izmerena doza je praktično zanemarljiva, iznosi $H = 8 \text{ nSv}$ što ukazuje na dobru zaštitu u vratima.

4.2.4. Upoređivanje izmerenih vrednosti neutronskih doza u sva tri slučaja

Na grafiku 4.2.4 možemo videti kako se odnose krive neutronskih doza za sva tri slučaja ugla skretanja akceleratorske glave:

d (m)	H_m ($\mu\text{Sv} / \text{Gy}$)		
	$\varphi = 0^0$	$\varphi = 90^0$	$\varphi = 270^0$
0.35	1.23	1.59	0.76
1.35	1.62	2.14	1.48
2.35	2.43	3.02	2.02
3.35	3.56	4.46	3.02
4.35	5.85	6.96	4.82
5.35	8.61	9.68	7.00

Tabela 4.2.4: Izmerene vrednosti neutronskih doza za sva tri ugla φ



Grafik 4.2.4: Izmerene vrednosti neutronskih doza za sva tri ugla skretanja akceleratorske glave

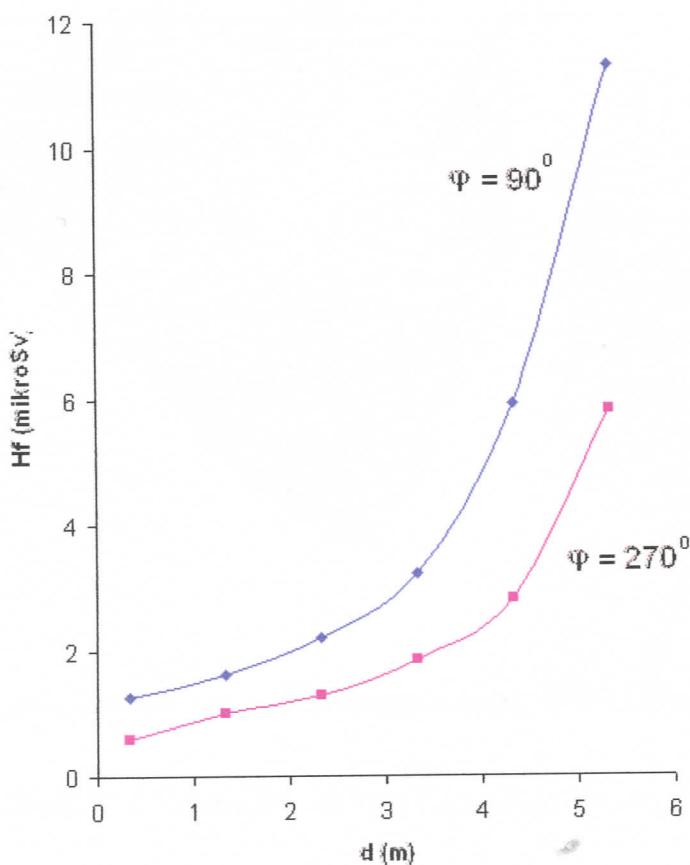
4.2.5. Fotonska doza u labyrintru

Da bi merenja bila kompletna navedene su i izmerene vrednosti fotonske doze u labyrintru, da bi videli do koje mere su fotonii stigli do tih naših mernih rastojanja preko višeg odnosno manjeg broja rasejanja.

Fotonske doze su izmerene za dva slučaja, tj. kada je akceleratorska glava zaokrenuta za ugao $\varphi = 90^\circ$ odnosno za $\varphi = 270^\circ$:

	$\varphi = 90^\circ$	$\varphi = 270^\circ$
d (m)	H (μSv)	H (μSv)
0.35	1.25	0.58
1.35	1.61	0.99
2.35	2.20	1.27
3.35	3.20	1.84
4.35	5.90	2.80
5.35	11.28	5.80

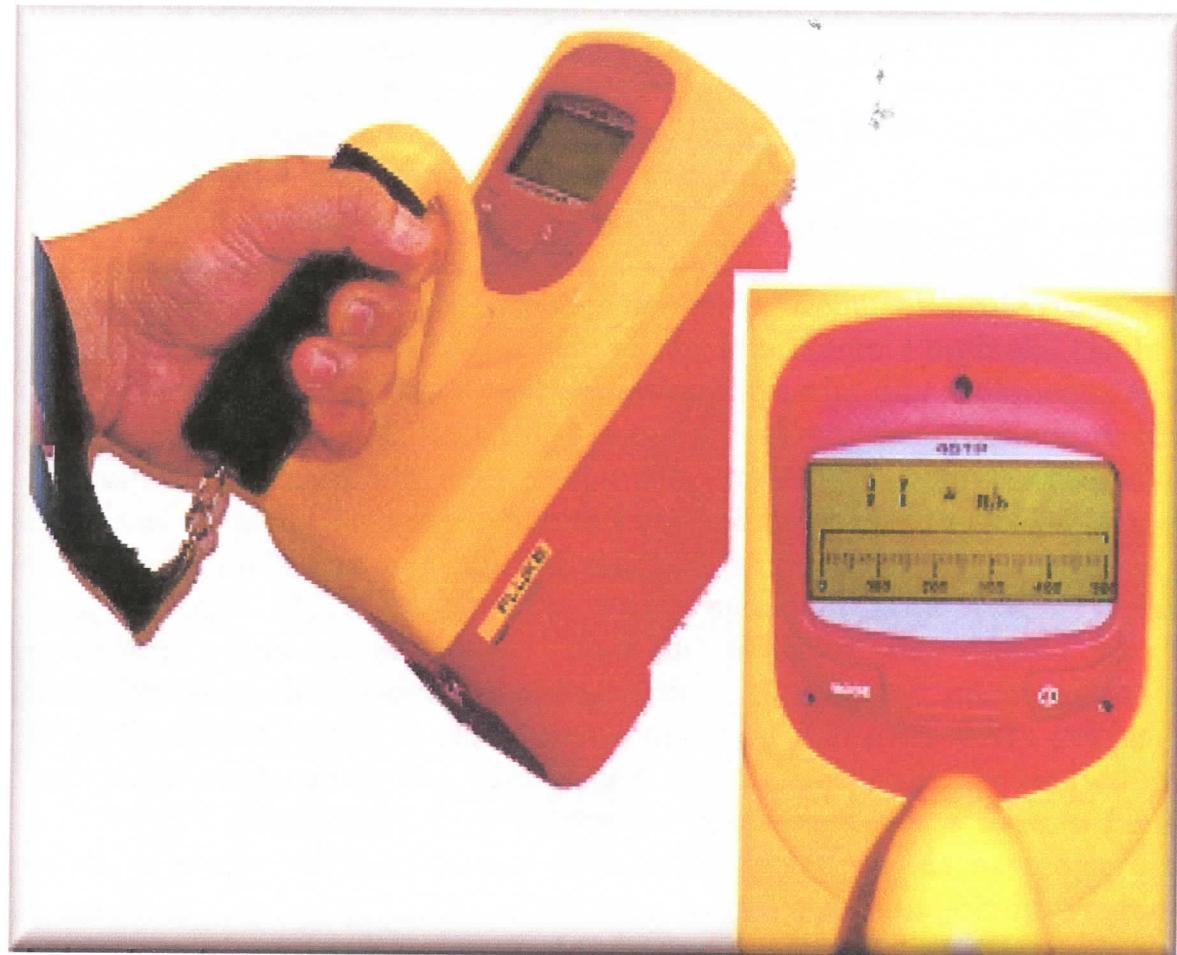
Tabela 4.2.5: Vrednosti fotonskih doza u zavisnosti od rastojanja od vrata labyrintra pri parametru ugla skretanja akceleratorske glave



Grafik 4.2.5: Zavisnost fotonske doze od rastojanja od vrata labyrintra pri parametru ugla skretanja akceleratorske glave

Navedene vrednosti izmerenih fotonskih doza se mogu uzeti kao relativno dobar pokazatelj relativne promene fotonske doze u lavitintu terapijske sobe. Nakon zahvata termalnih neutrona u betonskim zidovima terapijske prostorije dolazi do emisije fotona energija do 10 MeV. Efikasnost dozimetara uglavnom nije poznata sa zadovoljavajućom tačnošću tako da se vrednosti izmerene fotonske doze mogu uzeti sa malom rezervom. No u svakom slučaju, merenja veoma dobro pokazuju eksponencijalni karakter porasta fotonske doze sa povećanjem rastojanja od vrata lavirusa prema unutrašnjosti.

Za merenje fotonske doze je korišćen dozimetar *Ion Chamber Survey Meter(Model 451P – 451P DE-SI)* čiji izgled je prikazan na slici 4.2.5:



Slika 4.2.5: Dozimetar *Ion Chamber Survey Meter*

Z A K L J U Č A K

U ovom radu su prikazani rezultati merenja neutronske doze u laverintu terapijske sobe u kojoj je smešten linearni akcelerator energije 15 MeV. Merenje je izvršeno kalibriranim neutronskim detektorom *Meridian Neutron Survey Meter Model 5085*. Posebno je značajno da se poseduje informacija o neutronskoj dozi na samim ulaznim vratima u laverintu pošto je to mesto do kojeg profesionalno osoblje najbliže može prići radijacionom polju. S obzirom da mali broj terapijskih ustanova može sebi priuštiti opremu za neutronsku dozimetriju, razvijeni su računski postupci putem kojih se može proceniti neutronska doza na ulazu u terapijsku sobu kao i u samom laverintu. Postoje dve empirijske formule koje se praktično koriste za izračunavanje neutronske doze na određenim mestima duž laverinta. Vrednosti dobijene pomoću ovih dve formula su upoređene sa izmerenim vrednostima. Na osnovu ovog poređenja između izmerenih i izračunatih vrednosti možemo diskutovati ispravnost tih formula i predvideti određenu korekciju koja bi do izvesne mere poboljšala mogućnosti procene neutronske doze. Kao što je bilo pomenuto, ukoliko znamo neutronsku dozu duž laverinta i na vratima, lakše možemo da izvršimo odgovarajuće projektovanje vrata u cilju što bolje zaštite osoblja od neutrona što je od prvobitne važnosti.

Na osnovu poređenja računski dobijenih vrednosti neutronske doze i rezultata merenja mogu se izvesti neki veoma interesantni i originalni zaključci.

U prvom slučaju, kada akceleratorska glava nije bila zaokrenuta, tj. snop fotona je bio usmeren vertikalno naniže, vidimo da absolutne vrednosti neutronske doze dobijene Kersey-evom metodom znatno odstupaju od izmerene vrednosti na svim merenim rastojanjima, a da to odstupanje raste sa udaljavanjem od vrata laverinta. No, relativni odnosi vrednosti neutronske doze ipak pokazuju da kriva dobijena ovom metodom bolje opisuje relativnu prostornu promenu neutronske doze u laverintu od druge, takozvane Modifikovane Kersey-eve metode. Naime, absolutne vrednosti dobijene Modifikovanom Kersey-evom metodom se do izvesne mere dobro poklapaju sa izmerenim vrednostima na merenim rastojanjima, međutim relativni odnosi ne predviđaju dobru relativnu prostornu promenu neutronske doze u laverintu. Osnovna prednost Modifikovane Kersey-eve metode je da na mestu ulaznih vrata prilično dobro predviđa neutronsku dozu. Pošto je najbitnija vrednost na vratima laverinta, relativna greška Modifikovane Kersey-eve metode je na tom mestu oko 14%, a vrednost doze dobijena Kersey-evom metodom je približno 4 puta veća od izmerene vrednosti.

U drugom slučaju, kada je akceleratorska glava bila zaokrenuta za ugao od 90° oko svoje ose, vidimo da su absolutne vrednosti dobijene Kersey-evom metodom takođe „pobegle“ od izmerenih vrednosti, a absolutne vrednosti

dobijene Modifikovanom Kersey-evom metodom se još bolje poklapaju sa izmerenim vrednostima nego u prvom slučaju. Relativna greška Modifikovane Kersey-eve metode je oko 31%, a vrednost dobijena Kersey-evom metodom je oko 3 puta veća od izmerene vrednosti. Relativni odnosi kod obe metode su slični onim u prethodnom slučaju.

U trećem slučaju, kada je akceleratorska glava bila zarotirana za ugao od 270^0 , vidimo da su absolutne vrednosti neutronskih doza dobijene Kersey-evom metodom slični odstupanju od izmerenih vrednosti sa vrednostima dobijenim u dva prethodna slučaja, kod drugog metoda je isti slučaj. Relativna greška Modifikovane Kersey-eve metode je u ovom slučaju oko 32%, a vrednost dobijena Kersey-evom metodom je oko 5 puta veća od merene vrednosti. No, možemo opaziti da se relativni odnosi vrednosti dobijenih Modifikovanom Kersey-evom metodom odlično poklapaju sa relativnim odnosima izmerenih vrednosti.

Očigledno je da kod obe metode postoji prostor za poboljšanje. Kod Kersey-eve metode bi se moglo razmišljati o uvođenju *multiplikativnog parametra* pošto se održava gotovo konstantna razlika između izmerenih i izračunatih vrednosti neutronske doze duž lavirinta terapijske sobe. Očigledno je da Kersey-ev metod dosta dobro opisuje relativne promene doze duž lavirinta, ali se te vrednosti za faktor 4 razlikuju od izmerenih. Kod modifikovane Kersey-eve metode se dobija prilično dobro poklapanje između izmerene i izračunate doze na vratima terapijske prostorije. S obzirom na nužne aproksimacije koje su učinjene prilikom računa može se reći da Modifikovan Kersey-ev metod veoma dobro prognozira neutronsku dozu na vratima. No kada se uporede relativne vrednosti merene i izračunate neutronske doze, može se videti da Modifikovan Kersey-ev metod pokazuje izvesne razlike koje postaju utoliko veće ukoliko je distanca od vrata veća. To znači da bi se Modifikovan Kersey-ev metod mogao poboljšati, no u ovom slučaju uvođenje multiplikativne konstante ne bi bilo dovoljno. U ovom slučaju bi se trebala uvesti *dodata funkcija* putem koje bi se poboljšale mogućnosti Modifikovanog Kesey-evog metoda.

Upoređene su i izmerene vrednosti dobijene za sva tri položaja akceleratorske glave. Kao što je i bilo za očekivati, najveće absolutne vrednosti neutronskih doza su dobijene kada je glava zarotirana za 90^0 , jer je u tom slučaju vrednost d_2 (vidi sliku 3.1) najmanja, dakle stiće će više neutrona do vrata lavirinta; Najmanja je doza na vratima kada je glava zaokrenuta za 270^0 , pošto je d_2 u tom slučaju najveći.

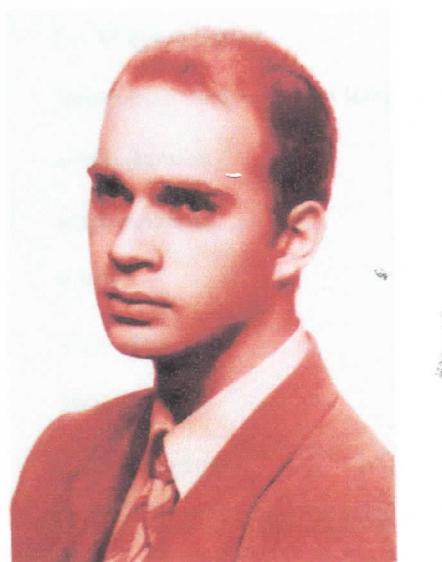
Takođe su upoređene i vrednosti fotonskih doza izmerenih za dva različita položaja akceleratorske glave, tj za uglove od 90^0 i 270^0 ; I ovde smo dobili očekivajući rezultat, tj. absolutne vrednosti fotonskih doza su veće na vratima (i na svim merenim rastojanjima od vrata lavirinta) za 90^0 nego za 270^0 , jer u slučaju 90^0 akceleratorska glava je bliža lavirintu terapijske prostorije.

L i t e r a t u r a

1. Ravinder Nath : **Neutrons from high-energy Medical Accelerators : An Estimate of Risk to the Radiotherapy Patient**, Yale University School of Medicine, New Haven, 1984
2. James A. Deye : **Structural Shielding Design and Evaluation for megavoltage x- and gamma-ray Radiotherapy Facilities**, National Cancer Institute, Rockville, Maryland, 2005
3. Richard C. McCall : **Neutron Contamination from Medical Electron Accelerators**, Stanford Linear Accelerator Center, Stanford, California, 1984
4. D. Baltas, L. Sakelliou, L. Zamboglou : **The Physics of Modern Brachytherapy for Oncology**, Klinikum Offenbach-Germany and University of Athens-Greece, 2007
5. C.J. Karzmark : **Advances in Linear Accelerator Design for Radiotherapy**, Department of Radiology, Stanford University School of Medicine, Stanford, California, 1983
6. E.B. Podgoršak : **Radiation Physics for Medical Physicists**, McGill University Health Centre, Department of Medical Physics, Montreal, Canada, 2005
7. Wolfgang Schlegel, Andreas Mahr : **3D Conformal Radiation Therapy**, Deutches Krebsforschungszentrum, Heidelberg, Germany
8. Miodrag Krmar : **Određivanje energetskog spektra fotona u snopu 15 MeV-skog x-zračenja fotoaktivacionom i atenuacionom analizom**, Magistarska teza, Univerzitet u Beogradu, Beograd, 1993
9. **Neutron detection**, Wikipedia, the free encyclopedia

Kratka biografija

Rođen sam 14.08.1982-e godine u Novom Sadu. Osnovnu školu sam završio u Srbobranu 1997-e godine. Iste te godine sam se upisao u gimnaziju u Bečeju, završio sam 2001-e godine. Iste godine sam upisao studije fizike na Prirodno-Matematičkom Fakultetu u Novom Sadu (smer – medicinska fizika). Diplomirao sam 2007-e godine i iste sam upisao master-studiju (master medicinske fizike).



UNIVERZITET U NOVOM SADU
PRIRODNO-MATEMATIČKI FAKULTET

KLJUČNA DOKUMENTACIJSKA INFORMACIJA

Redni broj:

RBR

Identifikacioni broj:

IBR

Tip dokumentacije:

TD

Tip zapisa:

TZ

Vrsta rada:

VR

Autor:

AU

Mentor:

MN

Naslov rada:

NR

Jezik publikacije:

JP

Jezik izvoda:

JI

Zemlja publikovanja:

ZP

Uže geografsko područje:

UGP

Godina:

GO

Izdavač:

IZ

Mesto i adresa:

MA

Fizički opis rada:

FO

Naučna oblast:

NO

Naučna disciplina:

ND

Predmetna odrednica/ ključne reči:
PO
Linearni akcelerator, fotonuklearne reakcije, eksperimentalne metode određivanja neutronske doze, lavirint, neutronski detektor

UDK

Čuva se:

ČU

Važna napomena:

VN

Izvod:

IZ

Monografska dokumentacija

Tekstualni štampani materijal

Diplomski rad

Arpad Dostan

Dr. Miodrag Krmar

Neutronska doza u okolini terapijskog linearног akceleratora

srpski (latinica)

srpski/engleski

Srbija

Vojvodina

2008

Autorski reprint

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

4 / 36 / 9 / 11 / 15 / 8 / 0

Fizika

Medicinska fizika

Linearni akcelerator, fotonuklearne reakcije, eksperimentalne metode određivanja neutronske doze, lavirint, neutronski detektor

Biblioteka departmana za fiziku, PMF-a u Novom Sadu

nema

U radu su objašnjeni osnovni principi rada linearног akceleratora, nastajanje fotonuklearnih reakcija, kao i upoređivanje vrednosti dobijene sa dveju empirijskih relacija sa izmerenim vrednostima, zatim je opisan rad neutronskog detektora i diskusija eksperimentalnih rezultata.

Datum prihvatanja teme od NN veća:

DP

07.07.2008

Datum odbrane:

DO

27.09.2008

Članovi komisije:

KO

dr. Miroslav Vesović

dr. Miodrag Krmar

dr. Olivera Klisurić

Predsednik:

član:

član:

UNIVERSITY OF NOVI SAD
FACULTY OF SCIENCE AND MATHEMATICS

KEY WORDS DOCUMENTATION

Accession number:

ANO

Identification number:

INO

Document type:

DT

Type of record:

TR

Content code:

CC

Author:

AU

Mentor/comentor:

MN

Title:

TI

Language of text:

LT

Language of abstract:

LA

Country of publication:

CP

Locality of publication:

LP

Publication year:

PY

Publisher:

PU

Publication place:

PP

Physical description:

PD

Scientific field:

SF

Scientific discipline:

SD

Subject/ Key words:

SKW

UC

Holding data:

HD

Note:

N

Abstract:

AB

In this paper are explained a fundamental principles of Linear Accelerator, Origination of Photonuclear reactions, then comparison of results obtained by between two empirical relations and measured results by detector, then is described the functioning of neutron detector, and discussion of results.

Accepted by the Scientific Board:

ASB

Defended on:

DE

Thesis defend board:

DB

President:

Member:

Member:

dr. Miroslav Vesković

dr. Miodrag Krmar

dr. Olivera Klisurić