

Modeliranje i mjerenje neutronske doze oko medicinskih linearnih akceleratora elektrona

Ivković, Ana

Doctoral thesis / Disertacija

2019

Degree Grantor / Ustanova koja je dodijelila akademski / stručni stupanj: **University of Zagreb, Faculty of Science / Sveučilište u Zagrebu, Prirodoslovno-matematički fakultet**

Permanent link / Trajna poveznica: <https://um.nsk.hr/um:nbn:hr:217:220160>

Rights / Prava: [In copyright](#) / [Zaštićeno autorskim pravom.](#)

Download date / Datum preuzimanja: **2024-07-24**



Repository / Repozitorij:

[Repository of the Faculty of Science - University of Zagreb](#)





Sveučilište u Zagrebu

Prirodoslovno – matematički fakultet

Fizički odsjek

Ana Ivković

**MODELIRANJE I MJERENJE
NEUTRONSKOG DOZNOG
EKVIVALENTA OKO MEDICINSKIH
LINEARNIH AKCELERATORA
ELEKTRONA**

DOKTORSKI RAD

Zagreb, 2019.



Sveučilište u Zagrebu

Prirodoslovno – matematički fakultet

Fizički odsjek

Ana Ivković

**MODELIRANJE I MJERENJE
NEUTRONSKOG DOZNOG
EKVIVALENTA OKO MEDICINSKIH
LINEARNIH AKCELERATORA
ELEKTRONA**

DOKTORSKI RAD

Mentori:

Doc. dr. sc. Marina Poje Sovilj

Prof. dr. sc. Dario Faj

Zagreb, 2019.



University of Zagreb

Faculty of Science

Department of Physics

Ana Ivković

**MODELING AND MEASUREMENT OF
NEUTRON DOSE EQUIVALENT IN
VICINITY OF MEDICAL LINEAR
ELECTRON ACCELERATORS**

DOCTORAL DISSERTATION

Supervisors:

Asst. Prof. PhD Marina Poje Sovilj

Prof. PhD Dario Faj

Zagreb, 2019

Mentori:

Doc. dr. sc. Marina Poje Sovilj – Sveučilište Josipa Juraja Strossmayera u Osijeku, Odjel za fiziku

Prof. dr. sc. Dario Faj – Sveučilište Josipa Juraja Strossmayera u Osijeku, Medicinski fakultet, Katedra za biofiziku i radiologiju i Fakultet za dentalnu medicinu i zdravstvo, Katedra za biofiziku i radiologiju

SAŽETAK

Suvremena radioterapija provodi se fotonskim snopovima koji nastaju u linearnim akceleratorima elektrona. Fotonski snopovi energija većih od 10 MeV međudjeluju sa sastavnim dijelovima glave akceleratora i uzrokuju neutronske kontaminacije fotonskog snopa koja doprinosi ozračenju bolesnika i medicinskog osoblja. Cilj ovog rada je opisati neutronske energijske raspodjele u okolini akceleratora. U tu svrhu korišteni su čvrsti detektori nuklearnih tragova i Monte Carlo simulacije. Pomoću Monte Carlo algoritma MCNP napravljen je model akceleratora kao i prostorije u koju je smješten, tj. bunkera. Simulacijama su dobivene energijske raspodjele neutrona u mjernim položajima koji se nalaze unutar i izvan bunkera. Detektori su kalibrirani na poznate spektre i proces očitavanja detektora je automatiziran. Istraživanje je pokazalo kako se detektori mogu koristiti za „in vivo“ dozimetriju bolesnika. Opisan je neutronske tok u ravnini bolesnika. Procijenjen je neutronske dozni ekvivalent u izocentru i prostorijama u kojima boravi medicinsko osoblje za vrijeme radioterapije. Neutronske dozni ekvivalent u izocentru nije zanemariv i trebalo bi ga uzeti u obzir prilikom izrade radioterapijskih planova. Istraživanje je pokazalo kako je neutronske dozni ekvivalent u prostorijama u kojima boravi medicinsko osoblje daleko ispod propisanih granica ozračenja pa potreba za osobnom neutronske dozimetrijom ne postoji. U radu je naglasak stavljen na male prenamijenjene bunkere u koje se smještaju linearni akceleratori. Za procjenu neutronske doznog ekvivalenta koriste se empirijske formule (Kersey i Wu-McGinley). U ovom radu istraženo je koliko dobro te formule procjenjuju dozu za male, prenamijenjene bunkere. Uspoređeni su rezultati Monte Carlo simulacija i empirijskih formula te je ustanovljeno kako za male bunkere rezultati empirijskih formula jako odstupaju od rezultata Monte Carlo simulacija. Stoga je prema rezultatima simulacija predložena jednostavna formula za izračun neutronske doznog ekvivalenta.

ABSTRACT

High energy electron linear accelerators producing photon beams with energies higher than 10 MeV are widely used in radiation therapy. In these beams, fast neutrons are generated, which results in undesired contamination of the therapeutic beam. All modern radiotherapy modalities aim to be highly conformal, which is achieved by using many small fields and longer beam-on times. The beam-on time is proportional to the additional dose from photoneutrons. Hence, it is important to determine the full radiation field correctly in order to evaluate the exposure of patients and medical personnel. For that purpose in this study solid state nuclear track detectors and Monte Carlo simulations were used. In this study a special emphasis is given to small vaults which were originally built for cobalt machines. After decommissioning of cobalt machines linear accelerators were placed in these vaults. Because of the difference in photon energies between the devices, shielding of the vault had to be enhanced. During the reconstruction of ^{60}Co vaults for linear accelerators, the main limitation was the space. The vault walls had to be enhanced for photon shielding, but there was no space for adding more concrete to the walls. Therefore, lead and steel panels were added into the walls instead. These panels can be sources of photoneutrons.

One of the goals in this study was to decrease measurement uncertainty when using solid state nuclear detectors by automatization of track counting. Track counting was automatized by using software ImageJ. Measurement uncertainty was not decreased, but the process of track counting is now less time consuming which is important, especially when there are many detectors to be processed.

The goal was to decrease measurement uncertainty caused by detector energy dependence by calibrating detectors in known neutron spectra. Neutron spectra were determined using MCNP code for Monte Carlo simulations. Model of accelerator was built using MCNP code in such way that calculated photon dose profiles and percentage depth doses fit to measured data. Neutron source strength is calculated and is $1.12 \cdot 10^{12}$ neutrons per Grey photon dose. Linear accelerator head cover is included in Monte Carlo model and the results show that omitting head cover from model can cause neutron fluence underestimation and neutron energy overestimation. That can lead to large uncertainties in estimation of neutron dose to patients and staff. The vault in which accelerator is placed is also modeled using MCNP code. Neutron spectra in measuring positions inside and outside the vault are calculated. In the same positions detectors were irradiated and calibrated against known neutron spectra.

One of the goals was to compare measurements and simulations and investigate if there was a possibility to determine neutron energy spectra directly from the shape and size of tracks on detector. Most of the tracks on detectors are caused by thermal neutrons and their energy is insignificant compared to the much larger energy produced by nuclear reaction. Therefore, it is impossible to know the energy of incoming neutrons and because of that further analysis of track shape and size was not continued.

Neutron fluence in patient plane is calculated and the influence of beam size on fluence is investigated. Neutron dose equivalent in isocenter is estimated and it is 3.3 mSv/Gy photon dose. Neutron equivalent dose for staff at operator console was estimated and it is 324 μ Sv per year.

The hypothesis was that contribution to the dose from neutron radiation should be included in radiotherapy planning. The estimation is that neutron equivalent dose for a prostate patient irradiated with 74 Gy photon dose can be 0.3 Sv. That is not negligible and neutron contribution to overall dose should be taken into account. Our further investigation will be focused on estimating neutron dose to organs at risk by using solid state nuclear detectors calibrated against spectrum in patient plane.

Another hypothesis was that there is a need for personal neutron dosimetry in radiotherapy, especially in the vicinity of small vaults that were reconstructed after cobalt machine decommissioning. Neutron dose equivalents outside the vault are far from exposure limits and therefore there is no need for neutron personal dosimetry.

Kersey and Wu-McGinley empirical equations are the most commonly used for estimation of neutron dose equivalent at the maze door in the vault. In this study Monte Carlo simulations of various geometrical and compositional changes of vault were conducted to assess accuracy of these equations. The empirical equations gave results with reasonable accuracy when vaults were of the usual size. When the vault is decreased to the size usually used for ^{60}Co unit vault, the most commonly used equations showed significant difference in results in comparison to Monte Carlo simulations. Therefore, for vaults limited in size, a new simplified equation is suggested to assess the neutron dose equivalent at the maze door.

KLJUČNE RIJEČI: radioterapija, linearni akcelerator elektrona, neutronska dozimetrija, Monte Carlo modeliranje, čvrsti detektori nuklearnih tragova

KEY WORDS: radiotherapy, electron linear accelerator, neutron dosimetry, Monte Carlo modeling, solid state nuclear track detectors

SADRŽAJ

1. UVOD	1
2. CILJEVI I HIPOTEZE ISTRAŽIVANJA.....	4
3. MATERIJALI I METODE.....	5
3.1 MEDICINSKI LINEARNI AKCELERATORI ELEKTRONA.....	5
3.2 NEUTRONI.....	9
3.2.1 NASTANAK NEUTRONA.....	9
3.2.2 MEĐUDJELOVANJA NEUTRONA	10
3.2.3 ELASTIČNO RASPRŠENJE	11
3.2.4 REAKCIJE APSORPCIJE.....	12
3.2.5 NEUTRONI U OKOLINI LINEARNIH AKCELERATORA	13
3.2.6 NEUTRONSKI DOZNI EKVIVALENT NA ULAZU U LABIRINT	14
3.2.7 TEŽINSKI KOEFICIJENT NEUTRONSKOG ZRAČENJA.....	16
3.3 ČVRSTI DETEKTORI NUKLEARNIH TRAGOVA	18
3.3.1 CR - 39.....	18
3.3.2 NASTANAK TRAGOVA	19
3.3.3 REAKCIJA $^{10}\text{B}(n,\alpha)$	21
3.3.4 PRIMJENA ČVRSTIH DETEKTORA NUKLEARNIH TRAGOVA U NEUTRONSKOJ DOZIMetriJI.....	22
3.3.5 NEUTRONSKI DETEKTORI.....	27
3.3.6 IZLAGANJE DETEKTORA	28
3.4 MONTE CARLO SIMULACIJE.....	30
3.4.1 MCNP.....	30
3.4.2 MODEL LINEARNOG AKCELERATORA SIEMENS ONCOR EXPRESSION	32
3.4.3 MODEL POKLOPCA GLAVE LINEARNOG AKCELERATORA	34
3.4.4 MODEL BUNKERA.....	36
3.4.5 STATISTIČKE PROVJERE.....	40

4. REZULTATI	43
4.1 NEUTRONSKI DOZNI EKVIVALENT U OKOLINI ČETIRI LINEARNA AKCELERATORA	44
4.2 AUTOMATIZACIJA BROJANJA TRAGOVA NA ČVRSTIM DETEKTORIMA NUKLEARNIH TRAGOVA	46
4.3 PRILAGODBA MONTE CARLO MODELA LINEARNOG AKCELERATORA SIEMENS ONCOR EXPRESSION MJERENIM PODACIMA.....	48
4.4 NEUTRONSKI DOZNI EKVIVALENT OKO LINEARNOG AKCELERATORA SIEMENS ONCOR EXPRESSION U KBC OSIJEK	49
4.5 UTJECAJ POKLOPCA GLAVE LINEARNOG AKCELERATORA NA NEUTRONSKI DOZNI EKVIVALENT	54
4.6 PROVJERA KERSEYEVE I WU-MCGINLEYEVE FORMULE ZA MALE BUNKERE	58
4.7 NEUTRONSKI TOK U RAVNINI BOLESNIKA.....	63
5. RASPRAVA.....	68
5.1 NEUTRONSKI DOZNI EKVIVALENT U OKOLINI ČETIRI LINEARNA AKCELERATORA	68
5.2 AUTOMATIZACIJA BROJANJA TRAGOVA NA ČVRSTIM DETEKTORIMA NUKLEARNIH TRAGOVA	69
5.3 PRILAGODBA MONTE CARLO MODELA LINEARNOG AKCELERATORA SIEMENS ONCOR EXPRESSION MJERENIM PODACIMA.....	70
5.4 NEUTRONSKI DOZNI EKVIVALENT OKO LINEARNOG AKCELERATORA SIEMENS ONCOR EXPRESSION U KBC OSIJEK	70
5.5 UTJECAJ POKLOPCA GLAVE LINEARNOG AKCELERATORA NA NEUTRONSKI DOZNI EKVIVALENT	74
5.6 PROVJERA KERSEYEVE I WU-MCGINLEYEVE FORMULE ZA MALE BUNKERE	75
5.7 NEUTRONSKI TOK U RAVNINI BOLESNIKA.....	77
6. ZAKLJUČAK.....	80
7. POPIS LITERATURE	83
8. ŽIVOTOPIS	90

1. UVOD

Vanjska radioterapija megavoltnim fotonskim snopovima linearnih akceleratora elektrona oblik je lokalnog onkološkog liječenja. U terapiji zračenjem onkoloških bolesnika linearni akceleratori su u upotrebi od 50-tih godina prošlog stoljeća. U linearnim akceleratorima (Slika 1.) se pravocrtno ubrzavaju elektroni što pruža mogućnost ozračivanja elektronima, ali i X-zrakama koje nastaju zakočnim zračenjem na meti koja se nalazi u glavi aparata. Elektronima se ozračuju površinski tumori dok se X-zrakama ozračuju tumori koji su smješteni dublje u tijelu bolesnika [1]. Cilj je vanjske radioterapije predati apsorbiranu dozu tumoru, uz što manju dozu okolnom zdravom tkivu te se stoga moderna radioterapija linearnim akceleratorima elektrona obavlja s velikim brojem malih fotonskih snopova. [2] [3].



Slika 1. Medicinski linearni akcelerator elektrona Siemens Oncor Expression [4].

Kada se radi o duboko smještenim tumorima koriste se snopovi nominalnih akceleracijskih potencijala iznad 10 MV. Takvi visokoenergijski fotoni mogu međudjelovati s atomskim jezgrama i u tom će slučaju doći do nastanka neželjenog neutronskega toka u fotonuklearnim reakcijama [5]. Vjerojatnost nastanka neutrona ovisi o energiji fotona i atomskom broju materijala na koji foton upada. S povećanjem atomskog broja ta vjerojatnost raste. Dijelovi glave linearnog akceleratora napravljeni su od materijala visokog atomskog broja pa udarom fotona na njih nastaje neželjeni neutronskegi tok koji dodatno ozračuje bolesnika i osoblje [6] [7]. Nastao neutronskegi tok je izotropan i u njemu dominiraju neutroni s energijama između 700 keV i 1 MeV [8]. Ovaj učinak postaje sve važniji za radiološku sigurnost osoblja i bolesnika kada se koriste napredne radioterapijske tehnike kao što je jakosno modulirana radioterapija - IMRT (engl. Intensity-Modulated Radiation Therapy). Te napredne tehnike

koriste veliki broj monitorskih jedinica (izlazna mjera linearnog akceleratora) jer koriste veliki broj malih snopova radi što boljeg ozračenja ciljnih volumena i poštede rizičnih tkiva [9]. U modernoj radioterapiji, kao što je to IMRT u svojim različitim oblicima (step and shoot, sliding windows, volumetrijski modulirana radioterapija – VMAT (engl. Volumetric Modulated Arc Therapy), tomoterapija), uobičajeno je umjesto 2 Gy na ciljni volumen isporučiti od 5 do 10 Gy [10]. Neutronske tok koji prati fotonske snopove energija iznad 10 MeV izotropan je i približno neovisan o veličini snopa [11] što znači da svaki mali fotonski snop prati neutronska kontaminacija približno jednaka neutronske kontaminaciji velikog snopa. Kako se kod IMRT umjesto jednog velikog snopa za ozračenje koristi niz malih snopova tako je i neutronska kontaminacija višestruko povećana.

Tijekom dosadašnjeg istraživanja, u kojem sam sudjelovala, [6] izmjeren je neutronske dozni ekvivalent čvrstim detektorima nuklearnih tragova oko dostupnih medicinskih linearnih akceleratora elektrona. Čvrsti detektori nuklearnih tragova napravljeni su od polimernih materijala u kojima, kada su detektori izloženi zračenju, nastaju oštećenja koja se nazivaju tragovi. Tragove je moguće povećati jetkanjem u kiselinu ili lužinu kako bi bili vidljivi pod mikroskopom. Brojanje tragova na detektoru do sada je obavljano ručno i taj proces je dugotrajan. Iz podataka o broju tragova može se odrediti neutronske dozni ekvivalent. Za potrebe neutronske dozimetrije korišteni su čvrsti detektori LR 115 i CR-39. Mjerenja su pokazala da se neutronske udio u osobnom ozračenju u nekim slučajevima ne smije zanemariti te da u prostorima izvan sobe u kojoj se nalazi linearni akcelerator postoji neutronske dozni ekvivalent koji nije zanemariv s gledišta osobne dozimetrije. Procjena ozračenja neutronima medicinskog osoblja prema ovim mjerenjima doseže u nekim slučajevima do 2 mSv/godini što je više od fotonskog doprinosa ukupnom ozračenju osoblja u mjerenim prostorima [8]. Važno je reći da se fotonske doprinos rutinski mjeri zbog procjene rizika, dok se neutronske doprinos u pravilu zanemaruje i ne mjeri.

Izazov u dosadašnjim istraživanjima bilo je nepoznavanje neutronske spektara u okolini linearnih akceleratora za koje su izvođena mjerenja. Neutronske detektori koji se koriste uglavnom su energetske ovisni i odziv detektora nije upravo proporcionalan energiji neutrona. Neutroni se detektiraju preko nabijenih čestica koje proizvode u interakcijama. Čvrsti detektori nuklearnih tragova kao što su LR 115 i CR-39 koriste se u kombinaciji s pretvaračem (konverterom) od bora ^{10}B . Interakcijom neutrona sa pretvaračem dolazi do nuklearne reakcije u kojoj nastaju alfa čestice koje ostavljaju trag na čvrstom detektoru nuklearnih tragova. Udarni presjek nuklearne reakcije neutrona na boru jako je ovisan o energiji upadnog neutrona i najveći je za termalne neutrone. U dosadašnjim istraživanjima

nisu bili poznati neutronske spektri u okolini linearnih akceleratora pa su detektori kalibrirani termalnim neutronima u nuklearnom reaktoru [6]. Kako su detektori kalibrirani za termalne neutrone, kod procjene neutronske doznog ekvivalenta odgovor detektora korigiran je za brze neutrone korištenjem neutronske spektara iz objavljenih radova i poznate ovisnosti udarnog presjeka reakcije neutrona na boru i energije upadnog neutrona. U ovom će radu biti modeliran linearni akcelerator korištenjem algoritma za Monte Carlo simulaciju MCNP611 [12]. Monte Carlo simulacijama dobit će se neutronske spektri potrebni za kalibraciju detektora i procjenu neutronske doznog ekvivalenta u ravnini bolesnika i okolini bunkera linearnog akceleratora gdje se nalazi osoblje koje sudjeluje u ozračivanju bolesnika.

Kod procjene neutronske doznog ekvivalenta u osobnoj dozimetriji važno je uzeti u obzir način gradnje prostorije za zračenje. U Hrvatskoj, a i u ostalim zemljama u razvoju, financijska sredstva namijenjena izgradnji prostora za linearne akceleratora su ograničena. Stoga takvi prostori često nisu građeni isključivo za linearne akceleratora, nego se prenamjenjuju bunkeru ranije korišteni za uporabu uređaja s kobaltom ^{60}Co kao izvorom zračenja. U tom slučaju razlozi povećanog neutronske doznog ekvivalenta su prostorno ograničenje i materijali koji se ugrađuju kao zaštita od fotonske snopa, a koji postaju novi izvori fotoneutrona. Povećano neutronske zračenje može imati doprinos od 0,2-0,7 mSv godišnje u efektivnoj dozi izloženih radnika [13]. Posebna pažnja treba biti posvećena bunkerima za čiju su prenamjenu korišteni olovo ili čelik koji su izvori fotoneutrona. Potrebno je izvesti mjerenja i simulacije kako bi se procijenilo moguće dodatno ozračenje osoblja uzrokovano prenamjenom bunkera kako bi se isto moglo izbjeći ili umanjiti. Takva mjerenja prema našim spoznajama još nisu provedena. Osim dodatnog ozračenja osoblja neutronske kontaminacija fotonske snopa povećava i rizik od sekundarnih malignih oboljenja bolesnika zbog povećanog ozračenja zdravih tkiva. Ako se koriste energije fotonske snopa veće od 10 MeV za očekivati je da će neutroni ukupnoj dozi doprinijeti preko 1% za svaki fotonski snop [14]. Kako se današnja radioterapija izvodi s velikim brojem malih snopova očekujemo povećan neutronske doprinos ozračenju pacijenta. Zbog ovoga je važno ispitati na koji se način neutronske tok mijenja u ovisnosti o fotonskim snopovima, te u kojim slučajevima je neophodno neutronske ozračenje uključiti u ukupno ozračenje ciljnih volumena u radioterapiji ili kada je potrebno promijeniti terapijski plan zbog mogućeg povećanog neutronske ozračenja pacijenta.

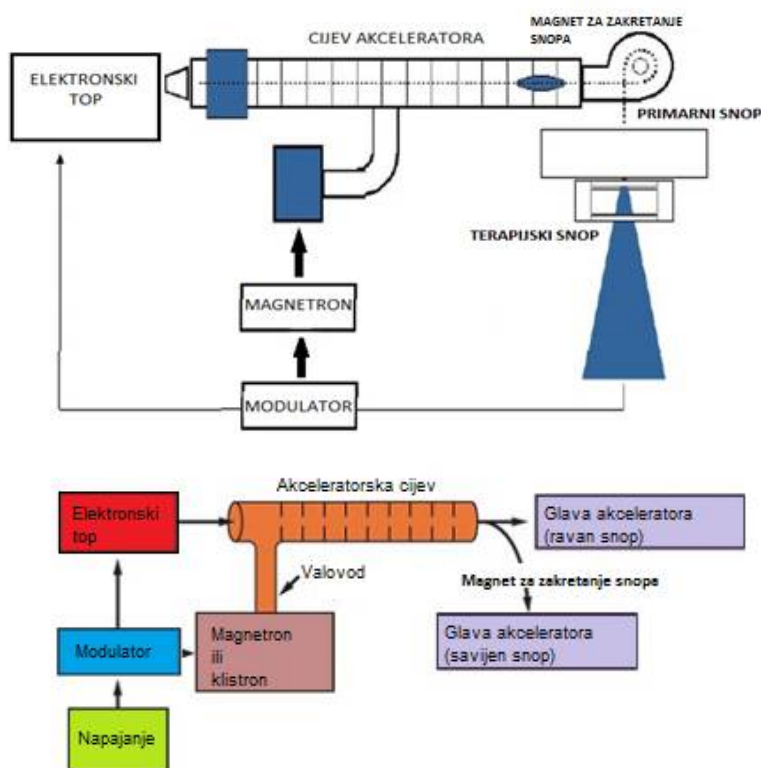
2. CILJEVI I HIPOTEZE ISTRAŽIVANJA

Ciljevi ovog rada su smanjiti mjerne nesigurnosti detektora nuklearnih tragova u neutronske dozimetriji megavoltnih snopova medicinskih linearnih akceleratora elektrona automatizacijom procesa očitavanja detektora. Također, cilj rada je i umanjiti mjernu nesigurnost detektora uzrokovanu energijskom ovisnošću detektora neutrona izlaganjem detektora neutronske toku poznate energijske raspodjele. Energijska raspodjela će se odrediti Monte Carlo simulacijom linearnih akceleratora i prostora u kojima su smješteni. Usporedbom mjerenja i simulacije cilj je odrediti i postoji li mogućnost određivanja energijske raspodjele direktno iz detektora analizom veličine i oblika tragova na detektorima. Na taj način dobila bi se mogućnost njihove primjene za osobnu dozimetriju i mjerenje ozračenja pacijenata u radioterapiji. Cilj je i procijeniti neutronske dozne ekvivalente kojim su izloženi bolesnici i medicinsko osoblje u modernoj radioterapiji malim snopovima. Mjerenje neutronske dozne ekvivalenta kojim su izloženi pacijenti u modernoj radioterapiji pokazat će vrijedi li hipoteza da postoji potreba za uključivanjem tog doprinosa u procjenu ukupne doze ciljnih volumena u radioterapiji ili će upozoriti na konfiguracije terapijskih planova gdje je povećan udio neutronske ozračenja u fotonskom snopu. Mjerenja neutronske dozne ekvivalenta kojim je izloženo osoblje pokazati će vrijedi li hipoteza o potrebi za neutronske osobnom dozimetrijom u modernoj radioterapiji i to posebno u prostorima koji nisu namjenski građeni za linearne akceleratori elektrona, odnosno gdje su akceleratori smješteni u prostore ograničene veličinom te je zaštita rađena primarno za fotonske snopove koristeći materijale visokog atomskog broja.

3. MATERIJALI I METODE

3.1 MEDICINSKI LINEARNI AKCELERATORI ELEKTRONA

Medicinski linearni akcelerator elektrona je uređaj koji koristi elektromagnetne valove u mikrovalnom području za ubrzavanje elektrona. Tako ubrzani elektroni koriste se za ozračivanje površinskih tumora. Kako bi se dobili fotonski snopovi uključuje se meta pa upadom elektrona na metu zakočnim zračenjem nastaju fotonski snopovi (X-zrake). Fotonskim snopovima ozračuju se tumori smješteni dublje u tijelu bolesnika. Kako bi se postigle visoke energije zračenja (do 21 MeV) nemoguće je ubrzavati elektrone razlikom potencijala, već se koriste mikrovalovi koji ubrzavaju elektrone u akceleratorskoj cijevi [1].



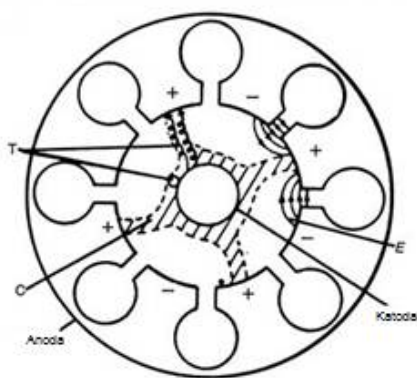
Slika 2. Prikaz dijelova linearnog akceleratora [1].

Na Slici 2. prikazana je shema linearnog akceleratora s njegovim osnovnim dijelovima. Modulator se napaja istosmjernom strujom i formiraju se visokonaponski pulsovi u trajanju od nekoliko mikrosekundi. Modulator te pulsove šalje istovremeno u elektronski top i magnetron ili klison. U magnetronu ili klisonu nastaju pulsni mikrovalovi koji se ubacuju pomoću valovoda u akceleratorsku cijev. U isto vrijeme elektroni nastali u elektronskom topu ubacuju se u akceleratorsku cijev. Akceleratoraska cijev je bakrena cijev čija je unutrašnjost

podijeljena bakrenim diskovima koji imaju otvore različitih veličina i međusobno se nalaze na različitim udaljenostima. Cijev je evakuirana. Elektroni ubačeni u akceleratoru cijev imaju početnu energiju od oko 50 keV i oni međudjeluju s elektromagnetskim poljem mikrovalova. Sinusoidalno električno polje predaje energiju elektrona ubrzavajući na način sličan surferu na morskim valovima [15].

Elektroni na izlasku iz akceleratorne cijevi imaju visoku energiju i formirani su u uzak snop (engl. pencil beam) promjera oko 3 mm. Niskoenergetski akceleratori (do 6 MV) imaju relativno kratke akceleratorne cijevi pa elektroni upadaju okomito na metu i nastaju X-zrake. Kod visokoenergetskih akceleratora akceleratorna cijev je postavljena horizontalno. Elektronski snop se savija za kut od 90 ili 270 stupnjeva u odnosu na akceleratoru cijev i udara na metu. Precizno savijanje elektronskog snopa postignuto je magnetima (engl. bending magnets) i fokusirajućim zavojnicama.

Izvor mikrovalova koji ubrzavaju elektrone može biti magnetron ili klistron. Magnetron stvara mikrovalne pulseve u trajanju od nekoliko mikrosekundi s frekvencijom od nekoliko stotina pulsova u sekundi. Frekvencija mikrovalova u svakom pulsu iznosi oko 3000 MHz. Magnetron je cilindričnog oblika s centralno smještenom katodom i vanjskom anodom s rezonantnim šupljinama načinjenim od bakra (Slika 3.).

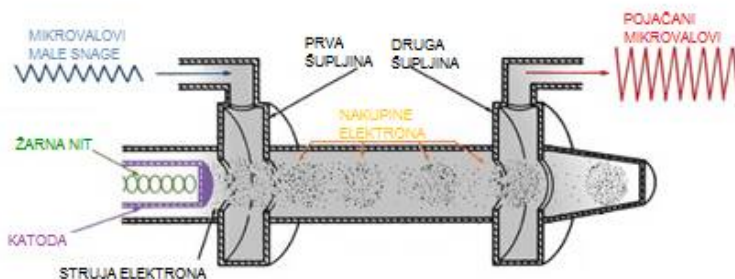


Slika 3. Shematski prikaz presjeka magnetrona [15].

Katoda i anoda nalaze se u vakuumu. Katoda generira elektrone termoionskom emisijom. Statično magnetsko polje primijenjeno je u smjeru okomitom na ravninu poprečnog presjeka šupljina i pulsno električno polje (istosmjerno) između katode i anode. Ono ubrzava elektrone od katode prema anodi. Istovremeno na njih djeluje i magnetsko polje pa se oni složenim

spiralnim putanjama kreću prema rezonantnim šupljinama i zrače energiju u obliku mikrovalova. Nastali mikrovalni pulsovi odvođe se valovodom u akceleratoru cijev.

Većina visokoenergetskih linearnih akceleratora ima ugrađen klistron. Klistron nije generator mikrovalova, već pojačalo mikrovalova. Za njegov rad potreban je mikrovalni oscilator male snage. Na Slici 4. prikazan je shematski presjek klistrona s dvije šupljine.



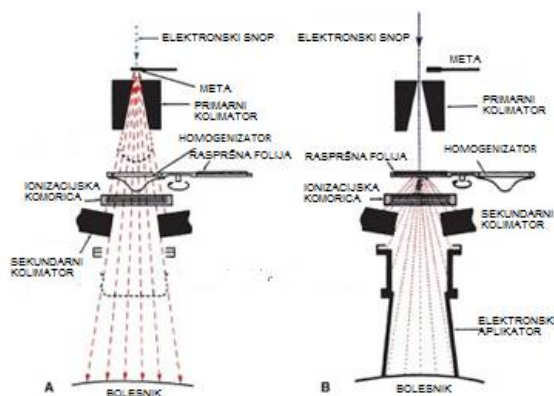
Slika 4. Shematski prikaz presjeka klistrona s dvije šupljine [15].

Elektrone nastale u katodi ubrzava negativni naponski puls u prvu šupljinu gdje na njih djeluju mikrovalovi male snage. U šupljini nastaje promjenjivo električno polje. Električno polje mijenja brzinu elektrona procesom koji se naziva brzinska modulacija (modulacija brzine). Neki elektroni su ubrzani, neki usporeni, a na nekima brzina ostaje nepromijenjena. Stvaraju se nakupine elektrona koje dopijevaju do druge šupljine gdje stvaraju električno polje. Elektroni se usporavaju i kinetička energija elektrona se pretvara u mikrovalove velike snage.

Uobičajeno je da linearni akceleratori imaju mogućnost ozračivanja elektronskim i fotonim snopovima. Energija elektronskih snopova označava se u MeV-ima (6, 9, 15...MeV) jer je elektronski snop prije udara na kožu bolesnika gotovo monoenergetski. Rendgenski snop je energetski heterogen i njegova se energija navodi u megavoltima (6, 10...MV) jer zakočnim zračenjem na meti nastaje spektar fotona s energijama do 6, 10...MeV.

U elektronskom načinu rada akceleratora elektronski snop, koji je oko 3 mm u promjeru na izlasku iz cijevi, udara na raspršnu foliju kako bi se dobio uniformni elektronski tok u snopu zračenja. Folija je metalna, načinjena gotovo u potpunosti od olova, debljine takve da elektroni s njom međudjeluju raspršenjem, a ne zakočnim zračenjem. Ipak, mali dio energije je pretvoren u raspršeno zračenje sudarima elektrona u sustavu za kolimaciju snopa.

U fotonskom načinu rada akceleratora elektronski snop upada na metu, a raspršna folija se zamjenjuje homogenizatorom (Slika 5.). Dijelovi glave akceleratora napravljeni su od materijala visoke gustoće kao što su olovo i volfram. Sadrži metu, raspršnu foliju, homogenizator (engl. flattening filter), ionizacijske komorice, pomični i nepomični kolimator i sustav za projekciju svjetlosnog snopa (Slika 5.).



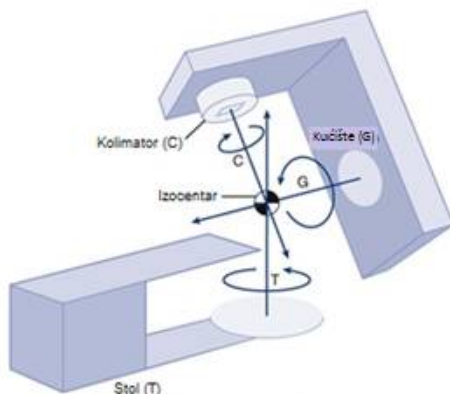
Slika 5. Dijelovi glave akceleratora: A) fotonski način rada, B) elektronski način rada [15].

Fotonski snop nastao udarom elektrona na metu nema ravnomjerno raspoređen intenzitet. Stoga je homogenizator umetnut u snop. Homogenizator je obično napravljen od olova, volframa, čelika, aluminija, urana. Točan sastav homogenizatora poslovna je tajna i proizvođač ju ne navodi u specifikacijama uređaja. Prolaskom kroz homogenizator intenzitet snopa postaje ravnomjerno raspoređen.

Nakon izlaska iz cijevi terapijski snop je kolimiran primarnim kolimatorom koji se nalazi odmah ispod mete (Slika 5.). U elektronskom načinu rada homogenizator i meta su izmaknuti iz snopa. Snop zatim prolazi kroz ionizacijske komorice čija je uloga pratiti brzinu doze, ukupnu dozu i simetriju snopa. Nakon prolaska kroz komorice snop je kolimiran pomičnim kolimatorom koji se sastoji od dva para olovnih ili volframovih blokova. Njima je moguće oblikovati snopove zračenja veličina od $0 \times 0 \text{ cm}^2$ do $40 \times 40 \text{ cm}^2$. To su projicirane veličine snopa na standardnoj udaljenosti 100 cm od izvora zračenja (žarišne točke na meti). Osim standardnih kolimatora, današnji akceleratori sadrže i višelamelarne kolimatore koji omogućuju snopove koja nisu samo pravokutni u svom presjeku, već i nepravilnih oblika. Veličina snopa provjerava se svjetlosnim snopom čiji se izvor nalazi u glavi akceleratora.

Elektroni se raspršuju u zraku pa su za kolimaciju elektronskih snopova potrebni dodatni kolimatori koji kolimiraju snop blizu kože bolesnika.

Kućište (engl. gantry) linearnog akceleratora rotira oko horizontalne osi. Os oko koje rotira kolimator poklapa se sa centralnom osi snopa i okomita je na os kućišta. Sjecište osi kućišta i osi kolimatora naziva se izocentar (Slika 6.).



Slika 6. Prikaz rotacije kućišta, kolimatora i izocentra [16].

3.2 NEUTRONI

3.2.1 NASTANAK NEUTRONA

Jezgra atoma može apsorbirati energiju visokoenergetskih fotona ili elektrona i emitirati neutron. Energija fotona ili elektrona mora biti veća od minimalne energije potrebne za izbacivanje neutrona iz jezgre. Minimalna energija potrebna za izbacivanje neutrona smanjuje se s atomskim brojem i za većinu elemenata koji imaju atomski broj veći od atomskog broja ugljika, iznosi između 6 i 16 MeV [13].

U fotonuklearnim reakcijama udarni presjek za nastanak neutrona raste s povećanjem energije fotona, doseže svoju maksimalnu vrijednost i nakon toga se smanjuje što je obilježje rezonantne reakcije. Ovisno o tome sastoji li se meta od lakih ili teških elemenata, energija fotona za koju će udarni presjek imati maksimalnu vrijednost iznosi 13-25 MeV. Udarni presjek za međudjelovanja neutrona u većini materijala ovisi o energiji neutrona i obično je najveći za male energije neutrona.

Naletom elektrona na jezgru atoma nastaju neutroni kroz elektronuklearne reakcije. Doprinos elektronuklearnih reakcija je zanemariv jer je udarni presjek tih reakcija malen, oko 137 puta manji od udarnog presjeka za fotonuklearne reakcije [17]. Inače, u radioterapiji linearnim

akceleratorima, većina bolesnika se ozračuje fotonskim snopovima jer je elektronskim snopovima moguće dobro ozračiti samo tumore smještene na koži ili nekoliko centimetara ispod kože. Neutroni mogu nastati i kroz druge fotodezintegracijske procese (fotonuklearne reakcije) kao što su $(\gamma, 2n)$ i (γ, pn) ili kroz fisije uzrokovane fotonima ili elektronima. Reakcije (γ, n) glavni su uzrok neutronske kontaminacije u radioterapiji jer je njihov udarni presjek puno veći od udarnih presjeka ostalih reakcija. U bunkerima u kojima su smješteni linearni akceleratori izvor fotoneutrona može biti bilo koji materijal na koji upada fotonski snop. Najvažniji izvori neutrona su materijali koji se nalaze u glavi linearnog akceleratora, a to su meta, homogenizator i sustav za kolimaciju fotonskog snopa jer su načinjeni od materijala visokog atomskog broja i tok fotona je na tim mjestima velik [18]. Ostali izvori fotoneutrona su zidovi bunkera, pod, zrak i bolesnik kojeg se ozračuje. Njihov doprinos ukupnoj neutronske kontaminaciji je manji [18]. Daljnje raspršenje ili apsorpcija nastalih neutrona ovisit će o njihovoj energiji i materijalu na koji upadaju.

U energetske raspodjeli neutrona nastalih fotonuklearnim reakcijama postoji izražen maksimum na energiji oko 1 MeV koji odgovara neutronima nastalim u evaporacijskim procesima. Na višim energijama postoji manje izražen maksimum koji odgovara neutronima nastalim u direktnim reakcijama. U direktnim reakcijama foton i jezgra su unutar dometa nuklearnih sila kratko vrijeme pa upadni foton međudjeluje samo s jednim nukleonom. U evaporacijskim procesima foton i jezgra su unutar dometa nuklearnih sila dovoljno dugo pa dolazi do međudjelovanja više nukleona. Srednja energija neutronske spektre nastalog u (γ, n) reakcijama iznosi nekoliko MeV-a, no u ravni bolesnika, zbog prolaska neutrona kroz glavu akceleratora, raspodjela energije je kompleksnija i ima manju srednju energiju. Prolaskom kroz zidove bunkera neutronske spektar se mijenja, a srednja energija mu se smanjuje. Kutna raspodjela neutrona smatra se izotropnom. Direktni neutroni, čija je kutna raspodjela ovisna o $\sin^2\theta$ (θ je kut između smjera fotona i neutrona) predstavljaju samo mali dio spektra za razliku od evaporacijskih neutrona koji su emitirani izotropno [18].

3.2.2 MEĐUDJELOVANJA NEUTRONA

Neutron prodire duboko u materiju jer je električki neutralan pa je njegovo međudjelovanje s materijom slabo. Suprotno od X-zraka koje dominantno međudjeluju s elektronima, neutron međudjeluje s jezgrom. Udarni presjek međudjelovanja ovisi o energiji neutrona i sastavu materijala s kojim međudjeluje. U međudjelovanju s materijom neutron može potpuno nestati ili mu se može promijeniti energija ili smjer. Međudjelovanja neutrona s materijom mogu se podijeliti na elastična raspršenja i reakcije apsorpcije gdje se reakcije apsorpcije mogu

podijeliti na emisije čestica, uhvat i neelastično raspršenje. Vjerojatnost reakcija ovisi o energiji neutrona. S obzirom na energiju, neutrone se može podijeliti:

1. Spori (termalni) neutroni – energija im je manja od 0,5 eV.
2. Neutroni srednjih energija – energija im je veća od 0,5 eV, a manja od 10 keV
3. Brzi neutroni – energija im je veća od 10 keV [19].

Sporni neutroni su u toplinskoj ravnoteži s okolinom i podliježu Maxwelllovoj raspodjeli toplinskog gibanja koja je karakteristična za temperaturu medija u kojem se nalaze. Iako je najvjerojatnija kinetička energija neutrona na temperaturi od 20°C 0,025 eV, svi neutroni energije manje od 0,5 eV svrstavaju se u termalne. Razlog tomu je eksperimentalni test koji se izvodi s filtrom od kadmija debljine 1 mm koji apsorbira gotovo sve neutrone energije manje od 0,5 eV, ali propušta one veće energije. Takav filtar koristi se u detektorima neutrona kao „cutoff“ filtar za neutrone niskih energija. Sporni neutroni imaju veći efektivni udarni presjek od brzih neutrona i zato ih jezgra atoma s kojim se sudare može lako apsorbirati pri čemu nastaje teži, često nestabilni, izotop.

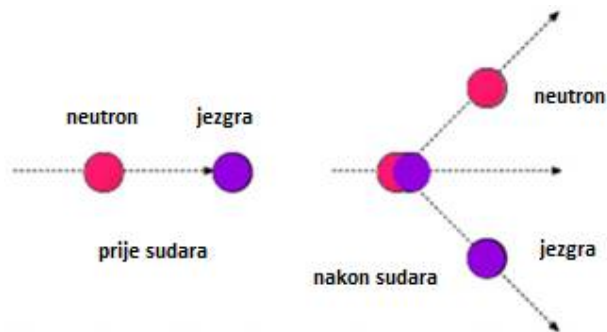
Neutroni energija iznad 0,5 eV, ali ispod 10 keV nazivaju se neutroni srednjih energija. Ispod 10 keV doza je uglavnom posljedica gama zraka nastalih nakon uhvata neutrona na vodik. Kod neutrona energije iznad 10 keV doza u ljudskom tijelu uglavnom je uzrokovana protonima koji su emitirani nakon elastičnih raspršenja neutrona na molekulama vodika.

3.2.3 ELASTIČNO RASPRŠENJE

Elastično raspršenje neutrona (n, n) je važno međudjelovanje za detekciju brzih neutrona i neutrona srednjih energija u većini lakših jezgri kojom se neutroni termaliziraju. Neutron međudjeluje s jezgrom metom nakon čega mu se mijenja smjer i smanjuje kinetička energija (Slika 7.). Energija koju izgubi neutron prenesena je jezgri i definirana izrazom:

$$E_{tr} = E_n \frac{4A}{(1+A)^2} \cos^2 \theta \quad (1)$$

Gdje je E_{tr} prenesena energija, A masa jezgre mete, E_n upadna energija neutrona i θ kut pod kojim se raspršuje jezgra u odnosu na smjer upadnog neutrona.



Slika 7. Elastično raspršenje neutrona [20].

Prema formuli (1) energija koju dobije jezgra raste sa sve većom energijom upadnog neutrona. Spori neutroni mogu elastičnim raspršenjem jezgri prenijeti samo malo energije. Neutroni većih energija prenose više energije i nakon više sudara se usporavaju. Prenesena energija ovisi i o kutu raspršenja θ i ona je maksimalna za kut 0° , kada je smjer odbijene jezgre jednak smjeru upadnog neutrona. Prijenos energije u jednom sudaru će biti to veći što je masa odbijene jezgre manja, tj. prijenos energije je maksimalan za vodik. Zbog toga se vodik koristi kao zaštitni materijal od neutronskog ozračenja. Međudjelovanje s vodikom je bitno i zato što se u tkivima nalaze velike količine vodika i njegovo međudjelovanje s neutronima uzrok je najvećeg doprinosa apsorbiranoj dozi od neutronskog ozračenja.

3.2.4 REAKCIJE APSORPCIJE

U reakcijama apsorpcije upadni neutron nestaje u jezgri i dolazi do emisije sekundarnog zračenja. Sekundarno zračenje mogu biti nabijene čestice, fotoni nastali radijativnim uhvatom neutrona (n, γ) ili drugi neutron nastao neelastičnim raspršenjem (n, n'). Za spore neutrone i neutrone srednjih energija u većini materijala dominantna reakcija apsorpcije je radijativni uhvat neutrona. Energija gama zraka nastalih u hvatom neutrona je bitna vrijednost kod izgradnje zaštite od neutrona. Za brze neutrone karakteristične su reakcije u kojima dolazi do emisije čestica. Emitirane čestice mogu biti protoni, deuteroni (jezgre deuterija), alfa čestice, odbijene jezgre ili produkti fisije. U nekim slučajevima jezgra može nakon reakcije ostati u pobuđenom stanju i emitirati gama zrake. Za brze neutrone bitna je i reakcija neelastičnog raspršenja u kojoj se neutron trenutno apsorbira u jezgri i emitira sa smanjenom energijom. Nakon raspršenja jezgra je u pobuđenom stanju i emitira gama zrake. Prag ove reakcije ovisi o materijalu i za lakše jezgre iznosi nekoliko MeV-a. Neelastično raspršenje ima ulogu u zaštiti od brzih neutrona.

3.2.5 NEUTRONI U OKOLINI LINEARNIH AKCELERATORA

Kod medicinskih linearnih akceleratora s fotonskim snopovima energija većih od 10 MV u obzir se mora uzeti neutronska komponenta koja nastaje u međudjelovanjima fotona s kolimatorima, metom, homogenizatorom i ostalim materijalom koji se nađe na putu fotonskog snopa. Olovo, volfram i ostali materijali visokog atomskog broja koji se nalaze u glavi akceleratora dobra su zaštita od fotona, ali ne i neutrona. No, zbog (n, p) i (n, 2n) reakcija, te ostalog neelastičnog raspršenja teški metali smanjuju srednju energiju neutrona u okolini linearnih akceleratora [21].

Neutronske tokove u bilo kojoj točki bunkera linearnog akceleratora sastoji se od direktnih ϕ_d , raspršenih ϕ_{sc} i termalnih ϕ_{th} neutrona:

$$\varphi = \varphi_d + \varphi_{sc} + \varphi_{th} \quad (2)$$

Prema McCall et al. [22] i [23]:

$$\varphi = \frac{Q_N}{4\pi d^2} + \frac{5.4Q_N}{S} + \frac{1.26Q_N}{S} \quad (3)$$

Q_N je jakost prividnog neutronske izvora izražena brojem neutrona emitiranih iz glave akceleratora po jedinici fotonske doze u izocentru. Q_N ovisi o jakosti neutronske izvora Q : Q_N je jednak Q za akceleratorsku glavu sa zaštitom od olova, a $0,85Q$ za zaštitu od volframa. Za većinu linearnih akceleratora podatak o jakosti neutronske izvora moguće je naći u literaturi. Udaljenost promatrane točke od izvora označava se s d . S je ukupna površina svih zidova vidljivih iz izocentra. Prolaz od kontrolne sobe do prostorije u kojoj se nalazi akcelerator, a koji se naziva labirint, nije uključen u jednadžbu.

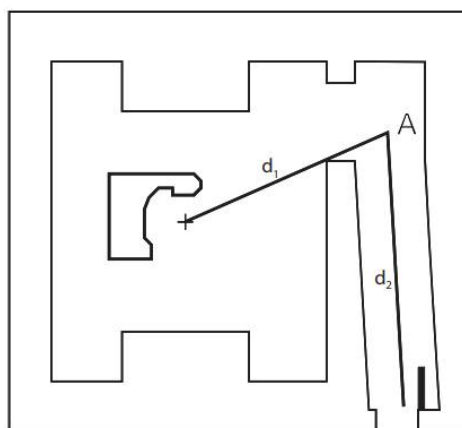
Iako s porastom nominalnog napona akceleratorne cijevi raste i broj nastalih neutrona, za linearne akceleratorne s energijama od 10 MV do 25 MV srednja energija direktnih neutrona koji izlaze iz glave akceleratora nije puno veća od 1 MeV, a srednja energija neutrona raspršenih o zidove bunkera je oko 0,24 MeV. Ako se izuzmu termalni neutroni, srednja energija neutrona je oko 0,34 MeV [21].

Brzi neutroni su učinkovito atenuirani materijalima s velikim udjelom vodika. Beton ima relativno velik udio vodika jer mu je težinski udio vode 4-5%. Debljina betona dovoljna za smanjivanje intenziteta neutronske zračenja sa srednjom energijom 0,34 MeV na desetinu vrijednosti početnog intenziteta (engl. TVL – tenth value layer) iznosi 210 mm. To je otprilike polovina TVL-a u betonu visokoenergetske fotonske snopove (10-25 MV), a koja iznosi 400-

500 mm. Betonske barijere mogu biti različitih gustoća i to će imati utjecaj na transmisiju fotona, ali ne i neutrona. Dakle, ako je betonska zaštita dovoljno dobra za fotone, bit će dovoljna i za neutrone. Ako je u izgradnji bunkera kao zaštita od fotonskog zračenja korišten materijal visokog atomskog broja kao što su olovo ili željezo, zaštitna barijera koja je dovoljna za fotone ne mora biti dovoljno dobra za neutrone. Neutroni će se usporiti u metalu nakon kojega je potrebno dodati sloj materijala koji će ih apsorbirati.

3.2.6 NEUTRONSKI DOZNI EKVIVALENT NA ULAZU U LABIRINT

U bunkerima u koje su smješteni linearni akceleratori postoje labirinti čija je uloga smanjiti dozni ekvivalent na ulazu u bunker. Dozni ekvivalent na ulazu u bunker dolazi od raspršenih fotona, fotona propuštenih kroz zaštitne materijale, raspršenih neutrona i fotona nastalih uхватom neutrona na zidovima i vratima labirinta. Za linearne akceleratore energija većih od 10 MV dominantan doprinos doznom ekvivalentu na ulazu u labirint ima neutronska komponenta.



Slika 8. Tlocrt tipičnog bunkera linearnog akceleratora [21].

Neutronske dozne ekvivalente u bilo kojoj točki bunkera ovisi o udaljenosti točke A unutar labirinta do izocentra (d_I) (Slika 8.), ukupnoj površini unutarnje strane bunkera (S), površini unutrašnjeg ulaza u labirint (A_r) i poprečnom presjeku labirinta (S_l). Osim o geometrijskim karakteristikama bunkera, neutronske dozne ekvivalente ovisi o energiji fotonskog snopa, kutu pod kojim je kućište u trenutku ozračivanja i veličini fotonskog snopa. Ukupni neutronske tok u točki A prema izrazu (3) ovisi o d_I , S i Q_N . Neutronske dozne ekvivalente je to manji što je veća udaljenost d_I ili veća površina unutrašnjeg ulaza u labirint A_r . Isto tako, izgradnjom većeg bunkera moguće je smanjiti neutronske dozne ekvivalente u točki A .

Neutronske dozne ekvivalente smanjuje duž labirinta i labirint duljine 5-7,5 m je dovoljan kako bi se smanjio intenzitet zračenja za 90 % (tenth value layer, T_N – definicija u poglavlju 3.2.5.) kod većine medicinskih linearnih akceleratora. Duljina labirinta ovisi i o poprečnom presjeku labirinta. Labirint koji ima manji poprečni presjek omogućit će veći broj međudjelovanja između neutrona i zidova i time smanjiti neutronske dozne ekvivalente na ulazu u labirint. U takvom slučaju moguće je izgraditi i kraći labirint. Neutronske dozne ekvivalente u labirintu je najveći kad je glava akceleratora u položaju najbližem unutrašnjem ulazu u labirint jer se nastali neutroni šire u svim smjerovima, a materijali s visokim atomskim brojem koji se nalaze u glavi aparata imaju mali utjecaj na njihovo zaustavljanje. Neutronske dozne ekvivalente je najmanji kad se glava aparata nalazi u položaju najdaljem od ulaza u labirint iako to može biti slučaj u kojem fotonski snop udara na ulaz u labirint. Omjer neutronske dozne ekvivalente u ova dva slučaja može biti i 2. U slučaju kada je fotonski snop usmjeren prema dolje, neutronske dozne ekvivalente je nešto veći od srednje vrijednosti ekvivalenta u ekstremnim položajima aparata. Neutronske dozne ekvivalente će biti veći i ako je snop zračenja manji. Kod izrade zaštite od neutronske doze uzima se konzervativan pristup u kojem je položaj glave akceleratora sa snopom usmjerenim prema dolje i zatvorenim kolimatorima.

Empirijsku formulu za izračunavanje neutronske dozne ekvivalente na ulazu u labirint bunkera dao je Kersey [21]:

$$D_n = H_1 \cdot 10^{-3} \cdot \frac{A_r}{S_1} \cdot \left(\frac{1}{d_1}\right)^2 \cdot 10^{-\frac{d_2}{5}} \quad (4)$$

D_n je neutronske dozne ekvivalente na ulazu u labirint, mjerna jedinica je Sv po Gy fotonske doze u izocentru. H_1 je neutronske dozne ekvivalente na udaljenosti 1 m od izvora fotonskog snopa (mete), mjerna jedinica je mSv po Gy fotonske doze u izocentru. A_r i S_1 su izraženi u m^2 . A_r je površina prolaza iz labirinta u prostoriju u koju je smješten akcelerator, a S_1 je poprečni presjek labirinta. d_1 je udaljenost u metrima od izocentra do točke A u labirintu (Slika 8.). d_2 je udaljenost u metrima od točke A do vanjskog ulaza u labirint (Slika 8.).

Alternativnu formulu za izračun neutronske dozne ekvivalente razvili su Wu i McGinley [21]:

$$D_n = 2.4 \cdot 10^{-15} \cdot \varphi_A \cdot \sqrt{\frac{A_r}{S_1}} \cdot \left[1.64 \cdot 10^{-\left(\frac{d_2}{1.9}\right)} + 10^{-\left(\frac{d_2}{T_N}\right)} \right] \quad (5)$$

D_n je neutronska doza ekvivalentna na ulazu u labirint, mjerna jedinica je Sv po Gy fotonske doze u izocentru. ϕ_A je neutronska struja dan jednačinom (3). T_N je debljina sloja, u ovom slučaju zraka, koja će smanjiti početni intenzitet neutronske zračenja na desetinu vrijednosti. Izračunava se prema formuli:

$$T_N = 2.06 \cdot \sqrt{S_1} \quad (6)$$

A_r je površina prolaza iz labirinta u prostoriju u koju je smješten akcelerator, a S_l je poprečni presjek labirinta. d_2 je udaljenost u metrima od točke A do vanjskog ulaza u labirint.

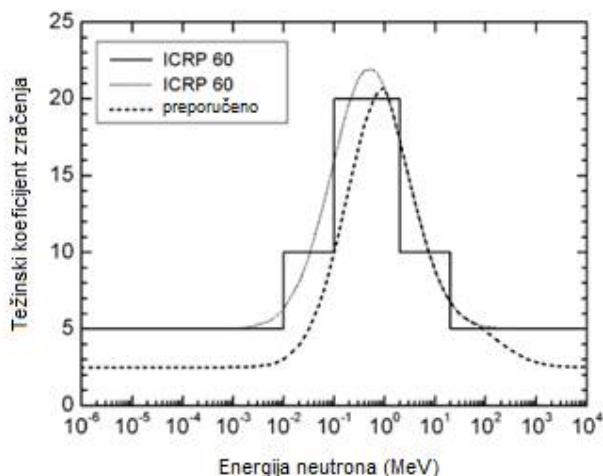
Kerseyjeva i Wu-McGinleyeva formula ((4) i (5)) daju pouzdane procjene neutronske dozne ekvivalenta na ulazu u labirint. Kerseyjeva formula daje konzervativnije procjene, tj. precijenjuje dozni ekvivalent. Wu-McGinleyeva formula daje točnije rezultate, posebno u slučajevima kada dimenzije bunkera odstupaju od standardnih [21].

3.2.7 TEŽINSKI KOEFICIJENT NEUTRONSKE ZRAČENJA

Ekvivalentna doza u tkivu T od zračenja vrste R dana je izrazom:

$$H_T = \sum_R D_{T,R} w_R \quad (7)$$

$D_{T,R}$ je srednja apsorbirana doza u tkivu T , a w_R težinski koeficijent zračenja [24]. Ekvivalentna doza je dozimetrijska veličina koja opisuje biološki učinak određene vrste ionizirajućeg zračenja u nekom tkivu. Biološki učinak mjera je za oštećenja koja nastaju djelovanjem zračenja na tkivo, veća biološka učinkovitost znači i više oštećenja u tkivu. Težinski koeficijenti zračenja utemeljeni su na eksperimentalnim rezultatima za relativnu biološku učinkovitost jedne vrste zračenja u odnosu na drugu (npr. neutrona u odnosu na fotone). Biološka učinkovitost neutrona koji upadaju na ljudsko tijelo jako je ovisna o energiji upadnih neutrona jer o energiji upadnih neutrona ovisi kakvo će biti sekundarno zračenje, tj. do kojih će reakcija doći u ljudskom organizmu. Što je energija neutrona manja, povećava se broj sekundarnih fotona nastalih apsorpcijom neutrona. Povećanjem energije neutrona dolazi do većeg nastanka sekundarnih protona. Kod viših energija neutrona nastaju teže nabijene čestice.



Slika 9. Težinski koeficijent zračenja w_R u odnosu na energiju neutrona [24].

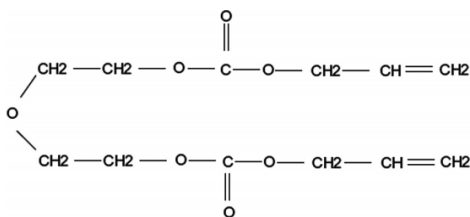
Funkcija koja opisuje odnos težinskog koeficijenta zračenja i energije neutrona dana je kao stepenasta funkcija u ICRP-ovoj publikaciji 60 (Slika 9.), ali u praksi se koristi kontinuirana funkcija i sve međunarodne preporuke navode kontinuiranu funkciju. Funkcija ima maksimum za neutrone energije 1 MeV i on iznosi 20. Ta vrijednost je uzeta kao predstavnik vrijednosti dobivenih za radiobiološku učinkovitost u više eksperimenata u kojima se pratio razvoj karcinoma na malim životinjama. Za energije manje od 1 MeV-a pomak vrijednosti funkcije prema nižim vrijednostima, tj. smanjenje težinskog koeficijenta zračenja, objašnjava se većim utjecajem sekundarnih fotona nastalih uglavnom u $H(n, \gamma)$ reakcijama na radiobiološku učinkovitost, nego što je utjecaj sekundarnih nabijenih čestica, uglavnom protona. Fotoni imaju manju radiobiološku učinkovitost pa se ukupna radiobiološka učinkovitost neutrona smanjuje. Dominantan utjecaj sekundarnih fotona smanjuje radiobiološku učinkovitost. Razlog tomu bili su eksperimentalni podaci dobiveni na malim životinjama koji su se koristili kao osnova. No, utjecaj sekundarnih fotona na dozu je veći kod ljudi, tj. ovisi o veličini tijela. Računalni podaci bili su dobiveni izračunima za sferu i tek su podaci dobiveni na antropomorfnim fantomima pokazali kako je težinski koeficijent zračenja niži za neutrone energija manjih od 1 MeV. Za neutrone energija većih od 1 MeV podaci dobiveni eksperimentima na životinjama i stanicama pokazuju kontinuirani pad težinskog koeficijenta s povećanjem energije neutrona.

3.3 ČVRSTI DETEKTORI NUKLEARNIH TRAGOVA

Općenito, neutroni se detektiraju pomoću nuklearnih reakcija iz kojih nastaju nabijene čestice poput protona, alfa čestica itd. Svi oblici neutronske detektora uključuju kombinaciju materijala pogodnih za takvu reakciju i određenog detektora, npr. čvrstog detektora nuklearnih tragova. U eksperimentalnom dijelu ovog rada za detekciju neutronske zračenja korišteni su čvrsti detektori nuklearnih tragova. Detektori su napravljeni od konverzijske folije koja sadrži ^{10}B i CR-39 koji bilježi alfa čestice nastale nakon uhvata neutrona na konverzijskoj foliji. Prednost ovakvih detektora je u tome što je rukovanje njima jednostavno, mali su i lagani. Ovakvi detektori su pasivni, ne zahtijevaju poseban izvor energije. Nakon obrade moguće ih je pohraniti i čuvati. Nakon izlaganja zračenju detektor se jednostavno deaktivira razdvajanjem konverzijske folije od detektora nuklearnih tragova. Tragovi na detektoru postaju vidljivi nakon jetkanja (nagrizanja površine materijala kiselinom ili lužinom) te ih je moguće izbrojati na mikroskopu ili pomoću automatiziranog sustava brojanja. Nakon obrade detektore je moguće je pohraniti i čuvati.

3.3.1 CR - 39

Prolaskom nabijene čestice kroz mnoge materijale nastaju oštećenja čime ti materijali postaju detektori, a oštećenja tragovi koji se mogu brojati i analizirati kako bi se dobile informacije o zračenju koje upada na taj materijal. Ovaj učinak je posebno naglašen kod materijala s dugim molekulama, tj. polimerima. Osim što je se sastoji od dugih molekula, materijal mora biti dielektrik jer u poluvodičima i vodičima tragovi nisu stabilni zbog procesa rekombinacije. CR-39 je skraćeno ime materijala „Columbia Resin 39“ jer je bio 39-ti u nizu plastičnih polimera razvijanih 40-tih godina prošlog stoljeća. Cilj je bio razviti otpornu smolu koja s porastom temperature neće gubiti na tvrdoći. Prva primjena CR-39 je bila u ratnoj industriji za izradu spremnika za gorivo u bombarderima. Kasnije se počeo upotrebljavati u optici za izradu leća, u detekciji zračenja i drugdje. CR-39 je po svom kemijskom sastavu polialil-diglikol-karbonat (skraćena PADC). Njegova formula je $\text{C}_{12}\text{H}_{18}\text{O}_7$, a struktura je prikazana na Slici 10.

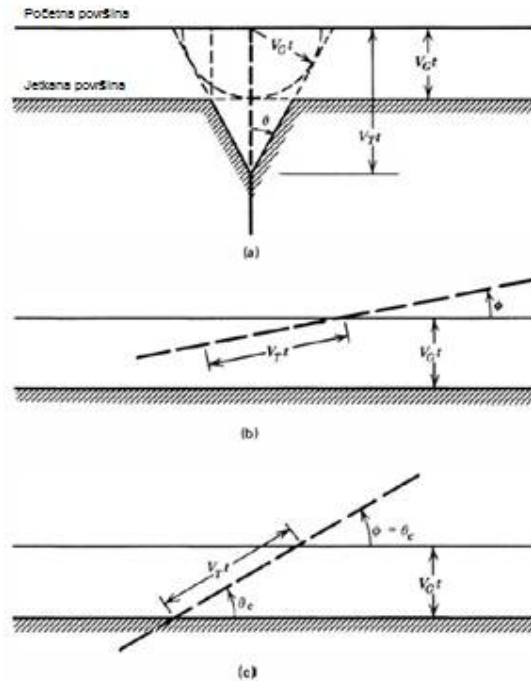


Slika 10. Prikaz monomera alil-diglikol-karbonata [25].

3.3.2 NASTANAK TRAGOVA

Teorija koja u potpunosti opisuje nastanak tragova u polimerima koji se koriste za detekciju zračenja nije u potpunosti dovršena. Opće je prihvaćeno mišljenje kako prolazak nabijene čestice uzrokuje kidanje dugih polimerskih lanaca.

Princip rada čvrstih detektora nuklearnih tragova zasniva se na činjenici da nabijena čestica prolaskom kroz materijal uzrokuje ionizaciju i ekscitaciju u materijalu. Primarna ionizacija će pokrenuti niz kemijskih reakcija. Nabijena čestica koja upada na površinu materijala međudjeluje Coulombovom silom s nabijenim česticama u materijalu (elektronima i jezgrama) od kojih su najvažnija međudjelovanja koja se događaju najbliže putanji upadne čestice. Međudjelovanja s elektronima češća su od međudjelovanja s jezgrama. Upadna čestica (alfa čestica) ima puno veću masu od elektrona pa se njezina putanja u sudarima s elektronima ne mijenja značajno, tj. može se aproksimirati ravnom crtom. Ako upadna čestica koja ima malu energiju međudjeluje s jezgrom njezina putanja može biti značajno otklonjena u odnosu na upadni smjer. Prva faza u kojoj nabijena čestica predaje energiju atomima materijala na koji upada traje kratko, reda veličine nekoliko pikosekundi. Slobodni elektroni nastali u tom međudjelovanju usporavat će se kroz niz ionizacija i ekscitacija u materijalu u kojima će nastati dodatni slobodni elektroni. Ako neki od njih imaju dovoljno veliku energiju, oni će se udaljiti od mjesta nastanka i time formirati delta zrake. Dakle, duž putanje nabijene čestice nastat će kemijski reaktivno područje sa slobodnim elektronima i slobodnim radikalima koje se naziva oštećeno područje ili latentni trag. Ako se materijal s latentnim tragovima izloži kemijski agresivnim otopinama (NaOH ili KOH), kemijska reakcija će biti intenzivnija duž latentnog traga. Takva otopina će većom brzinom prodirati duž latentnog traga, nego što će uklanjati površinske slojeve detektora. Ovaj proces uklanjanja površinskih slojeva detektora i povećanja oštećenih područja naziva se jetkanje. Jetkanjem će od latentnih tragova nastati stvarni tragovi na detektoru koji su vidljivi pod optičkim mikroskopom. Na Slici 11. detaljno je prikazan model jetkanja traga u detektoru.



Slika 11. Model jetkanja: (a) kad je latentni trag okomit na površinu detektora, (b) kad je latentni trag pod kutom $\varphi < \theta_c$ i (c) kad je latentni trag pod kritičnim kutom θ_c [26].

U prvom slučaju na Slici 11. latentni trag je okomit na površinu detektora. Neoštećena površina detektora jetka se brzinom V_G (Slika 11.(a)). Brzina jetkanja duž traga V_T ima vrijednost veću od brzine jetkanja površine V_G . U takvim uvjetima nastat će udubina na detektoru u obliku stošca kojem se glavna os nalazi duž traga. Ovaj model je grub jer ne uzima u obzir promjenu brzine jetkanja koja nastaje zbog trošenja otopine niti činjenicu da se latentni tragovi međusobno razlikuju u stupnju oštećenja. Ipak, model je pogodan je za objašnjenje većine pojava kod jetkanja. Na primjer, tragovi koji zatvaraju mali kut s površinom bit će izbrisani u procesu jetkanja jer je brzina jetkanja neoštećene površine veća od brzine jetkanja duž latentnog traga (Slika 11(b)). Koristeći ovaj model može se pokazati da upadni kut mora biti veći od kritičnog kuta θ_c kako latentni trag ne bi nestao u procesu jetkanja. Kritičan kut dan je izrazom

$$\theta_c = \arcsin\left(\frac{V_G}{V_T}\right) \quad (8)$$

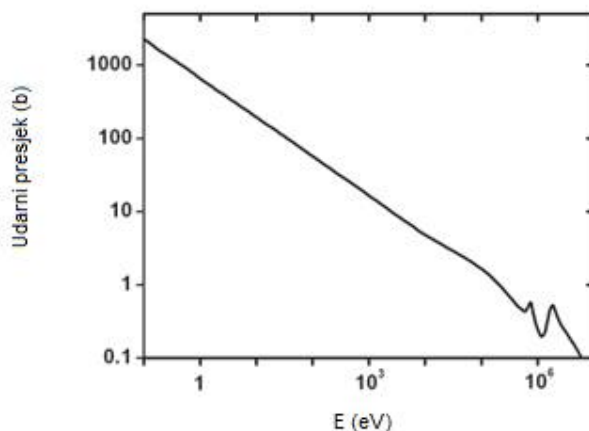
Za CR-39 kritični kut iznosi oko 30° [27].

3.3.3 REAKCIJA $^{10}\text{B}(n,\alpha)$

Kao što je već bilo navedeno, u ovom radu korišteni detektori napravljeni su od konverzijske folije koja sadrži ^{10}B i CR-39 koji bilježi alfa čestice nastale nakon uhvata neutrona na konverzijskoj foliji. Upadom neutrona na ^{10}B dolazi do reakcije:



Produkti reakcije su alfa čestica i litij koji može biti u pobuđenom ili osnovnom stanju. Pobuđene jezgre litija imaju poluživot od otprilike 10^{-13}s . Ako reakcije uzrokuju termalni neutroni, u 94% reakcija nastali litij biti će u pobuđenom stanju, a svega u 6% reakcija u osnovnom. U oba slučaja Q-vrijednost reakcije je jako velika (2,792 ili 2,310 MeV) u odnosu na energiju upadnog neutrona pa je kinetička energija produkata zapravo sama Q-vrijednost. Kinetička energija upadnog neutrona je „utopljena“ u puno veću energiju koja nastaje reakcijom pa je nemoguće saznati njezinu vrijednost [26]. Produkti reakcije moraju imati ukupnu količinu gibanja gotovo jednaku nuli jer je ukupna količina gibanja čestica prije reakcije jako mala. Posljedično, oba produkta reakcije (Li i α) moraju biti emitirana u suprotnim smjerovima. Energije alfa čestice i litija mogu se izračunati iz zakona o očuvanju energije i količine gibanja. U slučaju kada nastaje litij u pobuđenom stanju energije iznose $E_{\text{Li}}=0,84 \text{ MeV}$ i $E_{\alpha}=1,47 \text{ MeV}$. Kada nastaje litij u osnovnom stanju energije produkata su 21% veće.



Slika 12. Ukupni udarni presjek neutrona na boru u ovisnosti o energiji neutrona [6].

Na Slici 12. prikazan je ukupni udarni presjek neutrona za reakciju $^{10}\text{B}(n, \alpha)$. Vrijednost udarnog presjeka opada s povećanjem energije upadnog neutrona. U većem dijelu energetskog raspona udarni presjek opada s $1/v$.

3.3.4 PRIMJENA ČVRSTIH DETEKTORA NUKLEARNIH TRAGOVA U NEUTRONSKOJ DOZIMETRIJI

U početcima mjerenja čvrste detektore nuklearnih tragova u neutronske dozimetriji u okolini linearnog akceleratora koristili smo na dolje opisan način [6].

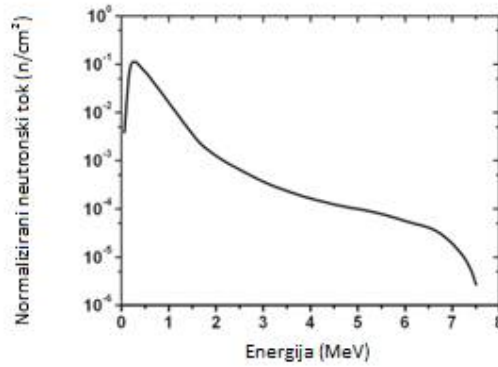
Neutronske dozimetar sastojao se od LR 115 koji je detektor čvrstih tragova ($2 \times 3 \text{ cm}^2$) i konverzijske folije BN-1 (Kodak-Pathe, France) koja sadrži izotop bora ^{10}B i omogućuje nuklearnu reakciju (n, α) . Dozimetar je kalibriran termalnim neutronima u nuklearnom reaktoru TRIGA Mark II u Institutu Jožef Stefan u Sloveniji. Neutronske tok je iznosio $\phi = 3,33 \times 10^5 \text{ cm}^{-2} \text{ s}^{-1}$ i vrijeme izlaganje je bilo $t=240 \text{ s}$. Ukupni tok kojem su detektori bili izloženi iznosio je $f = \phi t = 7,99 \times 10^7 \text{ cm}^{-2}$. Nakon izlaganja zračenju detektori LR 115 jetkani su u 10 % otopini NaOH na $60 \text{ }^\circ\text{C}$ 120 minuta. Na taj način nastali tragovi u detektori analizirani su i izbrojani pomoću mikroskopa. Pri tom su tragovi brojani „ručno“, bez korištenja nekog računalnog programa koji bi omogućio automatsku analizu detektora. Izbrojana gustoća tragova iznosila je $D_t = (63394 - B) = 63370 \text{ cm}^{-2}$, gdje je pozadinsko zračenje iznosilo $B = 24 \text{ cm}^{-2}$. Standardna devijacija iznosila je $s_{D_t} = 570 \text{ cm}^{-2}$. Odgovor neutronske dozimetra iznosio je:

$$r_t = \frac{D_t}{f} = (7.930 \pm 0.071) \cdot 10^{-4} \quad (10)$$

gdje je pogreška dana kao standardna devijacija $s_{r_t} = s_{D_t}/f = 7,1 \times 10^{-6}$.

Mjerenja su provedena na linearnom akceleratoru Siemens Mevatron nominalnog napona 15 MV u Kliničkom bolničkom centru Osijek. Detektori su bili izloženi u izocentru akceleratora i na vanjskoj strani vrata na ulazu u labirint bunkera u vremenu trajanja 5 minuta [6]. Detektori su kalibrirani za termalne neutrone pa je za brze neutrone bilo potrebno korigirati odgovor detektora jer udarni presjek nuklearne reakcije $^{10}\text{B}(n, \alpha)^7\text{Li}$ jako ovisi o energiji upadnog neutrona.

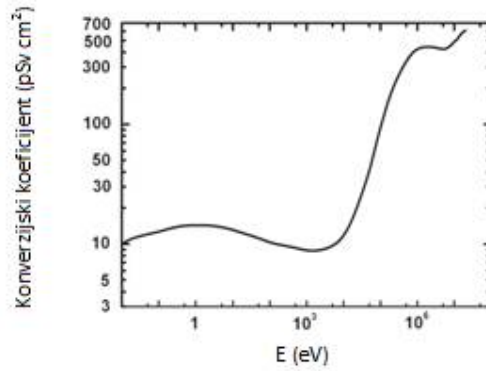
Za izlaganja u izocentru u obzir je uzet neutronske spektar linearnog akceleratora nominalnog napona 15 MV. Monte Carlo simulacije nisu provedene već je uzet spektar iz objavljene literature (Slika 13.).



Slika 13. Neutronska spektar na izlazu iz glave 15 MV linearnog akceleratora [28].

Energija upadnih neutrona (E_a) podijeljena je u dvije grupe: prva grupa $0 < E_{a1} < 0,5$ i druga $0,5 \leq E_{a2} \leq 7,5$ (MeV). Iz krivulje na Slici 12. procijenjeni su srednji udarni presjek za termalne neutrone $\sigma_t = 1000$ b, te udarni presjeci za neutrone energije E_{a1} $\sigma_{a1} = 1.33$ b i E_{a2} $\sigma_{a2} = 0.25$ b. Odgovori detektora za neutrone energija E_{a1} i E_{a2} izračunati su prema izrazima $\sigma_t / \sigma_{a1} = r_t / r_{a1}$ i $\sigma_t / \sigma_{a2} = r_t / r_{a2}$, r_t je odgovor detektora dobiven iz izraza (10). Odgovori detektora su iznosili $r_{a1} = 1,06 \cdot 10^{-6}$ i $r_{a2} = 2,00 \cdot 10^{-7}$ sa standardnim devijacijama $s_{ra1} = 9,1 \cdot 10^{-9}$ i $s_{ra2} = 1,8 \cdot 10^{-9}$. Srednji ili efektivni odgovor detektora određen je kao ponderirana srednja vrijednost. U tu svrhu izračunate su relativne površine ispod krivulje raspodjele neutronska spektra (Slika 13.) za energetska područja $0 < E_{a1} < 0,5$ i $0,5 \leq E_{a2} \leq 7,5$ (MeV) i one su iznosile $s_{a1} = 0,58$ i $s_{a2} = 0,42$. Relativne površine su uzete kao relativne frekvencije u izračunu ponderirane srednje vrijednosti tj. efektivnog odgovora detektora koji je iznosio $r_{ae} = r_{a1}s_{a1} + r_{a2}s_{a2} = (6,97 \pm 0,07) \times 10^{-7}$. Za izmjerenu gustoću tragova D_a odgovarajući neutronska tok izračunat je iz izraza $f_{ae} = D_a / r_{ae}$.

Kada je poznat neutronska tok, osobni dozni ekvivalent je moguće izračunati iz izraza $H_a = k_{ae} f_{ae}$. Konverzijski koeficijent k jako ovisi o energiji upadnog neutrona (Slika 14.) i stoga je izračunat efektivni koeficijent k_{ae} koristeći iste relativne frekvencije s_{a1} i s_{a2} na isti način na koji je izračunat efektivni odgovor detektora, i on je iznosio $k_{ae} = 296,4$ pSv cm^2 .



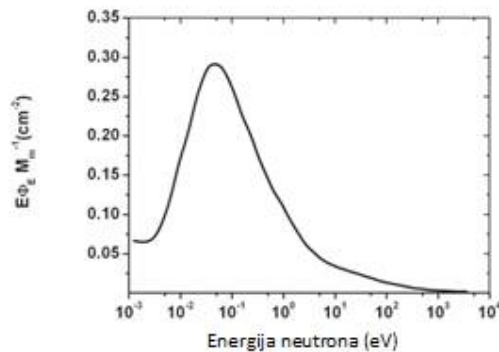
Slika 14. Konverzijski koeficijent (pSv cm^2) za izračun osobnog doznog ekvivalenta. [6]

Izmjerena gustoća tragova na detektoru u izocentru je iznosila $D_a = (383,10 \pm 0,04) \text{ cm}^{-2}$ i ona odgovara doznom ekvivalentu:

$$H_a = k_{ae} f_{ae} = \frac{k_{ae}}{r_{ae}} D_a = (163 \pm 2) \text{ mSv} \quad (11)$$

Vrijeme izlaganja je bilo 5 minuta pa je brzina doze ($1,96 \pm 0,02$) Sv/h.

Za izlaganja s vanjske strane ulaza u bunker neutronske spektar u mjernoj točki nije računat pomoću Monte Carlo simulacija, već je preuzet iz publikacija (Slika 15.).



Slika 15. Neutronske spektar s vanjske strane ulaza u labirint bunkera [29].

I u ovom slučaju energija upadnih neutrona (E_b) podijeljena je u dvije grupe: prva grupa $0 < E_{b1} < 0,1$ i druga $0,1 \leq E_{b2} \leq 3,75$ (MeV). Ostatak izračuna analogan je onome u slučaju kada su detektori izlagani u izocentru. Relativne površine ispod krivulje neutronske spektara (Slika 15.) uzete su kao relativne frekvencije i one su iznosile $s_{b1} = 0,18$ i $s_{b2} = 0,82$. Efektivni odgovor detektora je bio $r_{be} = 2,2 \cdot 10^{-4}$. Efektivni konverzijski koeficijent je iznosio $k_{be} = 9,45$

pSv cm². Izmjerena gustoća tragova na detektoru s vanjske strane ulaza u labirint iznosila je $D_b = (1,20 \pm 0,01) \text{ cm}^{-2}$ i ona odgovara doznom ekvivalentu:

$$H_b = k_{be} f_{be} = \frac{k_{be}}{r_{be}} D_b = (0.0500 \pm 0.0006) \mu\text{Sv} \quad (12)$$

Vrijeme izlaganja je bilo 5 minuta pa je brzina doze $(0,62 \pm 0,007) \mu\text{Sv/h}$.

Neutronske dozne ekvivalente izvan bunkera je 3165 puta manji od neutronske dozne ekvivalente u izocentru.

Neutronske dozne ekvivalente u okolini četiri linearna akceleratora od kojih su dva smještena u prostore koji su originalno bili građeni za kobaltne radioterapijske uređaje izmjereno je na gore opisan način. Akceleratori su nominalnog napona 15 i 18 MV, a zidovi prostorija u koje su smješteni osiguravaju zaštitu od 1,33 MeV-a gama zraka koje nastaju raspadom ⁶⁰Co. Takvi bunker su manji od klasičnih bunkera za linearne akceleratora i obično nema dovoljno prostora za nadogradnju zaštitnih zidova betonom. U tom slučaju korištene su olovne oplata koje osiguravaju zaštitu od fotonskog zračenja. Fotoni energija većih od 10 MeV ulaze u nuklearne reakcije s materijalima od kojih je napravljena glava akceleratora i nastaju neutroni. Olovna zaštita od fotonskog zračenja ne osigurava nužno i zaštitu od neutronske zračenja, a i samo olovo može biti izvor fotoneutrona.

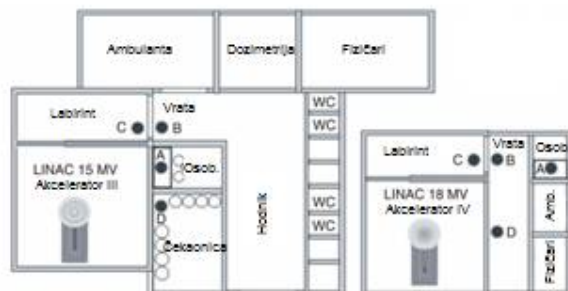
Mjerenja su napravljena s pasivnim detektorima LR 115. Kalibracija detektora i obrada rezultata mjerenja obavljena na način opisan na početku ovog poglavlja. Neutronske spektri preuzeti su iz objavljenih publikacija. Za provjeru rezultata dobivenih pomoću LR 115 detektora korišten je komercijalni neutronske mjerač brzine doze Thermo Scientific FHT 752 BIREM. Mjerač sadrži proporcionalni brojač BF3 (borov trifluorid) koji je postavljen u cilindrični moderator koji sadrži polietilen i borov karbid.

Neutronske dozne ekvivalente je mjereno u okolini četiri akceleratora: Siemens Mevatron MD2, KBC Osijek (15 MV, akcelerator I), Siemens Oncor Expression, KBC Osijek (18 MV, akcelerator II), Oncor Impression, KBC Rijeka (15 MV, akcelerator III) i Oncor Expression, KBC Rijeka (18 MV, akcelerator IV). Akceleratori II i III su smješteni u bunkere originalno građene za kobaltne uređaje. Mjerenja su obavljena na visini 150 cm od poda na četiri položaja: kod upravljačke jedinice uređaja (A), sa obje strane vrata na ulazu u labirint (B – izvan i C – unutar bunkera) i izvan bunkera na mjestu središnje osi snopa kad je snop

usmjeren prema mjernoj točki (D) (Slike 16. i 17.). Kod 15 MV akceleratora I mjerni položaji A i D se preklapaju (Slika 16.).



Slika 16. Nacrt bunkera u koje su smješteni akceleratori i okolnih prostorija u KBC Osijek. Mjerni položaji označeni su zvjezdicom.



Slika 17. Nacrt bunkera u koje su smješteni akceleratori i okolnih prostorija u KBC Rijeka. Mjerni položaji označeni su zvjezdicom.

Akcelerator II (KBCO, 18 MV) je smješten u nekadašnje prostore kobaltnog uređaja. Nakon prve rekonstrukcije prostora fotonski dozni ekvivalent u točki D (Slika 16.) je i dalje bila prevelika pa je zid ojačan s 12 cm čelika. Dodavanje čelika povećalo je neutronske dozni ekvivalent pa je zaštitni zid pojačan s 30 cm betona. Osim zida pojačana je zaštita u vratima na ulazu u labirint i time je smanjena neutronska komponenta izvan bunkera.

Mjerenja su napravljena u svim opisanim mjernim točkama za različite veličine fotonskog snopa: 0 cm x 0 cm, 10 cm x 10 cm, 20 cm x 20 cm, i 40 cm x 40 cm i različit položaj kućišta: 0° (snop usmjeren u pod) i 90° (snop usmjeren u bočni zid, točku D).

3.3.5 NEUTRONSKI DETEKTORI

Neutronski detektori su uglavnom energetske ovisni i odziv detektora nije upravo proporcionalan energiji neutrona. Čvrsti detektori nuklearnih tragova kao što su LR 115 i CR-39 koriste se u kombinaciji s pretvaračem od bora ^{10}B . Udarni presjek nuklearne reakcije neutrona na boru jako je ovisan o energiji upadnog neutrona i najveći je za termalne neutrone. U dosadašnjim istraživanjima nisu bili poznati neutronski spektri u okolini linearnih akceleratora pa su detektori kalibrirani termalnim neutronima u nuklearnom reaktoru [6]. Kako su detektori kalibrirani za termalne neutrone, kod procjene neutronskog doznog ekvivalenta odgovor detektora korigiran je za brze neutrone. Osim toga, tragovi nastali u čvrstom detektoru nuklearnih tragova brojeni su ručno. Jedan od ciljeva ovog rada je automatizirati proces brojanja tragova.

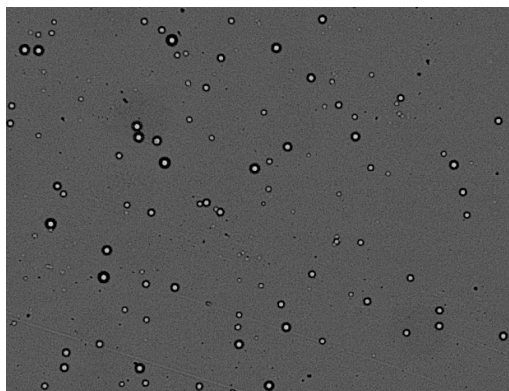
U eksperimentalnu dijelu rada korišten je neutronski detektor koji se sastoji od čvrstog detektora nuklearnih tragova CR-39 veličine $2 \times 3 \text{ cm}^2$, debljine 0,5 mm i konverzijske folije BN-1 koja sadrži ^{10}B proizvođača ALGADE Laboratoire DOSIRAD, France (Slika 18.).



Slika 18. Čvrsti detektor nuklearnih tragova CR-39.

Ovakvi detektori sastavljeni od CR-39 i BN-1 zamotani su u aluminijsku foliju kako bi bilo lakše rukovati s njima i kako se njegovi sastavni dijelovi ne bi razdvajali. Osim toga aluminijska folija će zaustaviti alfa čestice nastale raspadom radona. Nakon izlaganja detektora CR-39 odvojen je od folije BN-1 i time je detektor deaktiviran. Prema podacima u izvorima [30], [31] i [32] napravljen je protokol za jetkanje CR-39. Detektori su jetkani 6 sati u 30%-tnoj otopini KOH na 70°C . Nakon jetkanja detektori su isprani u destiliranoj vodi i osušeni te snimljeni mikroskopom Zeiss Axiovert 200 na povećanju 10×16 . Mikroskop je opremljen ugrađenom kamerom i mehanizmom koji automatski pomiče detektor i snima dio po dio detektora (Slika 19.). Za određivanje površine detektora koja je obuhvaćena jednom

snimkom na mikroskopu korištena je mikrometerska skala. Jedno vidno polje mikroskopa, tj. površina detektora koja je „uhvaćena“ jednim snimkom iznosi $1,41 \times 1,06 \text{ mm}^2$.

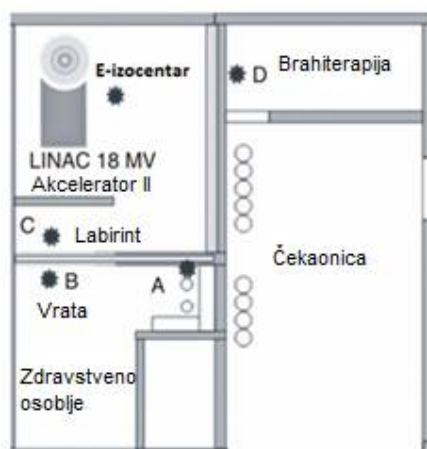


Slika 19. Snimka detektora kamerom u mikroskopu.

Kod brojanja tragova na slikama detektora uzeta je ona površina detektora koja je potrebna kako bi se na njoj izbrojalo minimalno 100 tragova. Ako broj tragova na detektoru podliježe Poissonovoj distribuciji, standardna devijacija se računa iz izraza \sqrt{N} , a relativna pogreška u postotku iz izraza $100 \cdot \sqrt{N/N}$ gdje je N broj tragova. Kako bi pogreška iznosila manje od 10%, površina detektora na kojoj su brojani tragovi mora biti dovoljno velika kako bi na njoj bilo moguće izbrojati više od 100 tragova ($N > 100$) [33].

3.3.6 IZLAGANJE DETEKTORA

Neutronske detektore CR-39 ozračenih su u okolini linearnog akceleratora Siemens Oncor Expression u KBC Osijek. Mjerni položaji detektora prikazani na Slici 20. odgovaraju položajima već opisanima u ovom radu. Detektori su postavljeni u položaje: A – kod upravljačke konzole akceleratora u kontrolnoj sobi, B – s vanjske strane ulaznih vrata u prostoriju u kojoj se nalazi akcelerator, C – s unutarnje strane ulaznih vrata u bunker, D – s vanjske strane zida bunkera u području koji je direktno izložen fotonskom snopu kad je snop usmjeren prema tom zidu i E – u izocentru akceleratora (Slika 20.). Detektori su postavljeni na visinu 150 cm od poda. Mjerni položaj E ne nalazi se u prijašnjim istraživanjima, a sada je uveden iz razloga jer se u izocentar uređaja smješta bolesnik za vrijeme radioterapije. Ostali mjerni položaji imaju ulogu u zaštiti od zračenja osoblja koje rukuje uređajem kao i osoblja koje se može naći u okolini bunkera.



Slika 20. Nacrt bunkera u koje je smješten akcelerator Siemens Oncor Expression i okolnih prostorija u KBC Osijek. Mjerni položaji označeni su zvjezdicom [8].

Detektori postavljeni u položaje A, B, C, D i E ozračeni su 18 MV fotonskim snopom. Veličina fotonskog snopa iznosila je $10 \times 10 \text{ cm}^2$. Kućište akceleratora postavljeno je u 4 položaja, tj pod kutovima 0° , 90° , 180° i 270° . U svaki mjerni položaj postavljeno je po 6 detektora, 3 s aktivnom stranom, tj. konverzijskom folijom od bora, prema izvoru zračenja i 3 s aktivnom stranom okrenutom od izvora zračenja. Cilj je bio provjeriti hoće li orijentacija detektora utjecati na rezultate mjerenja, odnosno je li tok neutrona izotropan. Detektori unutar bunkera (položaji C i E) ozračeni su s 500 monitorskih jedinica (MU, engl. monitor unit) što odgovara broju monitorskih jedinica potrebnih za predaju dnevne doze tumorskom tkivu jednog bolesnika. U obzir su uzete napredne tehnike u radioterapiji za provođenje kojih je potreban velik broj monitorskih jedinica. Detektori koji se nalaze izvan bunkera (položaji A, B i D) ozračeni s 10 000 monitorskih jedinica po principu najgoreg mogućeg scenarija (engl. worst case scenario) koji se primjenjuje u zaštiti u zračenja. U jednoj smjeni osoblje u prosjeku ozrači 20 bolesnika. Ukoliko se svakog bolesnika zrači s 18 MV fotonskim snopom i tehnikom koja zahtijeva 500 MU, onda će u toku jedne smjene biti ozračeno 10 000 MU.

Ozračeni detektori su jetkani, snimani pod mikroskopom i tragovi na njima su brojani kako je to već opisano u radu.

Za izračun neutronske doznog ekvivalenta biti će korišteni spektri dobiveni Monte Carlo simulacijama koje su opisane u nastavku.

3.4 MONTE CARLO SIMULACIJE

Monte Carlo metoda je vjerojatnosni računalni algoritam u kojemu se vrijednosti jedne ili više slučajnih varijabli zadaje funkcijom gustoće, a kojemu je cilj predvidjeti sve moguće ishode procesa na koji je primijenjen te vjerojatnosti njihovog pojavljivanja. Monte Carlo se koristi za dupliciranje statističkih procesa (kao što je međudjelovanje čestice s materijalom) i korisna je za rješavanje složenih problema koji se ne mogu modelirati računalnim algoritmima s determinističkim metodama. Pojedinačni vjerojatnosni događaji simuliraju se uzastopno. Raspodjele vjerojatnosti koje upravljaju tim događajima statistički se uzorkuju kako bi se opisala ukupna pojava. Broj pokusa potrebnih za adekvatno opisivanje pojave je prilično velik. Postupak statističkog uzorkovanja temelji se na odabiru slučajnih brojeva – analognom bacanju kockica u kockarnici – otuda i ime Monte Carlo. U prijenosu čestica Monte Carlo metoda je realistična, ona je teoretski eksperiment. Metoda prati svaku česticu tijekom cijelog njenog prijenosa. Pomoću podataka o prijenosu čestice nasumično se uzorkuju raspodjele vjerojatnosti kako bi se odredio ishod na svakom dijelu njezine putanje.

3.4.1 MCNP

MCNP (Monte Carlo N-Particle transport code) [34] je Monte Carlo algoritam koji se koristi za simulaciju međudjelovanja čestica među kojima su neutroni, fotoni i elektroni. Moguće je simulirati neutrone u energetskom rasponu od 0 MeV do $1 \cdot 10^{36}$ MeV, te fotone i elektrone energije od 1 keV do 1000 MeV. Najvažnije njegove primjene su u zaštiti od zračenja, dozimetriji, radiografiji, medicinskoj fizici, nuklearnoj sigurnosti, izradi detektora, izradi fuzijskih i fisijских reaktora, dekontaminaciji. Za pokretanje simulacije potrebna je ulazna datoteka koju kreira korisnik. Datoteka sadrži potrebne informacije o problemu koji će se simulirati kao što su geometrijske specifikacije, opis materijala i njegovih udarnih presjeka, položaj i karakteristike izvora neutrona, fotona ili elektrona, odabir detektora, odnosno fizikalnih veličina koje će biti prikazane u rezultatima simulacije te tehnika kojima će se reducirati varijanca i povećati učinkovitost simulacije.

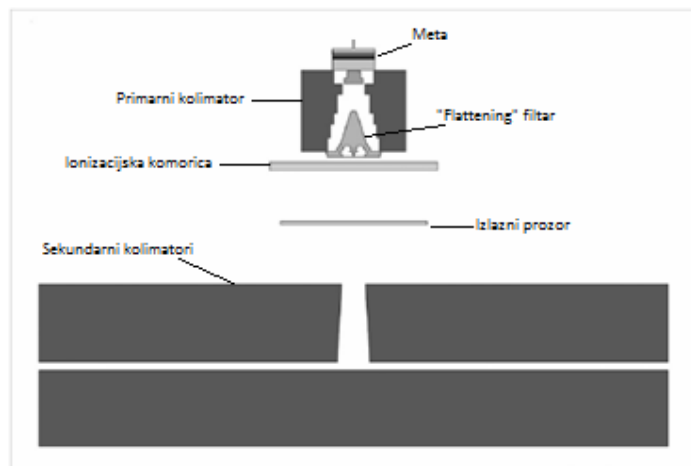


Slika 21. Nasumično odabrana povijest međudjelovanja neutrona na materijalu koji je podložan fisiji. Neutron simuliran u MCNP kodu [34].

Na Slici 21. prikazana je nasumično odabrana povijest međudjelovanja jednog neutrona koje su simulirane MCNP algoritmom. Neutron upada na materijal koji je podložan fisiji. Za upadni neutron, kojemu je poznata energija i smjer, nasumično su izabrani brojevi između 0 i 1. Ti brojevi prema raspodjeli vjerojatnosti određuju hoće li neutron međudjelovati s materijalom. U slučaju kada dođe do međudjelovanja, određuju vrstu međudjelovanja i gdje će se ona dogoditi. Podaci o energiji i smjeru neutrona nakon međudjelovanja biti će zabilježeni. U primjeru na Slici 21. neutron upada okomito na materijal i u točki obilježenoj brojem 1 dolazi do sudara neutrona. Neutron je raspršen u smjeru prikazanom na slici koji je nasumično odabran iz raspodjele raspršenja. U sudaru neutrona nastao je foton koji je privremeno pohranjen za daljnju analizu. U točki 2 dolazi do fisije u kojoj nestaje upadni neutron i nastaju dva neutrona i foton. Prvi neutron i foton su pohranjeni za daljnju analizu. Drugi neutron u točki 3 podliježe uhvatu i nestaje. Preostale su pohranjene čestice, neutron i dva fotona. MCNP uvijek uzima posljednju pohranjenu česticu kao prvu kojoj će slijedećoj nasumično odrediti međudjelovanje. Pohranjeni neutron slučajnim odabirom izlazi iz materijala u točki 4. Foton nastao u fisiji raspršuje se u točki 5 i izlazi iz materijala u točki 6. Preostali foton nastao u točki 1 nestaje u uhvatu u točki 7 te su s tim provedena sva međudjelovanja upadnog neutrona i nastalih čestica. Povećanjem broja upadnih neutrona može se bolje opisati raspodjela fotona i neutrona u nekoj točki od interesa. Rezultat simulacije je pohranjen zajedno s procjenom statističke nesigurnosti.

3.4.2 MODEL LINEARNOG AKCELERATORA SIEMENS ONCOR EXPRESSION

Kao što je već navedeno, u Kliničkom bolničkom centru u Osijeku za potrebe radioterapije onkoloških bolesnika koristi se linearni akcelerator Siemens Oncor Expression. Akcelerator ima mogućnost zračenja fotonskim snopovima nominalnog napona 6 i 18 MV. Kako fotonski snop od 6 MV ima zanemarivu ulogu u nastajanju fotoneutrona, u svim istraživanjima korišten je samo snop od 18 MV. Model linearnog akceleratora u kojem nastaje 18 megavoltni fotonski snop napravljen je pomoću MCNP611 beta ® koda [12]. U izradi geometrijskog modela i definiranju gustoće i kemijskog sastava dijelova glave akceleratora korišten je priručnik proizvođača [35]. Geometrijski model sastoji se od ravnina, cilindara i stožaca. Na Slici 22. prikazan je poprečni presjek modela akceleratora. Model se sastoji od mete, primarnog kolimatora, homogenizatora, ionizacijskih komorica, izlaznog prozora i ralja, odnosno sekundarnih kolimatora kojim se definira veličina fotonskog snopa.



Slika 22. Poprečni presjek modela linearnog akceleratora Siemens Oncor Expression.

Meta je napravljena od slojeva nehrđajućeg čelika, volframa, bakra, aluminija, zlata i nikla. Primarni kolimator i sekundarni kolimatori (ralje) napravljeni su od volframa, izlazni prozor od stakla, a ionizacijske komorice od keramike. Prostor koji okružuje dijelove glave akceleratora ispunjen je zrakom gustoće $0,001293 \text{ g/cm}^3$. Specifikacije homogenizatora nisu navedene u priručniku proizvođača i smatraju se poslovnom tajnom. Stoga su korišteni već objavljeni podaci [36] na kojima su napravljene male izmjene u geometriji homogenizatora kako bi fotonski snop odgovarao eksperimentalnim rezultatima dobivenim dozimetrijskim mjerenjima fotonskih snopova na samom akceleratoru. U izradi modela uzeta su obzir mjerenja postotne dubinske doze na centralnoj osi snopa i dozni profili snopa. Mjerenja su napravljena u vodenom fantomu i sastavni su dio prihvatnih ispitivanja kao i redovnih

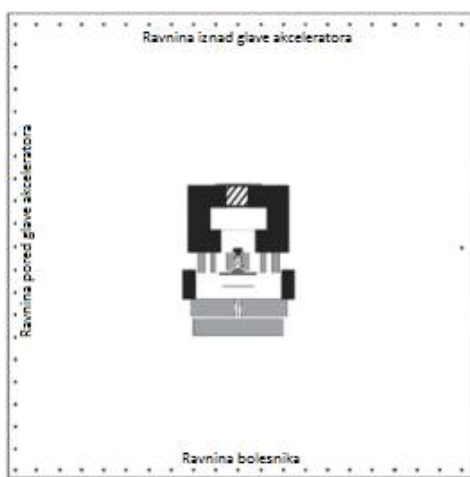
mjerenja u okviru kontrole kvalitete radioterapijskih uređaja. Glavni utjecaj na izgled krivulje postotne dubinske doze i profila snopa imaju fizikalni parametri elektronskog snopa koji upada na metu, a to su energija elektrona, širina elektronskog snopa i udaljenost mete od točkastog izvora elektrona [37]. Ti parametri su prilagođeni kako bi simulirani fotonski profili i dubinske doze odgovarali izmjerjenima.

Kao što je već spomenuto model akceleratora prilagođavan je podacima izmjerenim u vodenom fantomu. U tu svrhu modeliran je fantom površine $60 \times 60 \text{ cm}^2$ s dubinom 50 cm. Za potrebe mjerenja postotne dubinske doze (PDD) i profila u fantom su postavljeni nizovi ćelija. Kod mjerenja postotne dubinske doze dimenzije upotrijebljenih ćelija bile su $1 \text{ cm} \times 1 \text{ cm} \times 0,25 \text{ cm}$, odnosno volumena $0,25 \text{ cm}^3$. Ćelije su postavljene duž centralne osi snopa bez razmaka na prvih 5 centimetara dubine, a nakon toga s razmakom od 0,75 cm između svake ćelije. Zadnja ćelija nalazila se na 40 cm dubine pa je ukupan broj ćelija za procjenu postotne dubinske doze iznosio 55 ćelija. Za procjenu doznih profila postavljene su ćelije u x (engl. crossplane) i y (engl. inplane) smjeru na dubinama od 3 i 10 centimetara. Ćelije su bile veličine $0,5 \text{ cm} \times 0,5 \text{ cm} \times 1 \text{ cm}$, odnosno volumena $0,25 \text{ cm}^3$. Svaki od nizova sastojao se od 98 ćelija. Krivulje postotnih dubinskih doza i doznih profila dobivene su pomoću detektora (engl. tally) F6 definiranog u MCNP611 kodu. Ukupan model fantoma sadržavao je 583 ćelije i 414 ploha kojima su definirani položaji ćelija. Za snop $2 \times 2 \text{ cm}^2$ korišteni su manji detektori. Njihov volumen iznosio je $0,05 \text{ cm}^3$ s tim da im je širina iznosila je 0,1 cm dok su ostale dimenzije bile nepromijenjene.

Energija primarnog elektronskog snopa određena je tako da odgovara eksperimentalno dobivenoj krivulji postotne dubinske doze i iznosi 18 MeV. Prema izmjerenim fotonskim profilima prilagođena je širina elektronskog snopa. Njezina vrijednost na polumaksimumu iznosi 0,14 cm. Sekundarni kolimator otvaran je tako da odgovara veličinama fotonskog snopa: $0 \times 0 \text{ cm}^2$, $2 \times 2 \text{ cm}^2$, $5 \times 5 \text{ cm}^2$, $10 \times 10 \text{ cm}^2$, $20 \times 20 \text{ cm}^2$ i $40 \times 40 \text{ cm}^2$. Cilj je bio odrediti utjecaj veličine fotonskog snopa, odnosno položaja sekundarnih kolimatora na neutronske tok. Kod prilagođavanja modela mjerenim podacima posebna pažnja posvećena je malim snopovima koji su u svakodnevnoj uporabi u modernoj radioterapiji, posebno u radioterapiji moduliranog intenziteta (engl. IMRT – Intensity Modulated Radiation Therapy). Svaka od navedenih veličina snopa je posebno simulirana i svaka simulacija je imala najmanje 7×10^8 početnih događaja, tj. elektrona koji upadaju na metu. Sve čestice koje su prolazile ravninom na udaljenosti 40 cm od izvora pohranjene su u datoteku faznog prostora (engl. phase space file). Ta datoteka je korištena za sve izračune fotonskih, a poslije i neutronske profila. Čestice iz

Zbog nedostatka informacija o specifikacijama unutrašnjosti poklopca glave akceleratora, podaci su preuzeti iz već objavljenog rada [49]. Stranice poklopca su debljine 10 cm, a za područje ispod ploče od volframa na vrhu poklopca je pretpostavljeno da je ispunjeno olovom. Pored primarnog kolimatora dodane su i dvije olovne zaštite [49].

Detektori za procjenu neutronske toke postavljeni su na stranice kvadrata duljine 2 m. Model glave akceleratora postavljen je u kvadrat na način da se vrh mete nalazi u sjecištu dijagonala kvadrata. Detektori su dimenzija 1 cm x 1 cm x 1 cm i smješteni su na svakih 10 cm u tri različite ravnine: ravninu iznad glave akceleratora, ravninu pored glave akceleratora i ravninu u kojoj se nalazi bolesnik za vrijeme terapije (Slika 24).



Slika 24. Položaj glave akceleratora u odnosu na ravnine u koje su smješteni detektori.

Položaji detektora predstavljeni su točkama.

Kako bi se poboljšalo uzorkovanje čestica u području detektora, oko detektora su postavljene DXTRAN sfere vanjskog i unutrašnjeg radijusa 1 cm. DXTRAN uključuje deterministički prijenos čestica do neke proizvoljne sfere u okolini detektora i izračun doprinosa tih čestica odgovoru detektora. DXTRAN sfere se obično koriste u slučajevima kada je u nekom malom području uzorkovanje čestica neadekvatno jer je vjerojatnost raspršenja čestica prema tom području jako mala. Kako bi se poboljšalo uzorkovanje, moguće je u ulaznoj datoteci definirati DXTRAN sferu u koja će obuhvaćati problematično malo područje. Nakon kolizije čestice (ili izlaza iz izvora) izvan sfere, DXTRAN stvara posebne „DXTRAN čestice“ i deterministički ih raspršuje prema DXTRAN sferi te ih deterministički bez kolizije prenosi do površine DXTRAN sfere. Kolizije se dalje odvijaju normalno i nastaju čestice koje nisu DXTRAN čestice i one se uzorkuju na normalan način. Ukoliko čestica koja nije DXTRAN

čestica pokuša ući u DXTRAN sferu, ona nestaje. Na taj način je uravnotežen veliki doprinos koji imaju DXTRAN čestice odgovoru detektora [34].

Simulacije modela glave linearnog akceleratora su provedene za najmanje $3 \cdot 10^8$ elektrona koji upadaju na metu, odnosno dok R vrijednost (relativna pogreška) za detektore nije pala ispod 0,02 i sve statističke provjere nisu bile zadovoljene. Za simulacije prijenosa fotoneutrona korišteni su kontinuirani energetske udarni presjeci iz datoteke ENDF/B-VII (Evaluated Nuclear Data File B-VII) [50].

Detektirani neutronske spektri su podijeljeni u 56 energijskih razreda u rasponu od $1 \cdot 10^{-9}$ MeV do $2 \cdot 10^2$ MeV u logaritamskoj skali koji odgovaraju NCRP koeficijentima pretvorbe neutronske toka u neutronske dozni ekvivalent [51].

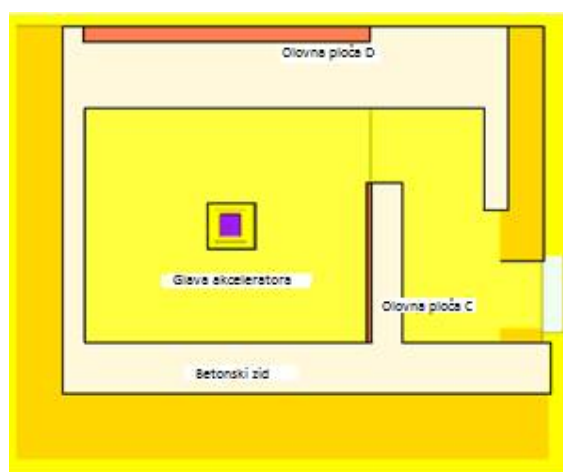
3.4.4 MODEL BUNKERA

Neutronske dozni ekvivalent mjereno je u okolini linearnog akceleratora Siemens Oncor Expression smještenog u KBC Osijek [8]. Na Slici 20. prikazan je tlocrt bunkera u koji je smješten akcelerator kao i mjerna mjesta neutronske doznog ekvivalenta.

Kao što je već spomenuto, glavni izazov u mjerenju pomoću čvrstih detektora nuklearnih tragova bilo je nepoznavanje neutronske spektara u mjernim točkama. U tu svrhu pomoću Monte Carlo koda MCNP611 modeliran je bunker u koji je smješten već opisan model glave akceleratora Siemens Oncor Expression. Model bunkera napravljen je pomoću makrotijela (engl. macrobodies) kao što su kutije (engl. boxes), a materijali potrebni za definiranje sastava zidova koji čine bunker preuzeti su iz literature [52]. Većina zidova napravljena je od cigli i betona. Dvije olovne ploče smještene su na gornji zid bunkera (ploča D) i zid kojim je definiran labirint (ploča C). Vrata na ulazu u labirint ispunjena su parafinom (Slika 25.). Svi podaci potrebni za izradu modela bunkera preuzeti su od Tehničke službe KBC-a Osijek.

Detektori neutrona F4 tally smješteni su mjerna mjesta A, B, C i D (Slika 29.) koja su odgovarala mjernim mjestima iz ranije objavljenih istraživanja. Detektori su modelirani kao kutije dimenzija 20 cm x 20 cm x 20 cm. Osim na postojeća mjerna mjesta jedan detektor je dodan u izocentar akceleratora i njegove dimenzije su iznosile 1 cm x 1 cm x 1 cm. Svaka simulacija obuhvaćala je $5 \cdot 10^8$ početnih događaja, odnosno elektrona koji upadaju na metu kriterij za prihvaćanje rezultata simulacije bio je taj da R vrijednost (relativna pogreška) za detektore mora pasti ispod 0.1 i sve statističke provjere (objašnjene u idućem poglavlju) moraju biti zadovoljene. Učinkovitost ovakve simulacije je jako mala jer će od jako malog

postotka elektrona koji upadaju na metu nastati fotoni i samo mali postotak nastalih fotona imat će energiju dovoljno veliku za nastanak fotoneutrona. Stoga su u svrhu poboljšanja učinkovitosti simulacija oko neutronske detektora postavljene DXTRAN sfere. Detektirani neutronske spektri su podijeljeni u 56 energijskih razreda u rasponu od $1 \cdot 10^{-9}$ MeV do $2 \cdot 10^2$ MeV u logaritamskoj skali koji odgovaraju NCRP koeficijentima pretvorbe neutronske toka u dozni ekvivalent [51]. Svi detektori bilježili su informaciju o mjestu nastanka neutrona. Veličina fotonske snopa definirana je sekundarnim kolimatorima i iznosila je $10 \times 10 \text{ cm}^2$ u izocentru. Simulirani su slučajevi u kojima je fotonski snop usmjeren prema podu i prema zidu koji sadržava olovnu ploču D (kutovi kućišta 0° i 270°).



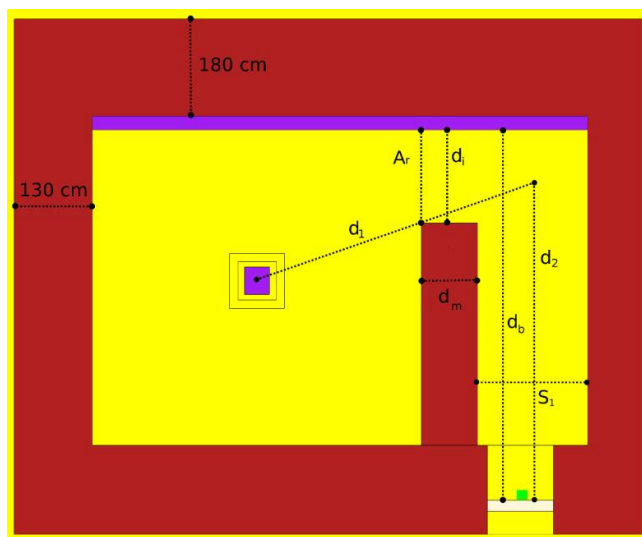
Slika 25. Model bunkera u koji je smješten linearni akcelerator Siemens Oncor Expression napravljen pomoću MCNP611 koda.

Neutronske dozne ekvivalent u okolini linearnih akceleratora je važan podatak kod izgradnje ili prenamjene bunkera u kojem će akcelerator biti smješten. Neutronska dozimetrija u miješanim poljima fotona i neutrona i dalje je vrlo složena disciplina u kojoj i najtočnije tehnike mjerenja imaju nesigurnost veću od 10% [53]. Nesigurnosti mjerenja postoje zbog zasićenja neutronske detektora fotonskim tokom i velike ovisnosti odgovora detektora o energiji neutrona. Neutronske detektori su skupi i često nedostupni medicinskim fizičarima. Upravo su to glavni razlozi zašto su kod procjene neutronske doznog ekvivalenta u upotrebi empirijske formule. Najčešće korištene empirijske formule su Kerseyeva formula i Wu-McGinleyeva formula koje su već opisane u ovom radu. Obje formule dobivene su mjerenjima neutronske doznog ekvivalenta na ulazu u bunkere linearnih akceleratora. Do sada provedena istraživanja pokazala su da obje formule precjenjuju neutronske dozne ekvivalent [54] [55] [56] [57] [58]. U nekim studijama ispitan je utjecaj orijentacije kućišta,

odnosno glave akceleratora na neutronske dozni ekvivalent [38] [56]. U nekim radovima dane su nove empirijske formule čiji rezultati se nisu poklapali s rezultatima mjerenja zbog nepoznavanja neutronskog spektra na ulazu u bunker [55]. Nijedna od navedenih studija nije u obzir uzela utjecaj sastava zidova bunkera na neutronske dozni ekvivalent. Bunker u koje se smještaju linearni akceleratori često nisu prvobitno izgrađeni za tu namjenu pa postoje prostorna ograničenja. Problem neželjenog ozračenja izvan bunkera rješava se dodavanjem betona ili olova na zidove bunkera. U ovom radu usporedit će se neutronske dozni ekvivalent dobiven pomoću empirijskih formula s doznim ekvivalentom dobivenim iz Monte Carlo simulacija, tj. provjeriti postoji li razlika između empirijskih formula i simulacija kada su akceleratori smješteni u male bunkere te kako sastav zidova utječe na neutronske dozni ekvivalent na ulazu u bunker.

U tu svrhu je pomoću MCNP611 koda napravljen model tipičnog bunkera linearnog akceleratora (koji je modifikacija ranije opisanog bunkera za Siemens Oncor Expression). Veličina početnog tipičnog bunkera mijenjana je u koracima, s tim da je najmanji bunker bio veličine onog u KBC-u Osijek u koji je smješten linearni akcelerator Siemens Oncor Expression, a najveći odgovarao podacima nađenim literaturi [21] [55] [59]. Početni model bunkera izgledao je kako je prikazano na Slici 26. Čelična ploča na gornjem zidu bunkera debljine je 25 cm. Zidovi su načinjeni od betona. Korišteni materijali preuzeti su iz literature [52]. Za sve simulacije korišten je fotonski snop veličine $10 \times 10 \text{ cm}^2$. Na unutrašnju stranu vrata na ulazu u labirint bunkera postavljena je ćelija volumena $10 \times 10 \times 10 \text{ cm}^3$ u koju je postavljen detektor F4 (engl. tally). Sve simulacije sadržavale su najmanje 10^9 elektrona koji upadaju na metu. Kako bi se smanjilo vrijeme računanja i relativne pogreške postavljene su DXTRAN sfere oko detektora. One su omogućile prisilne kolizije čestica u glavi akceleratora i zidovima bunkera. Kriterij za prihvaćanje rezultata simulacije bio je taj da R vrijednost (relativna pogreška) za detektore mora pasti ispod 0,05 i sve statističke provjere moraju biti zadovoljene. Detektirani neutronske spektri su podijeljeni u 56 energijskih razreda u rasponu od $1 \cdot 10^{-9} \text{ MeV}$ do $2 \cdot 10^2 \text{ MeV}$ u logaritamskoj skali koji odgovaraju ICRP koeficijentima pretvorbe neutronskog toka u dozni ekvivalent [60]. Za simulacije prijenosa fotoneutrona korišteni su kontinuirani energetske udarni presjeci iz datoteke ENDF/B-VII (Evaluated Nuclear Data File B-VII) [50]. Minimalna energija potrebna kako bi se čestica nastavila pratiti, tj. „cut-off“ energija, za fotone i elektrone iznosila je 1 keV, a za neutrone 0 MeV.

d_b predstavlja duljinu labirinta, d_l njegovu širinu. S_r je poprečni presjek labirinta, A_r prolaza koji povezuje labirint i prostoriju u kojoj se nalazi akcelerator. d_1 je udaljenost od izocentra do točke unutar labirinta. d_2 je udaljenost od detektora do točke unutar labirinta (Slika 26.). Opisane udaljenosti i poprečni presjeci potrebni za izračun neutronske doznog ekvivalenta pomoću Kerseyeve i Wu-McGinleyeve formule.



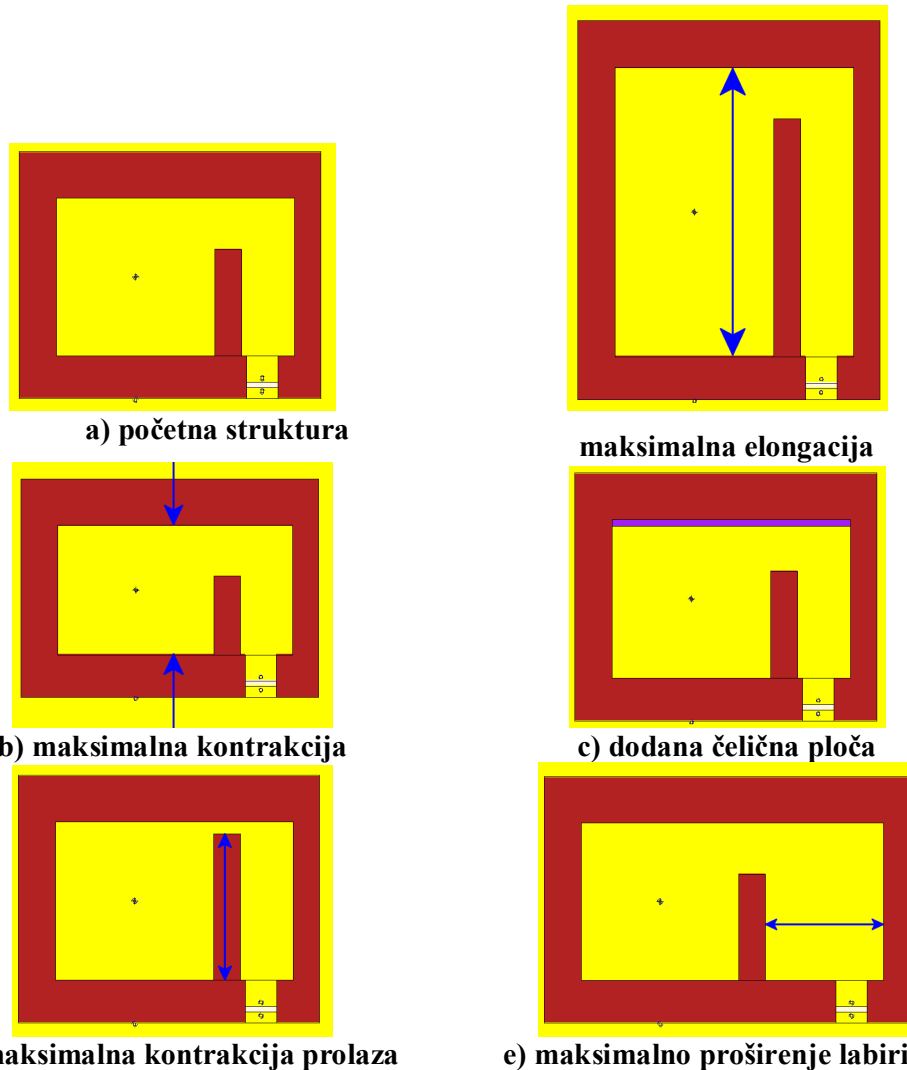
Slika 26. Tlocrt početnog modela bunkera. Zidovi od betona su prikazani crvenom bojom, zrak žutom, parafinska vrata bijelom i akcelerator ljubičastom. Dodana ploča od čelika prikazana je također ljubičastom bojom. Položaj detektora označen je zelenim kvadratom.

Istraženi su različiti slučajevi u kojima je fotonski snop bio usmjeren prema podu (Slika 27.):

- Veličina bunkera mijenjana je na način da su zidovi udaljavani u koracima od 1 m. U istim koracima povećavana je udaljenost d_2 . Simulirano je 5 slučajeva u kojima je povećanje iznosilo od 1 m do 5 m. Na Slici 27a prikazana je početna struktura i maksimalna elongacija.
- Iste dimenzije su smanjivane u koracima od 0,5 m u tri slučaja. Smanjenje je iznosilo od 0,5 m do 1,5 m. Najmanja struktura bunkera odgovarala je onoj kakva se nalazi u KBC-u Osijek (Slika 27b).
- Simulacije u slučaju b) ponovljene su čeličnom pločom dodanom na gornji zid (Slika 27c).

Slučajevi a), b) i c) ponovljeni su za fotonski snop usmjeren prema zidu koji sadržava čeličnu ploču.

- d) Poprečni presjek prolaza koji povezuje labirint i prostoriju u kojoj se nalazi akcelerator A_r mijenjan je tako da je širina prolaza smanjivana do -0,5 m i povećavana do 1,75 m u koracima od 0,25 m (Slika 27d).
- e) Poprečni presjek labirinta mijenjan S_r je tako da je širina labirinta povećavana u koracima od 0,5 m sve do 2,5 m (Slika 27e).



d) maksimalna kontrakcija prolaza **e) maksimalno proširenje labirinta**
Slika 27. Tlocrti bunkera u istraženim slučajevima. Beton je označen crvenom bojom, zrak žutom, a čelična ploča ljubičastom.

3.4.5 STATISTIČKE PROVJERE

Rezultati Monte Carlo simulacija predstavljeni su sa srednjom vrijednosti i statističkom pogreškom ili nesigurnošću vezanom uz rezultat. Važno je imati na umu odnos između

pogreške i broja zabilježenih povijesti, odnosno simuliranih čestica, jer on daje uvid u kvalitetu rezultata i ponašanje detektora. Po završetku simulacija MCNP provodi statističke provjere odgovora detektora. Statističke provjere govore o preciznosti rezultata simulacije, a ne o točnosti rezultata. MCNP provodi 10 statističkih provjera i pohranjuje ih u izlaznoj datoteci po završetku simulacije ili periodično za vrijeme simulacije kako bi korisnik imao uvid u tijek simulacije. 10 statističkih provjera pružaju dobar uvid u pouzdanost rezultata simulacije.

10 statističkih provjera:

Aritmetička sredina

1. Nemonotono ponašanje procijenjene aritmetičke sredine rezultata (nema trenda rasta ni pada) kao funkcije broja čestica N zabilježenih na detektoru za drugu polovinu problema (od $N/2$ do N).

Relativna pogreška

Relativna pogreška (R) je omjer standardne devijacije ($S_{\bar{x}}$) i aritmetičke sredine (\bar{x}) $R = S_{\bar{x}}/\bar{x}$. MCNP rastavlja relativnu pogrešku na dvije komponente: $R^2 = R_{eff}^2 + R_{int}^2$. R_{eff} je mjera neučinkovitosti detektiranja čestica. Ako svaka čestica iz izvora doprinosi odgovoru detektora, onda je $R_{eff} = 0$. No, ako sve više čestica iz izvora tijekom simulacije ne doprinosi odgovoru detektora, R_{eff} će rasti. R_{int} je svojstveno raspršenje rezultata simulacije za sve čestice koje su doprinijele odgovoru detektora. Ako sve detektirane čestice jednako doprinose odgovoru detektora, $R_{int} = 0$. MCNP provodi slijedeće provjere relativne pogreške:

2. Prihvatljiva vrijednost procijenjene relativne pogreške, tj. $R < 0,1$.

3. Monotoni pad relativne pogreške R kao funkcije broja čestica N zabilježenih na detektoru za drugu polovinu problema (od $N/2$ do N).

4. Relativna pogreška se smanjuje kao funkcija $1/\sqrt{N}$ za $N/2$ do N .

Varijanca varijance

Za procjenu točnosti relativne pogreške MCNP procjenjuje relativnu varijancu od R , t , varijancu varijance (engl. *VOV* – variance of variance). *VOV* je definirana izrazom:

$$VOV = \frac{S^2(S_{\bar{x}}^2)}{S_{\bar{x}}^2} = \frac{\sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^4}{(\sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2)^2} - \frac{1}{N} \quad (13)$$

gdje je $S^2(S_{\bar{x}}^2)$ varijanca od $S_{\bar{x}}^2$. MCNP provodi slijedeće provjere VOV :

5. Prihvatljiva VOV ne bi trebala biti veća od 0,01.
6. Monotoni pad VOV kao funkcije broja čestica N zabilježenih na detektoru za drugu polovinu problema (od $N/2$ do N).
7. VOV se smanjuje kao funkcija $1/N$ za $N/2$ do N .

Mjera učinkovitosti

U MCNP-u mjera učinkovitosti (engl. figure of merit – FOM) definirana je izrazom:

$$FOM = \frac{1}{R^2 T} \quad (14)$$

gdje je T vrijeme potrebno za provođenje simulacije. T ovisi o računalu na kojem se provode simulacije. Ako se ista simulacija provodi više puta, za sve simulacije FOM mora biti relativno konstantan. MCNP provodi slijedeće provjere FOM :

8. Statistički konstantna vrijednost FOM kao funkcije broja čestica N zabilježenih na detektoru za drugu polovinu problema (od $N/2$ do N).
9. Nemonotono ponašanje FOM kao funkcije od N za $N/2$ do N .

Funkcija gustoće vjerojatnosti

Za svaki detektor MCNP stvara empirijsku funkciju gustoće vjerojatnosti $f(x)$ (engl. PDF – probability density function), gdje je x rezultat zabilježen na detektoru. Veličina $f(x)dx$ je vjerojatnost rezultata vrijednosti između x i $x+dx$. U rezultatima simulacije problem mogu predstavljati jako veliki rezultati koji nisu učestali. MCNP uzima u obzir 200 najvećih zabilježenih rezultata i za njih procjenjuje nagib (engl. $SLOPE$) funkcije gustoće vjerojatnosti. U tu svrhu MCNP prilagođava opću Paretovu raspodjelu $f_P(x)$ na najviše zabilježene rezultate. Paretova funkcija raspodjele s parametrima a i k :

$$f_P(x) = \frac{1}{a(1+kx/a)^{1+(1/k)}} \quad (15)$$

Nagib se procjenjuje izrazom:

$$SLOPE = 1 + \frac{1}{k} \quad (16)$$

MCNP provodi slijedeću provjeru nagiba (*SLOPE*):

10. *SLOPE* određen iz 200 najvećih rezultata mora biti veći od 3.

4. REZULTATI

Kao što je već opisano u poglavljima 3.3 i 3.4, za procjenu neutronske doznog ekvivalenta u okolini linearnog akceleratora Siemens Oncor Expression u KBC-u Osijek korištene su Monte

Carlo simulacije i mjerenja čvrstim detektorima nuklearnih tragova. Kod prvih mjerenja u okolini 4 linearna akceleratora najveći izazov bilo je nepoznavanje neutronskog spektra u mjernim položajima. Osim toga, brojanje tragova na detektorima obavljano je ručno i taj proces je dugotrajan. Stoga je pomoću MCNP koda napravljen model akceleratora i postupak brojanja tragova je automatiziran. Iz Monte Carlo simulacija dobiveni su podaci o raspodjeli energije u neutronskom spektru te podaci o mjestima gdje su fotoneutroni nastali. Iz tih podataka moguće je odrediti koliko neutronskom doznom ekvivalentu doprinosi olovna zaštita kojom su pojačani zidovi bunkera.

4.1 NEUTRONSKI DOZNI EKVIVALENT U OKOLINI ČETIRI LINEARNA AKCELERATORA

U Tablici 1. prikazani su neutronski dozni ekvivalenti u μSv po 1 Gy fotonske doze u izocentru za sva četiri akceleratora, sve mjerne točke i položaje kućišta u slučaju kada je fotonski snop veličine 40 cm x 40 cm. Za akcelerator II u Tablicu 1. uključena su mjerenja nakon zadnje rekonstrukcije bunkera. Aktivni detektor Thermo BIREM FHT 752 je bio dostupan samo u KBC Osijek pa su ta mjerenja uključena u Tablicu 1.

Tablica 1. Neutronski dozni ekvivalent u μSv po 1 Gy fotonske doze u izocentru za sva četiri akceleratora, sve mjerne točke, položaje kućišta 0° i 90° , veličinu snopa 40 cm x 40 cm [8].

		Kućište 0°				Kućište 90°			
		A μSvGy^{-1}	B μSvGy^{-1}	C μSvGy^{-1}	D μSvGy^{-1}	A μSvGy^{-1}	B μSvGy^{-1}	C μSvGy^{-1}	D μSvGy^{-1}
I-Mevatron 15 MV	Čvrsti detektor nuklearnih tragova	0,036	0,087	1,7	0,036	0,085	0,049	2	0,085
	Aktivni detektor Thermo BIREM	0,01	0,083	2,6	0,01				
II-Oncor 18 MV	Čvrsti detektor nuklearnih tragova	0,042	0,08	10	0,04	0,1	0,17	20	0,13
	Aktivni detektor Thermo BIREM	0,052	0,1	14,3	0,052				
III-Oncor 15 MV	Čvrsti detektor nuklearnih tragova	0,021	0,023	1,4	0,02	0,019	0,019	2,1	0,019
IV-Oncor 18 MV	Čvrsti detektor nuklearnih tragova	0,08	0,083	8	0,093	0,069	0,059	10	0,075

Za procjenu neutronskog doznog ekvivalenta iz geometrijskih karakteristika bunkera korištene su Kerseyeva i Wu–McGinleyeva formula (jednadžbe (4) i (5)). Rezultati su prikazani u Tablici 2. zajedno s rezultatima mjerenja u točki C.

Tablica 2. Usporedba neutronskog doznog ekvivalenta izmjerenog u točki C i procjene neutronskog doznog ekvivalenta pomoću Kerseyeve i Wu–McGinleyeve formule [8].

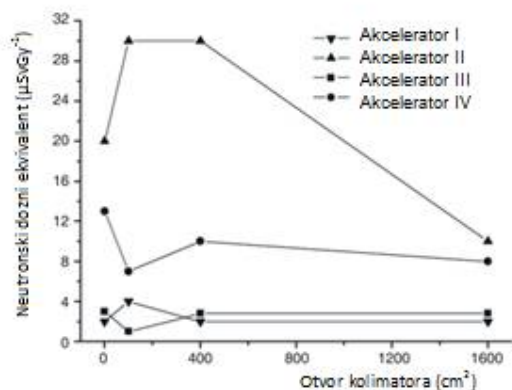
	Akcelerator I	Akcelerator II	Akcelerator III	Akcelerator IV
Izmjereno (μSvGy^{-1})	1,7	10,0	1,4	8,0
Kersey (μSvGy^{-1})	0,5	12,7	0,9	5,9
Wu-McGinley (μSvGy^{-1})	0,3	4,2	0,4	1,8

U Tablici 3. prikazani su rezultati mjerenja nakon instalacije akceleratora i svake rekonstrukcije bunkera u koji je smješten akcelerator. Mjerenja su prikazana za veličinu snopa 40 cm x 40 cm, položaj kućišta 90° i točke A i D.

Tablica 3. Neutronski dozni ekvivalent u μSv po 1 Gy fotonske doze u izocentru za akcelerator II u svim fazama rekonstrukcije. Mjerenja su prikazana za točke A i D, veličinu snopa 40 cm x 40 cm i položaj kućišta 90° [8].

		A, G=90° (μSvGy^{-1})	D, G=90° (μSvGy^{-1})
II – Oncor 18 MV	1 m betona + 19 cm čelika	0,1	0,24
II – Oncor 18 MV	1 m betona + 19 cm čelika + 12 cm čelika	0,093	0,29
II – Oncor 18 MV	1 m betona + 19 cm čelika + 12 cm čelika + 30 cm betona + zaštita za vrata	0,042	0,13

Na Slici 28. prikazana je ovisnost neutronskog doznog ekvivalenta o veličini fotonskog snopa za sve četiri mjerne točke.

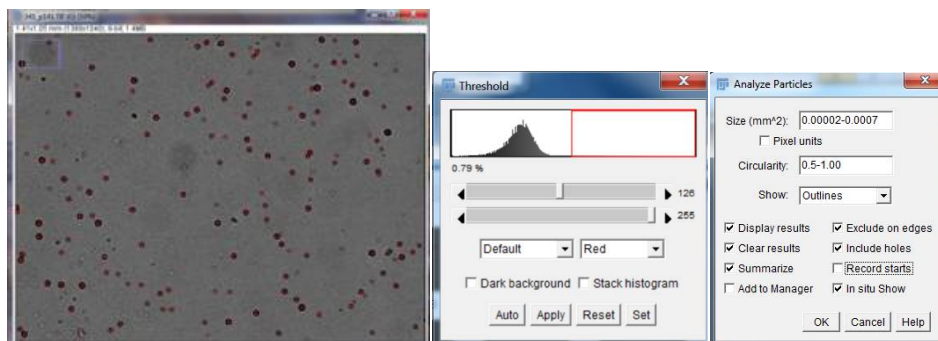


Slika 28. Neutronske dozne ekvivalente u μSv po 1 Gy fotonske doze u izocentru za sva četiri akceleratora u točki C. Kut kućišta je 0° . Veličine snopova prikazane su u cm^2 [8].

4.2 AUTOMATIZACIJA BROJANJA TRAGOVA NA ČVRSTIM DETEKTORIMA NUKLEARNIH TRAGOVA

10 detektora ozračeno je na linearnom akceleratoru Siemens Oncor Expression 18 MV fotonskim snopom. Detektori su ozračeni s 400 MU (monitorskih jedinica) na udaljenosti 100 cm od izvora snopa, veličina snopa je iznosila $10 \times 10 \text{ cm}^2$. Svi detektori snimljeni su mikroskopom kako je već opisano. Za brojanje tragova na detektoru korišten je javno dostupan (engl. open source) program ImageJ. Tragovi su brojani ručno pomoću alata Cell Counter (ImageJ). Kod ručnog brojanja potrebno je označiti svaki trag i taj proces je dugotrajan. Stoga je upotrijebljen automatski brojač Analyze Particles (ImageJ). Prije uporabe snimke detektora mikroskopom sliku je bilo potrebno obraditi. To je učinjeno određivanjem praga na sivoj skali. Svi pikseli ispod tako određenog praga obojani su (Slika 29.). Cilj je bio odrediti prag koji će se automatski primjenjivati na svaku sliku prije automatskog brojanja, ali se takav postupak pokazao kao nestabilan jer male razlike između detektora i male razlike u osvjetljenju prilikom snimanja detektora značajno utječu na rezultat brojanja. Stoga je odlučeno kako će se za svaku sliku posebno određivati prag na sivoj skali. Nasumično je odabran jedan detektor (ser. br. 341) koji je u daljnjim mjerenjima korišten kao baždarni detektor kojim se „treniralo oko“ prije obrade detektora. Ručnim brojanjem na tom je detektoru dobivena gustoća tragova iznosila 114,14 tragova po mm^2 detektora. Nakon obrade slike upotrijebljen je automatski brojač tragova Analyze Particles (Slika 29.). U brojaču bilo potrebno odrediti kriterij prema kojem će brojati tragove. Nakon dugotrajne analize različitih kombinacija uvjeta brojanja, najstabilnijim se pokazalo brojanje upotrebom slijedećih uvjeta: Raspon površine traga $0,00002\text{--}0,0007 \text{ mm}^2$, tj. tragova od 5 do 30 μm u promjeru.

Circularity 0,5-1, gdje 1 savršen krug. U takvim uvjetima gustoća tragova na detektoru 341 koju je izbrojao automatski brojač iznosila je 91,8 tragova po mm² detektora.



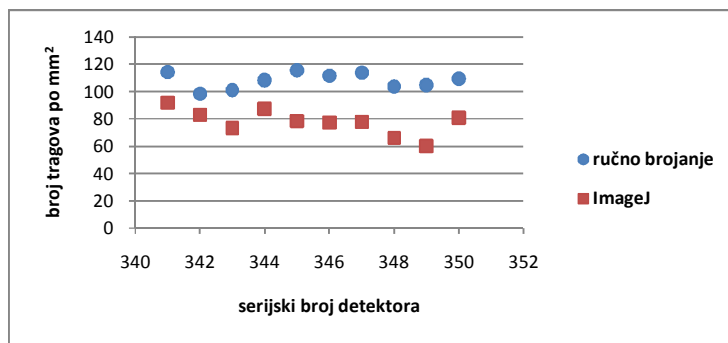
Slika 29. Određivanje praga na sivoj skali i bojanje tragova pomoću automatskog brojača Analyze Particles.

Ručno i uporabom automatskog brojača, kako je opisano, izbrojani su tragovi na već spomenutih 10 detektora ozračenih u istim uvjetima na linearnom akceleratoru Siemens Oncor Expression 18 MV fotonskim snopom. U Tablici 4. navedeni su rezultati mjerenja. U slučaju kada su tragovi brojani ručno srednja vrijednost gustoće tragova svih 10 detektora iznosila je (108 ± 6) tragova po mm², a u slučaju kada su tragovi brojani automatskim brojačem (78 ± 9) tragova po mm². Kod ručnog brojanja relativna pogreška iznosila je 4,4%, a kod automatskog brojanja 8,7%. Relativna pogreška obuhvaća eventualne male promjene u uvjetima izlaganja i obrade detektora, eventualnu razliku između samih detektora, male promjene uvjeta snimanja te ljudski faktor prilikom brojanja tragova.

Tablica 4. Srednja vrijednost i standardna devijacija gustoće tragova za 10 detektora ozračenih s 400 MU (monitorskih jedinica) na udaljenosti 100 cm od izvora snopa, veličina snopa iznosila je 10x10 cm².

	Ručno gustoća (trag po mm ²)	ImageJ gustoća (trag po mm ²)
srednja vrijednost	108,1	77,5
standardna devijacija	5,8	9,4

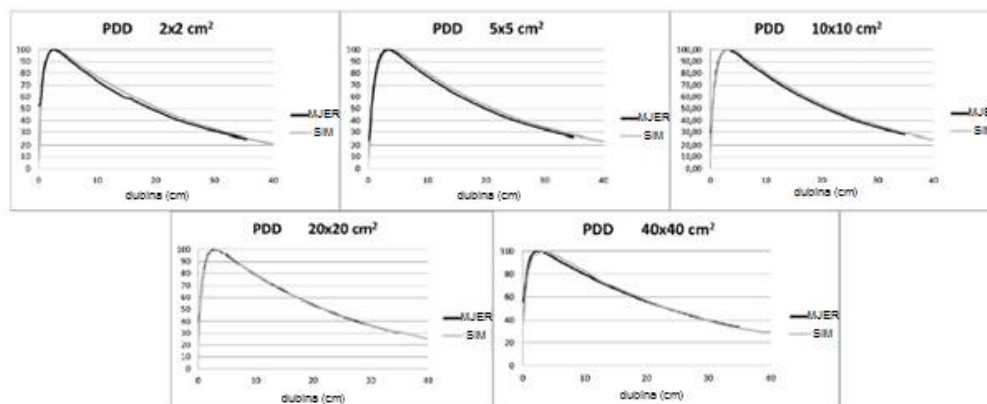
Na Slici 30. grafički su prikazane gustoće tragova za 10 detektora. Odaziv detektora nije u svim slučajevima isti, a automatsko brojanje tragova kao i ručno prate razlike u odazivu detektora.



Slika 30. Prikaz gustoće tragova izbrojenih ručno i pomoću automatskog brojača za 10 detektora ozračenih s ozračenih s 400 MU (monitorskih jedinica) na udaljenosti 100 cm od izvora snopa, veličina snopa je iznosila 10x10 cm².

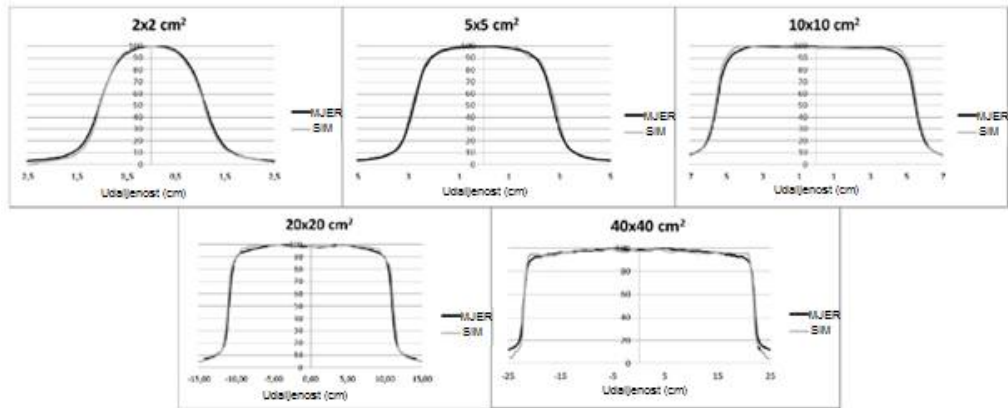
4.3 PRILAGODBA MONTE CARLO MODELA LINEARNOG AKCELERATORA SIEMENS ONCOR EXPRESSION MJERENIM PODACIMA

Kao što je već navedeno, model linearnog akceleratora prilagođen je tako da odgovara izmjerenim krivuljama postotne dubinske doze i doznih profila. Izmjereni i simulirani podaci za krivulje postotne dubinske doze za snopove veličina 2x2 cm², 5x5 cm², 10x10 cm², 20x20 cm² i 40x40 cm² prikazani su na Slici 31. Za sve veličine snopa odstupanje mjerenih i simuliranih rezultata bilo je manje od 2% u područjima visoke doze, što je zadovoljavajuće [37] [18].



Slika 31. Izmjereni (MJER) i simulirani (SIM) podaci za krivulje postotne dubinske doze za snopove veličina 2x2 cm², 5x5 cm², 10x10 cm², 20x20 cm² i 40x40 cm² [61].

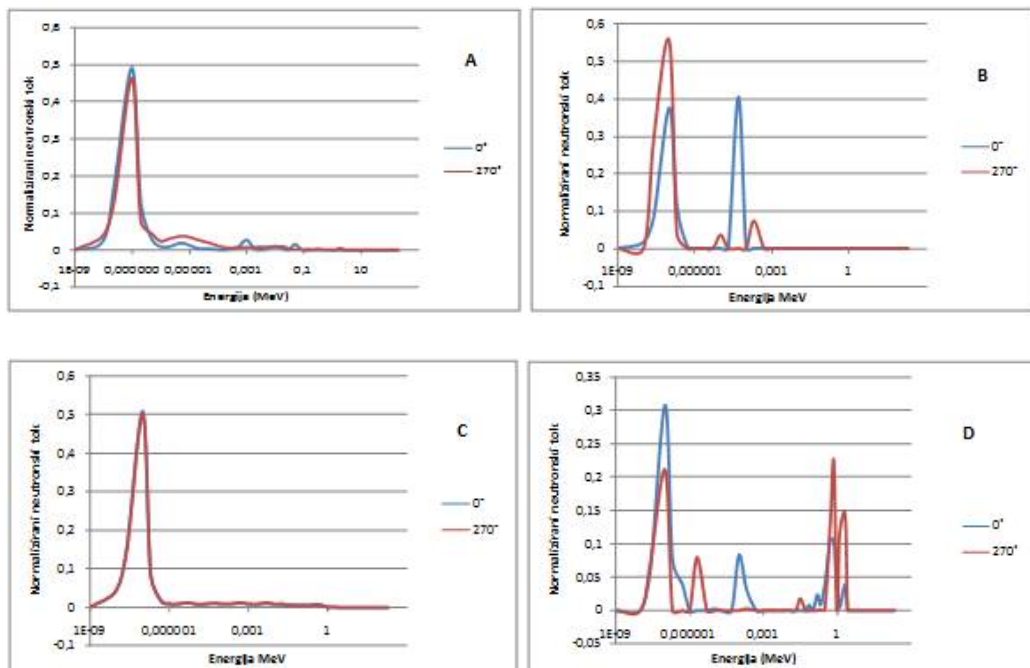
Izmjereni i simulirani dozni profili prikazani su na Slici 32. Iako je pažnja bila usmjerena na male snopove, odstupanja mjerenih i simuliranih doznih profila za sve veličine snopa ne prelaze 3% u područjima visoke doze.

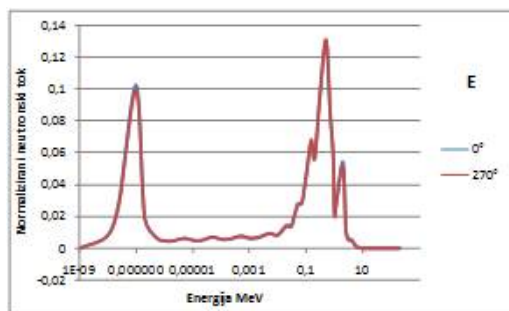


Slika 32. Izmjereni (MJER) i simulirani (SIM) podaci za dozne profile za snopove veličina $2 \times 2 \text{ cm}^2$, $5 \times 5 \text{ cm}^2$, $10 \times 10 \text{ cm}^2$, $20 \times 20 \text{ cm}^2$ i $40 \times 40 \text{ cm}^2$ [61].

4.4 NEUTRONSKI DOZNI EKVIVALENT OKO LINEARNOG AKCELERATORA SIEMENS ONCOR EXPRESSION U KBC OSIJEK

Za procjenu neutronskog doznog ekvivalenta u okolini linearnog akceleratora korišteni su neutronski detektori napravljeni od čvrstog detektora nuklearnih tragova CR-39 i konverzijske folije BN-1. Detektori su postavljeni u mjerne položaje A, B, C, D i E prikazane na Slici 20. Pomoću MCNP koda napravljen je model akceleratora Siemens Oncor Expression i bunker u kakav je akcelerator smješten u KBC-u Osijek. Iz Monte Carlo simulacija dobiveni su neutronski spektri u navedenim mjernim točkama. Simulacije su napravljene za kutove kućišta 0° i 270° . Dobiveni spektri prikazani su na Slici 33.





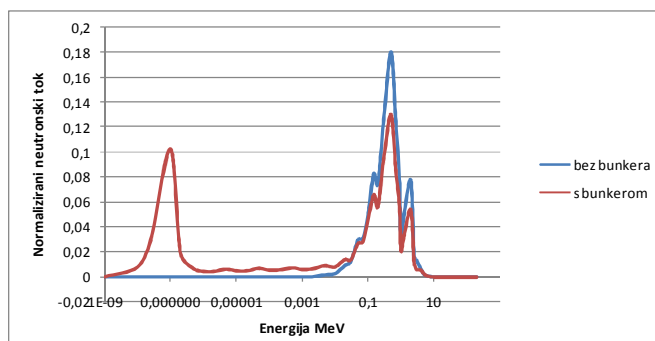
Slika 33. Normalizirani neutronske spektri za mjerni položaj A, B, C, D i E.

U Tablici 5. dan je ukupan neutronske tok u mjernim položajima A, B, C, D i E za kutove kućišta 0° i 270°.

Tablica 5. Ukupan neutronske tok u mjernim položajima A, B, C, D i E za kutove kućišta 0° i 270°. Neutronske tok dan je u broju neutrona po cm² po elektronu koji upada na metu.

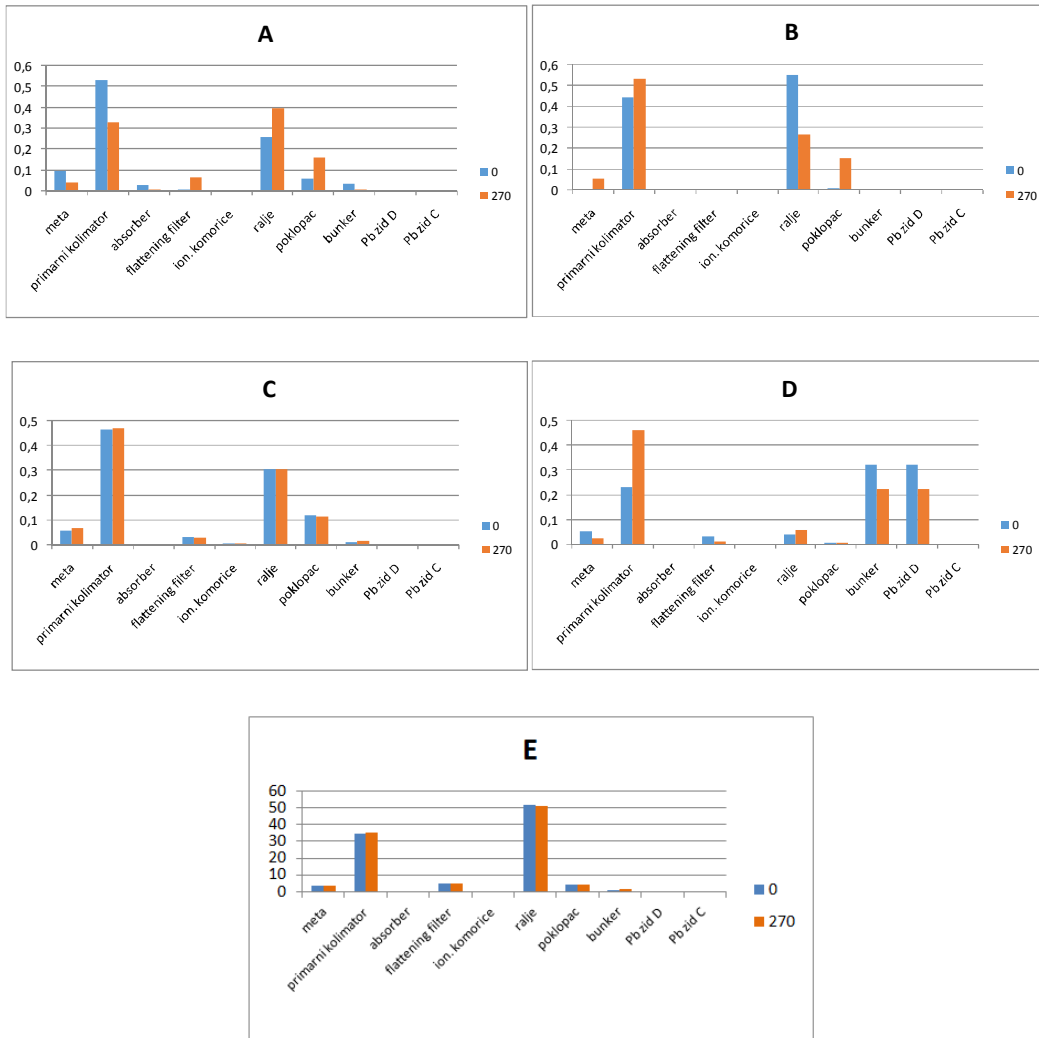
Kućište	Mjerni položaj				
	A	B	C	D	E
0°	$5,6 \cdot 10^{-13}$	$5,3 \cdot 10^{-14}$	$3,6 \cdot 10^{-10}$	$8,4 \cdot 10^{-24}$	$1,5 \cdot 10^{-8}$
270°	$6,6 \cdot 10^{-13}$	$3,4 \cdot 10^{-14}$	$4,2 \cdot 10^{-10}$	$1,6 \cdot 10^{-22}$	$1,5 \cdot 10^{-8}$

Na Slici 34. prikazan je neutronske spektar u izocentru (mjerno mjesto E) dobiven simulacijama sa i bez bunkera.



Slika 34. Normalizirani neutronske spektri u mjernoj točki E za simulacije sa i bez bunkera.

Osim spektara u mjernim položajima A, B, C, D i E, Monte Carlo simulacijama dobiveni su i podaci o tome u kojim dijelovima linearnog akceleratora i bunkera nastaju neutroni. Podaci o mjestima nastanka fotoneutronske za sve mjerne položaje za kutove kućišta 0° i 270° prikazani su na Slici 35.



Slika 35. Prikaz neutronskega toka prema mjestu nastanka neutrona za mjerne položaje A, B, C, D i E.

Kao što je već opisano neutronske detektorje sastavljeni od čvrstog detektora nuklearnih tragova CR-39 i konverzijske folije BN-1 postavljene su u mjerne položaje A, B, C, D i E i ozračene 18 MV fotonskim snopom za kutove kućišta 0°, 90°, 180° i 270°. Polovina od ukupnog broja detektora postavljena je s aktivnom stranom, tj. konverzijskom folijom od bora, prema izvoru zračenja, a polovina s aktivnom stranom okrenutom od izvora zračenja. Rezultati mjerenja nakon oduzimanja gustoće tragova uzrokovane pozadinskim zračenjem koja je iznosila 0,47 tragova po mm² sa standardnom devijacijom 0,09 tragova po mm² prikazani su u Tablici 6.

Tablica 6. Gustoća tragova očitana na neutronske detektorima za mjerne položaje A, B, C, D i E dana u jedinici trag/mm^2 normirana na 2500 MU. Right – srednja vrijednost gustoće tragova za detektore s aktivnom stranom okrenutom prema izvoru zračenja, Wrong - srednja vrijednost gustoće tragova za detektore s aktivnom stranom okrenutom od izvora zračenja.

		G 0°	G 90°	G 270°	G 180°
Položaj	Right/Wrong	Gustoća tragova	Gustoća tragova	Gustoća tragova	Gustoća tragova
A	R	0,22	0,42	0,37	0,51
A	W	0,10	0,27	0,37	0,55
B	R	0,19	0,48	0,23	0,32
B	W	0,35	2,00	0,29	0,38
C	R	29,28	40,65	22,08	11,17
C	W	33,56	33,04	24,03	30,70
D	R	0,74	0,11	0,20	0,59
D	W	0,11	0,15	0,15	0,62
E	R	593,36	324,18	438,10	413,12
E	W	494,08	408,13	416,76	521,75

Iz Tablice 6. je vidljivo kako se rezultati ne razlikuju značajno bez obzira na položaj detektora (aktivna strana prema izvoru ili od izvora zračenja) prilikom ozračivanja te su svi rezultati uzeti kao relevantni u daljnjoj obradi. U Tablici 7. prikazane su srednje vrijednosti gustoća tragova sa pripadajućim standardnim devijacijama za mjerne položaje A, B, C, D i E za kutove kućišta 0° i 270°.

Tablica 7. Srednje vrijednosti gustoća tragova sa pripadajućim standardnim devijacijama u tragovima po mm^2 normirane na 2500 MU.

Položaj	G 0°		G 90°		G 270°		G 180°	
	Srednja vrijednost	Standardna devijacija	Srednja vrijednost	Standardna devijacija	Srednja vrijednost	Standardna devijacija	Srednja vrijednost	Standardna devijacija
A	0,16	0,13	0,35	0,16	0,37	0,01	0,53	0,04
B	0,27	0,14	1,24	0,25	0,26	0,08	0,35	0,11
C	31,42	7,45	36,84	6,53	23,05	3,29	20,93	15,45
D	0,43	0,82	0,13	0,03	0,18	0,11	0,61	0,02
E	543,72	32,26	326,41	14,40	427,43	38,28	547,93	39,60

U Tablici 8. prikazani su ukupni neutronske tokovi i brojevi alfa čestica nastalih na foliji BN-1 te rezultati mjerenja za sve mjerne položaje i kutove kućišta za koje postoje neutronske spektri iz Monte Carlo simulacija.

Tablica 8. Ukupan neutronske tok i broj alfa čestica nastalih na foliji BN-1 dobiven Monte Carlo simulacijama te gustoća tragova na CR-39 detektoru dobivena mjerenjima za mjerne položaje A, B, C, D i E za kutove kućišta 0° i 270°. Rezultati normirani na 2500 MU.

Mjerni položaj	G 0°			G 270°		
	Neutronske tok neutron/mm ² (Monte Carlo)	Broj α čestica nastalih na 1 mm ² BN-1 (Monte Carlo)	Gustoća tragova trag/mm ² (CR-39)	Neutronske tok neutron/mm ² (Monte Carlo)	Broj α čestica nastalih na 1 mm ² BN-1 (Monte Carlo)	Gustoća tragova trag/mm ² (CR-39)
A	153.6	1.4	0.16	180.5	1.5	0.37
B	14.3	0.9	0.27	9.3	0.9	0.26
C	98932.5	8910	31.42	113612	9980	23.05
D	2.3·10 ⁻⁹	9.8·10 ⁻¹¹	0.43	4.4·10 ⁻⁸	1.4·10 ⁻⁹	0.18
E	4050113	72900	543.72	4112733.5	71400	427.43

U Tablici 9. prikazane su osjetljivosti detektora na neutronske tok za kutove kućišta 0° i 270° za mjerne položaje C i E.

Tablica 9. Osjetljivost detektora za mjerne položaje C i E za kutove kućišta 0° i 270°.

Mjerni položaj	G 0°	G 270°
	trag/neutron	trag/neutron
C(mjerenja)/C(MCNP)	0,00032	0,00020
E(mjerenja)/E(MCNP)	0,00013	0,00010

U Tablici 10. prikazani neutronske dozni ekvivalenti za mjerna mjesta A, B, C, D i E za kutove kućišta 0° i 270° zajedno s rezultatima iz prvih istraživanja.

Tablica 10. Neutronske dozni ekvivalenti u μSv po Gy fotonske doze u izocentru za mjerna mjesta A, B, C, D i E za kutove kućišta 0° i 270°.

	Gantry 0°					Gantry 270°				
	A (μSv/Gy)	B (μSv/Gy)	C (μSv/Gy)	D (μSv/Gy)	E (μSv/Gy)	A (μSv/Gy)	B (μSv/Gy)	C (μSv/Gy)	D (μSv/Gy)	E (μSv/Gy)
LR 115	0,04	0,08	10	0,04		0,1	0,17	20	0,13	
Active detector	0,052	0,1	14,3	0,052						
MCNP	0,008	0,0006	8,2	1.3·10 ⁻¹²	3297	0,01	0,004	10,3	4.21·10 ⁻¹¹	3333

Iz podataka o neutronske doznom ekvivalentu izračunati su kalibracijske koeficijenti za neutronske detektor CR-39 u mjernim položajima C i E (Tablica 11.).

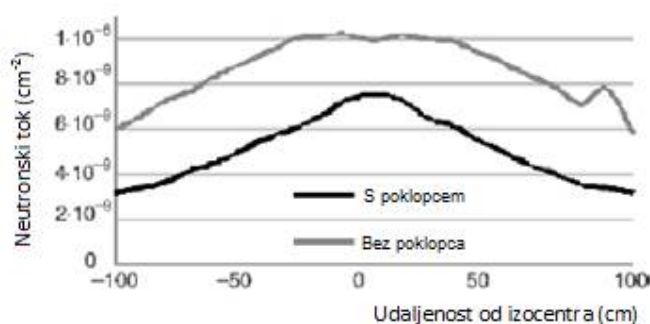
Tablica 11. Kalibracijski koeficijenti za neutronske detektor CR-39 za mjerne položaje C i E i za kutove kućišta 0° i 270°.

	G 0°	G 270°
Položaj	$\mu\text{Sv}/(\text{trag}/\text{mm}^2)$	$\mu\text{Sv}/(\text{trag}/\text{mm}^2)$
C	6,52	11,20
E	151,61	194,97

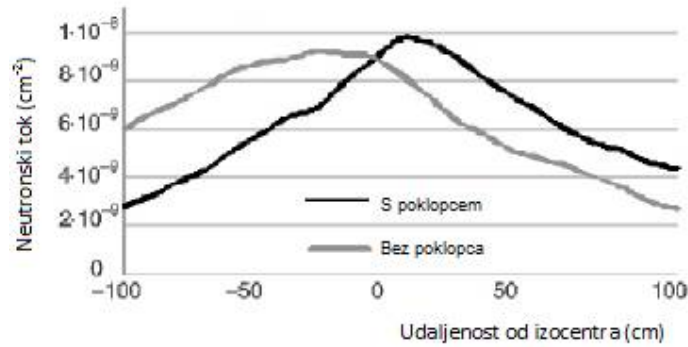
4.5 UTJECAJ POKLOPCA GLAVE LINEARNOG AKCELERATORA NA NEUTRONSKI DOZNI EKVIVALENT

Kao što je već navedeno, u Monte Carlo simulacijama često se zbog jednostavnosti izrade modela i nedostupnosti informacija od proizvođača linearnih akceleratora, poklopac glave akceleratora izostavlja iz modela linearnog akceleratora. U ovom dijelu rada prikazani su rezultati ispitivanja utjecaja poklopca glave akceleratora na neutronske dozni ekvivalent.

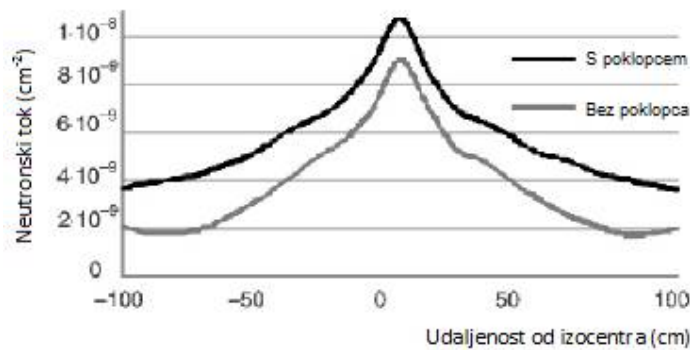
Detektori su smješteni na stranice kvadrata kojemu je u sjecištu dijagonala meta linearnog akceleratora (Slika 24.). Stranice kvadrata definiraju ravnine koje su na udaljenosti 1 m od mete i nalaze se iznad, pored i ispod glave akceleratora. Ravnina ispod glave akceleratora je ravnina u koju je postavljen bolesnik za vrijeme terapije zračenjem. U sve tri ravnine promatrani su neutronske profili, tj. prostorna raspodjela neutronske toka. Neutronske tokove normalizirani su po elektronu koji upada na metu. Neutronske profile prikazani su na Slici 36.



a) Ravnina iznad glave akceleratora



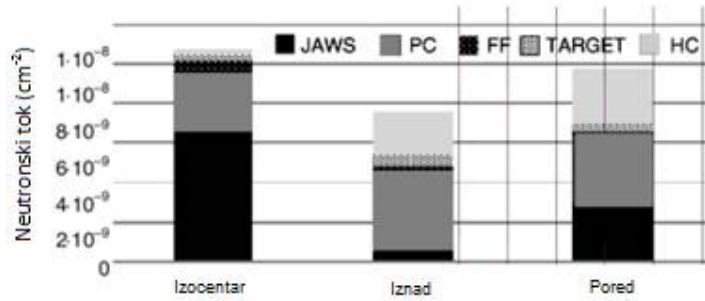
b) Ravnina pored glave akceleratora



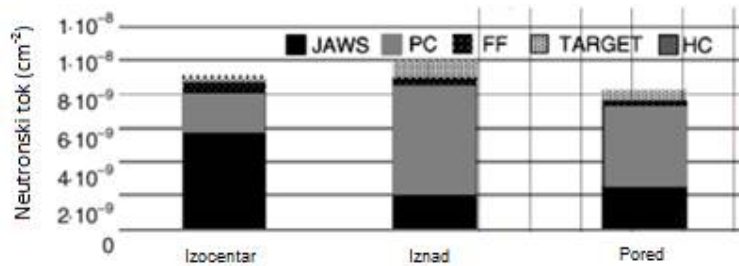
c) Ravnina u kojoj se nalazi bolesnik

Slika 36. Neutronske profile u tri promatrane ravnine: a) iznad glave akceleratora, b) pored glave akceleratora i c) ispod glave akceleratora, tj. ravnina u kojoj se nalazi bolesnik za vrijeme terapije. Neutronske tok dan je u jedinicama čestica $\cdot \text{cm}^{-2}$ po elektronu koji upada na metu. Udaljenost detektora od središta stranice kvadrata dana je u centimetrima. Crna boja predstavlja puni model glave akceleratora s poklopcem, a siva model bez poklopca.

Za potrebe analize podataka na Slici 36. određena su mjesta nastanka neutrona, tj. koliko pojedini dio glave akceleratora sudjeluje u nastanku fotoneutrona. Rezultati za model koji uključuje poklopac glave akceleratora i model koji ne uključuje poklopac prikazani su na Slici 37. Udio dijelova glave akceleratora (sekundarnog kolimatora (JAWS), primarnog kolimatora (PC), homogenizatora (FF), mete (TARGET) i poklopca glave (HC)) u nastanku fotoneutrona prikazan je za sve tri ravnine: ravninu bolesnika (Izocentar), ravninu iznad glave akceleratora (Iznad), ravninu pored glave akceleratora (Pored).

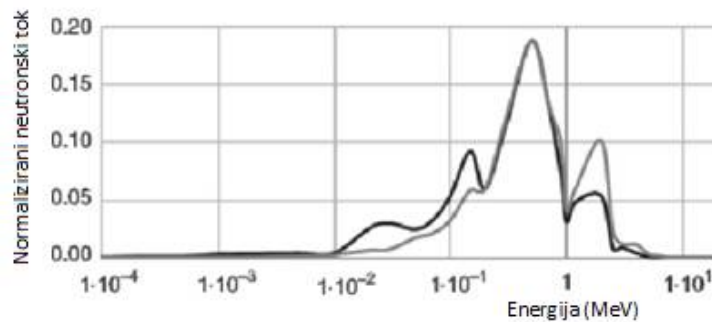


a) Model s poklopcem glave

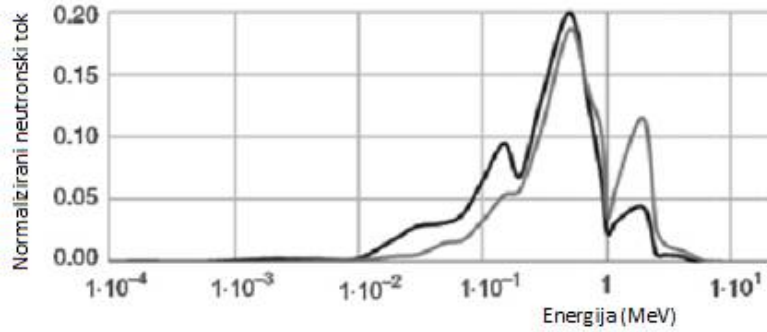


b) Model bez poklopca glave

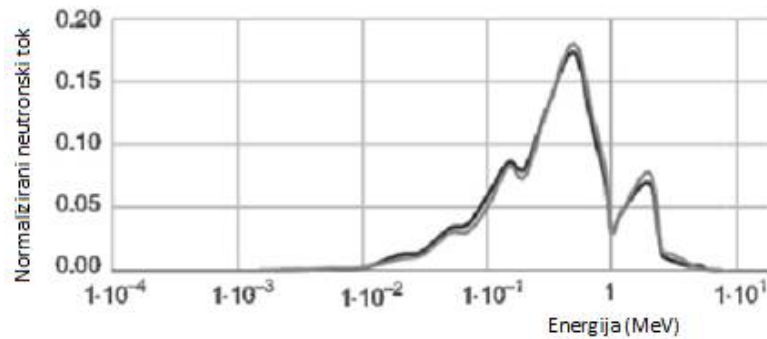
Slika 37. Prikaz neutronskog toka prema mjestu nastanka neutrona za: a) model s poklopcem glave akceleratora i b) model bez poklopca. Sekundarni kolimator (JAWS) prikazan je crnom bojom, primarni kolimator (PC) sivom bojom, homogenizator (FF) crnom bojom s bijelim točkicama, meta (TARGET) bijelom bojom s crnim točkicama i poklopac glave (HC) svijetlo sivom bojom. Ravnina bolesnika – Izocentar, ravnina iznad glave akceleratora – Iznad, ravnina ispod glave akceleratora – Pored.



a) Ravnina iznad glave akceleratora



b) Ravnina pored glave akceleratora



c) Ravnina u kojoj se nalazi bolesnik

Slika 38. Neutronske spektre u tri promatrane ravnine: a) iznad glave akceleratora, b) pored glave akceleratora i c) ravnina u kojoj se nalazi bolesnik. Crna boja predstavlja model akceleratora s poklopcem glave, a siva model bez poklopca.

Na Slici 38. prikazani su neutronske spektre u točki na udaljenosti 1 m iznad glave akceleratora (Slika 38. a)), u točki na udaljenosti 1 m pored glave akceleratora (Slika 38. b)) i u izocentru (Slika 38. c)). Kod modela akceleratora s poklopcem glave neutronske spektre sadrže više neutrona s nižim energijama nego spektre modela bez poklopca glave. Te rezultate se može povezati sa srednjim energijama neutronske spektara prikazanim u Tablici 12. Srednje energije neutrona u Tablici 12. dane su za modele sa i bez poklopca glave akceleratora i prema mjestu nastanka neutrona u glavi akceleratora. Dana je i ukupna srednja energija neutrona.

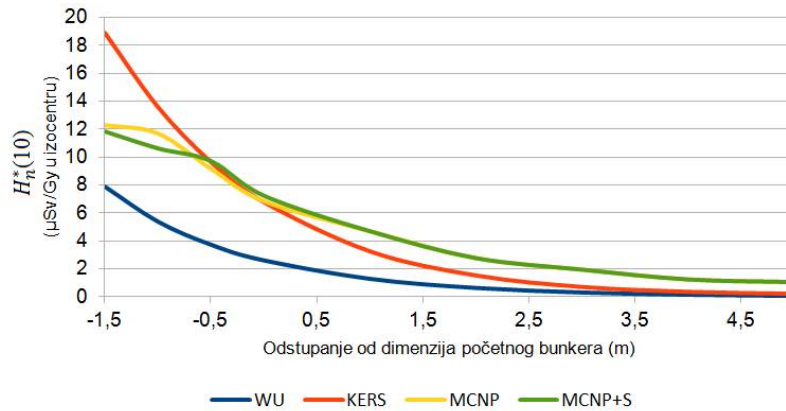
Tablica 12. Srednje energije neutrona koji nastaju poklopcu glave (HC), primarnom kolimatoru (PC), homogenizatoru (FF), ionizacijskim komoricama (MC), sekundarnom kolimatoru (Jaws) i meti (Target). U zadnjem stupcu dana je ukupna srednja energija neutrona.

	Energija (MeV)						
	HC	PC	FF	MC	Jaws	Target	Overall
	S poklopcem glave						
Izocentar	0,27	0,77	1,06	0,29	0,40	1,03	0,55
Iznad	0,36	0,55	0,79	0,14	0,38	0,69	0,50
Ispod	0,38	0,51	0,55	0,19	0,47	0,55	0,46
	Bez poklopca glave						
Izocentar	0,00	0,84	0,90	0,25	0,43	1,10	0,59
Iznad	0,00	0,74	0,95	0,21	0,42	0,90	0,71
Ispod	0,00	0,75	0,89	0,39	0,69	0,96	0,75

4.6 PROVJERA KERSEYEVE I WU-MCGINLEYEVE FORMULE ZA MALE BUNKERE

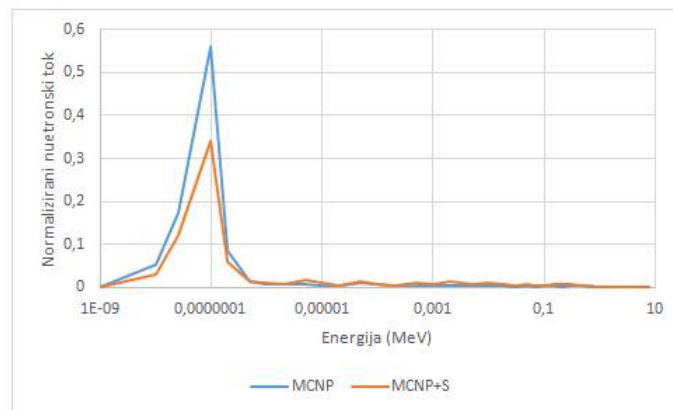
Kao što je već navedeno, za procjenu neutronske doznog ekvivalenta na unutrašnjoj strani vrata bunkera linearnog akceleratora, koriste se Kerseyeva i Wu-McGinleyeva empirijska formula (izrazi (4) i (5)). U objema formulama neutronske dozne ekvivalent ovisi o geometrijskim karakteristikama bunkera dok sastav zidova bunkera nije uzet u obzir. Linearni akcelerator Siemens Oncor Expression smješten je u bunker koji je originalno građen za kobaltne radioterapijske uređaje. Taj bunker je manji od tipičnog bunkera za linearni akcelerator i zaštita od fotonskog zračenja izvan bunkera postignuta je umetanjem čeličnih ploča u zidove. U ovom dijelu rada cilj je bio ispitati koliko neutronske dozne ekvivalent na ulazu u male bunke izračunati pomoću empirijskih formula, odgovara Monte Carlo simulacijama.

Na Slici 39. uspoređen je neutronske dozne ekvivalent dobiven pomoću Kerseyeve formule, Wu-McGinleyeve formule i Monte Carlo simulacija sa i bez čelične ploče u zidu bunkera. Tlocrti bunkera simuliranih u ovim slučajevima prikazani su na Slici 27. a), b) i c). Fotonski snop linearnog akceleratora usmjeren je prema podu.



Slika 39. Usporedba neutronskog doznog ekvivalenta $H_n^*(10)$ dobivenog Wu-McGinley-evom formulom (WU), Kersey-evom formulom (KERS) i Monte Carlo simulacijom (MCNP) za različite veličine bunkera. MCNP+S su simulacije bunkera u kojima je uključena čelična barijera.

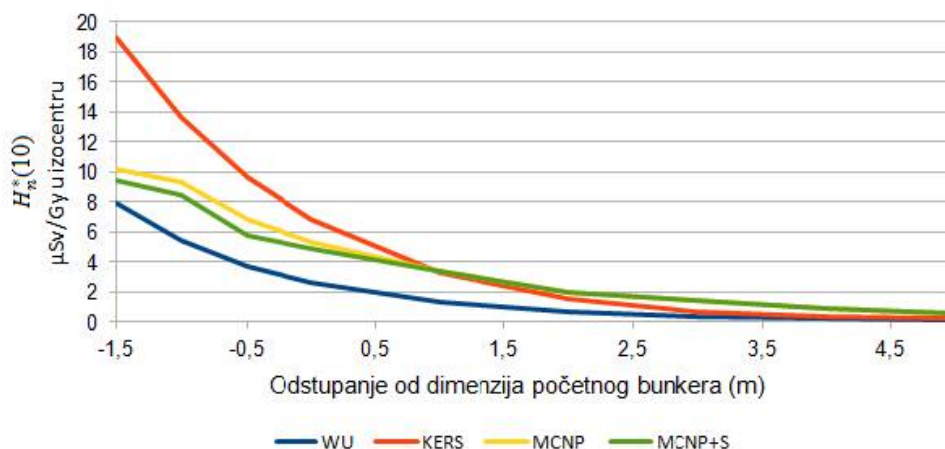
Slika 40. prikazuje neutronske spektre u točki s unutarnje strane vrata bunkera linearnog akceleratora u slučajevima kada je čelična ploča uključena u model bunkera (MCNP+S) i kada nije uključena u model bunkera (MCNP).



Slika 40. Neutronske spektre (čestica \cdot cm⁻²/elektron koji udara na metu) za model bunkera u koji je uključen čelik (MCNP+S) i za model koji ne sadrži čelik (MCNP). Spektar MCNP+S normaliziran je na spektar MCNP.

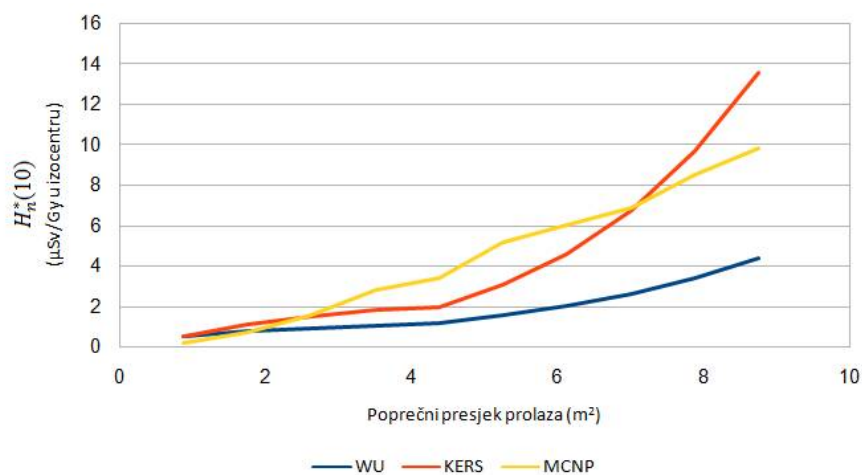
Na Slici 41. prikazana je usporedba neutronskih doznih ekvivalenata Kerseyeve formule, Wu-McGinleyeve formule i Monte Carlo simulacija sa i bez čelične ploče u zidu bunkera. Fotonski snop usmjeren je prema zidu koji sadrži čeličnu ploču. Dimenzije bunkera

smanjivane su i povećavane na isti način kao i u slučaju fotonskog snopa usmjerenog prema podu.



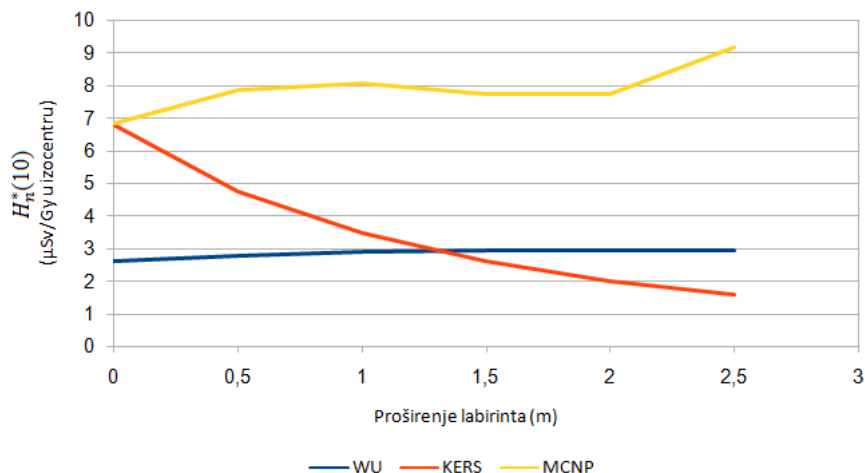
Slika 41. Usporedba neutronskog doznog ekvivalenta $H_n^*(10)$ dobivenog Wu-McGinley-evom formulom (WU), Kersey-evom formulom (KERS) i Monte Carlo simulacijom (MCNP) za različite veličine bunkera. MCNP+S su simulacije bunkera u kojima je uključena čelična barijera. Snop je usmjeren u zid koji sadrži čeličnu ploču.

Na Slici 42. Prikazana je ovisnost neutronskog doznog ekvivalenta dobivenog pomoću Kerseyeve formule, Wu-McGinleyeve formule i Monte Carlo simulacija o smanjenju poprečnog presjeka prolaza koji povezuje labirint i prostoriju u koju je smješten linearni akcelerator (A_r). Tlocrt bunkera korištenog za ove simulacije prikazan je na Slici 27. d).



Slika 42. Usporedba neutronskih doznih ekvivalenata $H_n^*(10)$ dobivenih Wu-McGinley-evom formulom (WU), Kersey-evom formulom (KERS) i Monte Carlo simulacijom (MCNP) za različite vrijednosti poprečnog presjeka prolaza koji povezuje labirint i prostoriju s akceleratorom.

Na Slici 43. Prikazana je ovisnost neutronskeg doznoeg ekvivalenta dobivenog pomoću Kerseyeve formule, Wu-McGinleyeve formule i Monte Carlo simulacija o povećanju poprečnog presjeka labirinta (S_l). Tlocrt bunkera korištenog za ove simulacije prikazan je na Slici 32. e) na stranici 45.



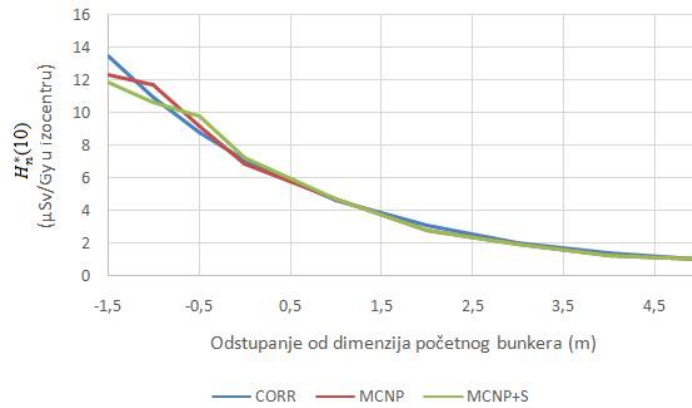
Slika 43. Usporedba neutronskeg doznoeg ekvivalenta $H_n^*(10)$ dobivenih Wu-McGinley-evom formulom (WU), Kersey-evom formulom (KERS) i Monte Carlo simulacijom (MCNP) za različite vrijednosti poprečnog presjeka labirinta.

Naglasak u ovom radu je na malim bunkerima koji su nastali prenamjenom bunkera za kobaltne radioterapijske uređaje u bunkere u koje su smješteni linearni akceleratori. Odstupanja neutronskeg doznoeg ekvivalenta dobivena Monte Carlo simulacijama od ekvivalenta izračunatog pomoću empirijskih formula najveće je za male bunkere. Stoga je predložena jednostavnija formula za izračun neutronskeg doznoeg ekvivalenta na ulazu u labirint bunkera [62]:

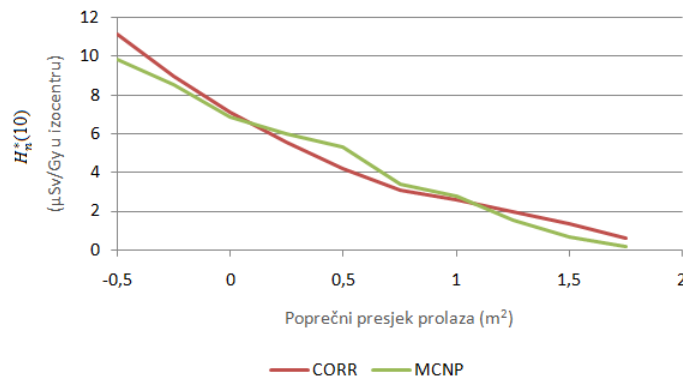
$$D_n = 3.43 \cdot 10^{-16} \cdot \phi_A \cdot e^{\frac{-d_2}{4.3}} \cdot A_r \quad (17)$$

D_n je neutronskeg doznoeg ekvivalent na ulazu u labirint, ϕ_A je neutronskeg tok i A_r je poprečni presjek prolaza koji povezuje labirint i prostoriju u koju je smješten linearni akcelerator.

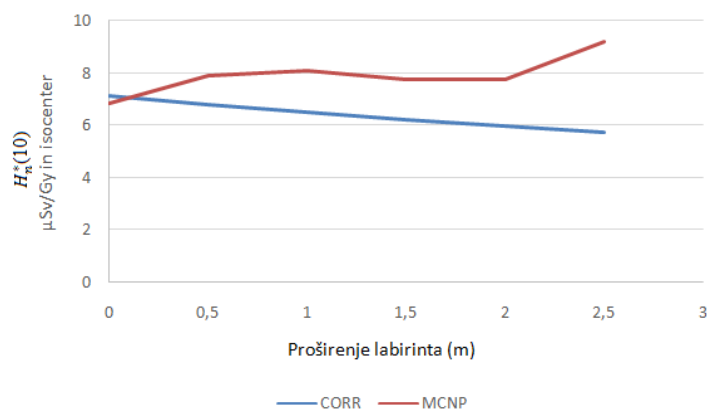
Na Slikama 44., 45. i 46. prikazana je usporedba rezultata dobivenih pomoću formule (17) i rezultata Monte Carlo simulacija.



Slika 44. Usporedba neutronskog doznog ekvivalenta $H_n^*(10)$ dobivenog formulom (17) (CORR), i Monte Carlo simulacijom (MCNP) za različite veličine bunkera. MCNP+S su simulacije bunkera u kojima je uključena čelična barijera.



Slika 45. Usporedba neutronskih doznih ekvivalenata $H_n^*(10)$ dobivenih formulom (17) (CORR) i Monte Carlo simulacijom (MCNP) za različite vrijednosti poprečnog presjeka prolaza koji povezuje labirint i prostoriju s akceleratorom.



Slika 46. Usporedba neutronskih doznih ekvivalenata $H_n^*(10)$ dobivenih formulom (17) (CORR) i Monte Carlo simulacijom (MCNP) za različite vrijednosti poprečnog presjeka labirinta.

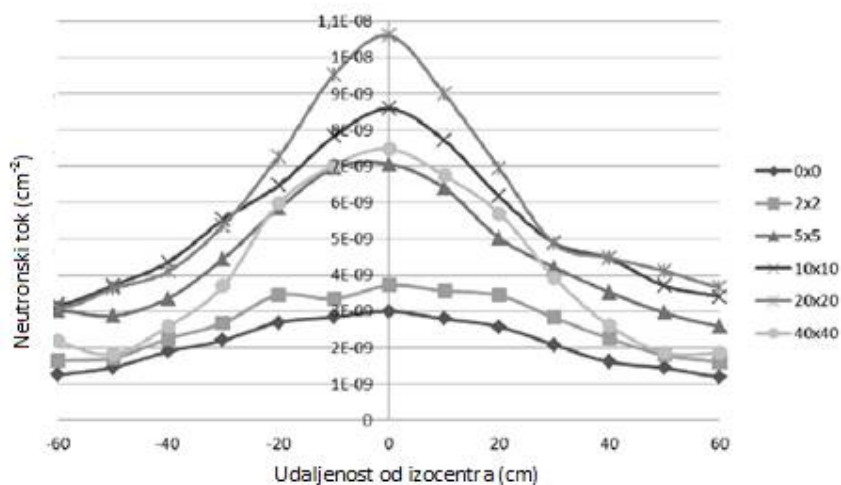
4.7 NEUTRONSKI TOK U RAVNINI BOLESNIKA

Kao što je opisano model akceleratora napravljen je tako da simulirane krivulje postotne dubinske doze i doznih profila za fotonske snopove veličina $2 \times 2 \text{ cm}^2$, $5 \times 5 \text{ cm}^2$, $10 \times 10 \text{ cm}^2$, $20 \times 20 \text{ cm}^2$, $40 \times 40 \text{ cm}^2$ odgovaraju izmjenjenim podacima. Nakon validacije modela akceleratora analizirana je ovisnost neutronskog toka u izocentru o veličini fotonskog snopa. Simulacije su provedene za snopove veličina $0 \times 0 \text{ cm}^2$, $2 \times 2 \text{ cm}^2$, $5 \times 5 \text{ cm}^2$, $10 \times 10 \text{ cm}^2$, $20 \times 20 \text{ cm}^2$ i $40 \times 40 \text{ cm}^2$. Rezultati su prikazani u Tablici 13. U prvom i drugom retku Tablice 13. prikazani su podaci za neutronski i fotonski tok u jedinici čestica/cm² po elektronu koji udara na metu. U trećem i četvrtom retku navedeni fotonski i neutronski dozni ekvivalent u jedinici Sv/h po elektronu koji upada na metu. U posljednjem retku dan je neutronski dozni ekvivalent u mSv po Gy fotonske doze u izocentru. Podaci za snop veličine $0 \times 0 \text{ cm}^2$ dani su samo za neutronski tok i neutronski dozni ekvivalent jer fotonski tok i dozni ekvivalent za tu veličinu snopa nisu važni u kliničkoj uporabi linearnog akceleratora. Kod ozračivanja tumora snop s potpuno zatvorenim kolimatorima ($0 \times 0 \text{ cm}^2$) se ne primjenjuje. Za procjenu neutronskih i fotonskih doznih ekvivalenata u MCNP modelu linearnog akceleratora u izocentar je postavljena ćelija volumena $2 \times 2 \times 1 \text{ cm}^3$ i upotrijebljen F4 detektor (engl. tally). Neutronski dozni ekvivalent određen je pomoću ICRP konverzijskih koeficijenata [60].

Tablica 13. Neutronske i fotonske tokove dobiven Monte Carlo simulacijama za različite veličine snopova. Jedinica za tok je čestica $\cdot \text{cm}^{-2}$ po elektronu koji udara na metu, a za dozni ekvivalent Sv/h po elektronu. U posljednjem redu dan je neutronske dozni ekvivalent u mSv po Gy fotonske doze u izocentru.

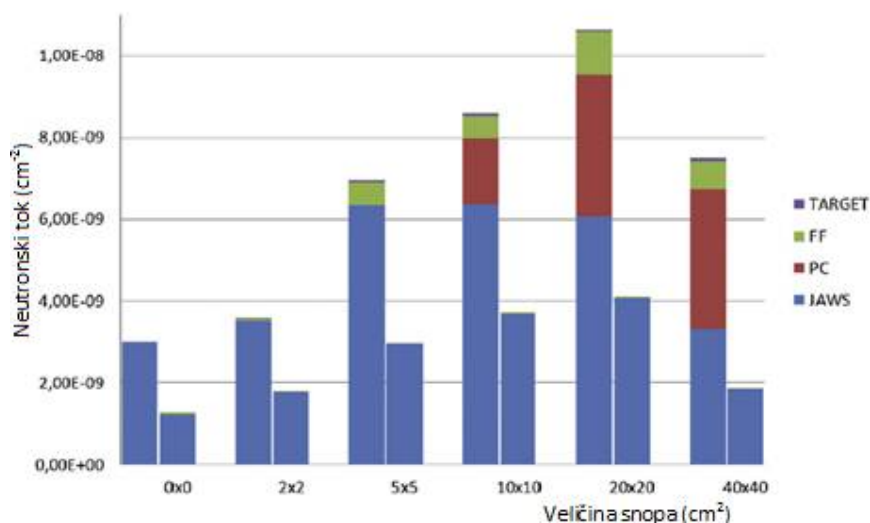
Veličina polja (cm^2)	0x0	2x2	5x5	10x10	20x20	40x40
Neutronske tok	$3,00 \cdot 10^{-9}$	$3,72 \cdot 10^{-9}$	$7,06 \cdot 10^{-9}$	$8,59 \cdot 10^{-9}$	$1,06 \cdot 10^{-8}$	$7,48 \cdot 10^{-9}$
Fotonske tok		$6,52 \cdot 10^{-5}$	$6,88 \cdot 10^{-5}$	$7,42 \cdot 10^{-5}$	$7,81 \cdot 10^{-5}$	$7,88 \cdot 10^{-5}$
Neutronske dozni ekvivalent	$1,56 \cdot 10^{-15}$	$3,19 \cdot 10^{-15}$	$6,71 \cdot 10^{-15}$	$8,82 \cdot 10^{-15}$	$1,12 \cdot 10^{-14}$	$8,70 \cdot 10^{-15}$
Fotonske dozni ekvivalent		$3,46 \cdot 10^{-12}$	$3,57 \cdot 10^{-12}$	$3,72 \cdot 10^{-12}$	$3,81 \cdot 10^{-12}$	$3,82 \cdot 10^{-12}$
Omjer (mSv/Gy)		0,9	1,9	2,4	2,9	2,3

Na Slici 47. prikazana je ovisnost neutronskega toka o udaljenosti od izocentra za fotonske snopove veličine $0 \times 0 \text{ cm}^2$, $2 \times 2 \text{ cm}^2$, $5 \times 5 \text{ cm}^2$, $10 \times 10 \text{ cm}^2$, $20 \times 20 \text{ cm}^2$ i $40 \times 40 \text{ cm}^2$. Neutronske tok ($\text{čestica} \cdot \text{cm}^{-2}$) je normaliziran po elektronu koji upada na metu. Tako prikazane krivulje ovisnosti neutronskega toka o udaljenosti od izocentra nazivaju se profili neutronskega toka. Za potrebe detekcije neutronskega toka postavljene su ćelije dimenzija $3 \times 3 \times 1 \text{ cm}^3$ koje su udaljene od izocentra 0, 10, 20, 30, 40, 50 i 60 cm. Ćelije su postavljene u oba smjera od izocentra. Za procjenu neutronskega dozni ekvivalenta korišten je detektor F4 (engl. tally).



Slika 47. Ovisnost neutronskega toka o udaljenosti od izocentra – profili neutronskega toka. Neutronske tok je normaliziran po elektronu koji upada na metu.

U daljnjem radu istraženo je gdje su neutroni nastali, tj. koji su dijelovi linearnog akceleratora i u kojoj mjeri izvori fotoneutrona. Na Slici 48. prikazani su neutronske tokovi prema mjestu nastanka neutrona. Lijevi stupac u stupčastom dijagramu prikazuje neutronske tok u izocentru, a desni 50 cm od izocentra u ravnini bolesnika za vrijeme radioterapije. U obzir su uzeti fotonski snopovi veličine $0 \times 0 \text{ cm}^2$, $2 \times 2 \text{ cm}^2$, $5 \times 5 \text{ cm}^2$, $10 \times 10 \text{ cm}^2$, $20 \times 20 \text{ cm}^2$ i $40 \times 40 \text{ cm}^2$. Izvor fotoneutrona na udaljenosti 50 cm od izocentra uglavnom je sekundarni kolimator – ralje (JAWS), dok jako mali dio neutrona nastaje u homogenizatoru (FF). U izocentru se s promjenom veličine fotonskog snopa situacija značajno mijenja. S povećanjem veličine snopa sekundarni kolimatori se udaljavaju jedan od drugog pa značajan doprinos neutronske toku kod većih snopova ($10 \times 10 \text{ cm}^2$, $20 \times 20 \text{ cm}^2$ i $40 \times 40 \text{ cm}^2$) daju neutroni nastali na homogenizatoru (FF) i primarnom kolimatoru (PC). I neutroni nastali na meti (TARGET) imaju doprinos toku u izocentru, no taj je doprinos malen. I u izocentru i na 50 cm udaljenosti od izocentra neutronske tok raste s povećanjem veličine fotonskog snopa i doseže maksimalnu vrijednost za snop veličine $20 \times 20 \text{ cm}^2$ te nakon toga opada.



Slika 48. Neutronske tok prema mjestu nastanka neutrona: TARGET – meta, FF – homogenizator, PC – primarni kolimator, JAWS – sekundarni kolimator. Lijevi stupac u stupčastom dijagramu prikazuje neutronske tok u izocentru, a desni 50 cm od izocentra.

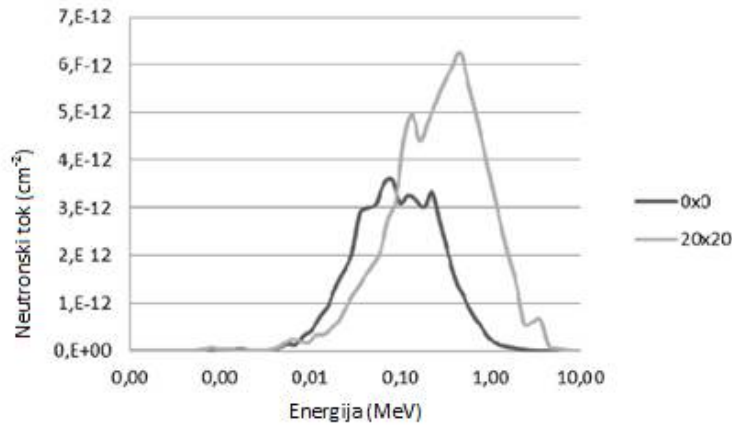
U Tablici 14. prikazane su srednje energije neutronske spektra u izocentru i na udaljenosti 50 cm od izocentra. Srednje energije su dane za fotonske snopove veličine $0 \times 0 \text{ cm}^2$, $2 \times 2 \text{ cm}^2$, $5 \times 5 \text{ cm}^2$, $10 \times 10 \text{ cm}^2$, $20 \times 20 \text{ cm}^2$ i $40 \times 40 \text{ cm}^2$. U izocentru srednja energija neutrona jako ovisi o veličini snopa, raste s povećanjem snopa i postiže maksimalnu vrijednost za snop

veličine 20 x 20 cm². Na udaljenosti 50 cm od izocentra promjena srednje energije neutrona s povećanjem fotonskog snopa je manje izražena. To je u skladu s podacima prikazanim na Slici 34. gdje se vidi da u izocentru udio neutrona nastalih na primarnom kolimatoru, homogenizatoru i meti se značajno mijenja s promjenom veličine fotonskog snopa. Podaci prikazani u Tablici 14. u skladu su s već objavljenim podacima [53].

Tablica 14. Srednje energije neutronske spektra u MeV u izocentru i na udaljenosti 50 cm od izocentra.

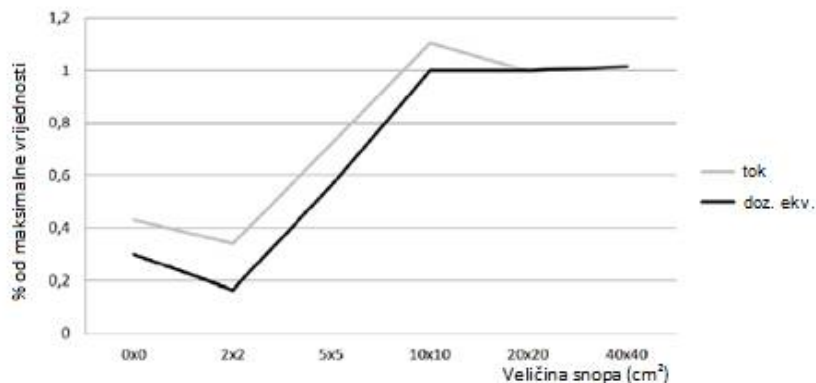
Veličina fotonskog polja (cm ²)	Udaljenost od izocentra (cm)	
	50	0
0x0	0,31	0,21
2x2	0,35	0,16
5x5	0,34	0,40
10x10	0,41	0,58
20x20	0,49	0,71
40x40	0,45	0,63

Kod izračuna neutronske doznog ekvivalenta iz neutronske toka bitno je poznavati raspodjelu neutronske toka po energijama. Neutronske spektar, tj. raspodjela neutronske toka prema energiji mijenja se s promjenom veličine fotonskog snopa. Ta je promjena prikazana na Slici 49. gdje se nalaze neutronske spektri u izocentru za veličine snopa 0 x 0 cm² i 20 x 20 cm². Neutronske spektar za snop 20 x 20 cm² u odnosu na spektar za snop 0 x 0 cm² ima pomak prema višim energijama, tj. maksimalnu vrijednost neutronske toka postiže na višoj energiji i ukupni neutronske tok je veći. Promjena u neutronske spektru prikazana na Slici 49. uzrok je razlici između neutronske toka i neutronske doznog ekvivalenta.



Slika 49. Neutronske spektre u izocentru za veličine snopa 0 x 0 cm² i 20 x 20 cm².

Na Slici 50. prikazani su neutronske tok i neutronske dozni ekvivalent u izocentru za različite veličine snopa (0 x 0 cm², 2 x 2 cm², 5 x 5 cm², 10 x 10 cm², 20 x 20 cm² i 40 x 40 cm²) normalizirani na maksimalnu vrijednost. Za pretvorbu neutronske toka u neutronske dozni ekvivalent upotrijebljeni su ICRP konverzijski koeficijenti [60]. Podaci na Slici 50. pokazuju kako je za mjerenja u izocentru potrebno uzeti u obzir raspodjelu neutronske spektre prema energijama. U suprotnom nesigurnost mjerenja može biti i do 20 %. Za mjerenja izvan izocentra promjena neutronske spektre s veličinom snopa je manje izražena. Ako mjerimo neutronske dozni ekvivalent za određenu veličinu snopa na različitim mjestima u ravnini bolesnika isto je bitno uzeti u obzir neutronske spektre. Za snop veličine 20 x 20 cm² mjerenja koja nisu uzela u obzir neutronske spektre mogu imati nesigurnost i do 10 %.



Slika 50. Neutronske tok i neutronske dozni ekvivalent u izocentru za različite veličine snopa (u cm²) normalizirani na maksimalnu vrijednost.

5. RASPRAVA

5.1 NEUTRONSKI DOZNI EKVIVALENT U OKOLINI ČETIRI LINEARNA AKCELERATORA

Neutronske dozne ekvivalente izmjereno je u okolini četiri linearna akceleratora pomoću čvrstih detektora nuklearnih tragova. Prema Tablici 1. najveći neutronske dozne ekvivalente izmjereno je u točki C (Slike 16. i 17.), posebno za akcelerator nominalnog napona 18 MV, što je i očekivano jer se točka C nalazi unutar bunkera. U slučaju kad je snop usmjeren u točku D (kućište 90°), dozni ekvivalent u točki C je veći nego kad je snop usmjeren u pod (kućište 0°). Takav porast neutronske dozne ekvivalente je očekivan za akcelerator I, III i IV jer je tada glava uređaja koja je glavni izvor neutrona najbliže točki C, a nastali neutroni se šire u svim smjerovima i materijali s visokim atomskim brojem u glavi materijala imaju slabo utjecaj na njihovu atenuaciju. Neočekivano, porast neutronske dozne ekvivalente uočeno je i kod akceleratora II, iako je glava akceleratora, kada je snop usmjeren u točku D, najudaljenija od mjerne točke C. I za ostale mjerne točke kod akceleratora II postoji porast neutronske dozne ekvivalente kada je snop usmjeren u točku D. Pretpostavka je da unutrašnji zid koji čini labirint, koji je napravljen od betona nepoznate gustoće širine 70 cm, nema velik utjecaj na atenuaciju neutrona. Osim toga, moguće je da čelik u vanjskom zidu bunkera postaje izvor fotoneutrona kad je snop usmjeren prema njemu. Akcelerator III je isto postavljen u prostor nekadašnjeg kobaltnog uređaja, ali u njegovom slučaju nije izmjereno porast neutronske dozne ekvivalente s promjenom kuta pod kojim je usmjeren fotonski snop. Razlog tomu može biti to što je njegov nominalni akceleratori potencijal niži, iznosi 15 MV. Rezultati mjerenja dobiveni pasivnim i aktivnim detektorima (Tablica 1.) su usporedivi jer oba detektora sadrže ^{10}B i time imaju sličnu energetska ovisnost.

Za procjenu neutronske dozne ekvivalente iz geometrijskih karakteristika bunkera korištene su Kerseyeva i Wu–McGinleyeva formula i rezultati su uspoređeni s mjerenjima u točki C (Tablica 2.). U slučaju akceleratora II procjene neutronske dozne ekvivalente iz dimenzija bunkera objašnjavaju veliki dozni ekvivalent u točki C jer i u Kerseyevoj i Wu–McGinleyevoj formuli neutronske dozne ekvivalente raste eksponencijalno sa smanjenjem dužine labirinta. Bunker u koji je smješten akcelerator II ima jako kratak labirint (3,75 m). Iako je Kerseyev pristup u procjeni neutronske dozne ekvivalente konzervativan, mjerenja ga precjenjuju.

Bunker u koji je smješten akcelerator II je rekonstruiran dva puta nakon instalacije uređaja. Procijenjen je neutronske dozne ekvivalent nakon instalacije i svake rekonstrukcije (Tablica 3.). Mjerenja su vršena u točkama A i D jer se važnost pridavala položajima na kojima osoblje provodi većinu svog radnog vremena. Mjerenja pokazuju porast neutronske dozne ekvivalenta s dodavanjem 12 cm čelika i njegovo smanjenje dodavanjem 30 cm betona i pojačane zaštite u vratima na ulazu u labirint.

Kako neutronske dozne ekvivalent ovisi i o veličini fotonskog snopa, mjerenja su vršena za različite veličine snopa. Rezultati su pokazali kako je neutronske dozne ekvivalent niži za veće snopove.

Uzroci nesigurnosti mjerenja (i pasivnog i aktivnog detektora) su neutronske spektri preuzeti iz literature, tj. spektri nisu posebno računati za sva mjerna mjesta. Neutronske spektar može jako ovisiti o sastavu i debljini zaštitnih zidova u bunkeru.

U slučaju akceleratora II neutronske dozne ekvivalent u točki A gdje boravi osoblje koje upravlja uređajem iznosi 0,05 mSv/Gy fotonske doze u izocentru što je brzina doze od 15 mSv/h. U konzervativnoj procjeni (900 Gy tjedno, svi bolesnici zračenim visokoenergetskim snopovima od 18 MV) neutronske ekvivalentna doza može doseći 2 mSv godišnje po osobi. Stoga, kod izgradnje, a posebno rekonstrukcije malih prostora u koje će biti smješteni visokoenergetski linearni akceleratori, treba uzeti u obzir izgradnju zaštite od neutronske zračenja.

5.2 AUTOMATIZACIJA BROJANJA TRAGOVA NA ČVRSTIM DETEKTORIMA NUKLEARNIH TRAGOVA

Brojanje tragova je automatizirano korištenjem računalnog programa ImageJ i time je značajno smanjeno vrijeme potrebno za očitavanje detektora.

Jedan od ciljeva ovog rada je provjeriti postoji li mogućnost određivanja energijske raspodjele neutrona direktno iz detektora analizom veličine i oblika tragova na detektorima. Tragovi na detektorima su kružnog oblika i razlikuju se veličinom. Udarni presjek reakcije $^{10}\text{B}(n,\alpha)$ za termalne neutrone je oko 100 000 puta veći od udarnog presjeka za brze neutrone. Stoga, većina tragova je nastala od termalnih neutrona. Na primjer, u mjernom položaju A izvan bunkera prema Monte Carlo simulacijama, od svih neutrona koji su stupili u nuklearnu reakciju $^{10}\text{B}(n,\alpha)$, brzih neutrona je svega 2%. Preostalih 98% neutrona su termalni neutroni s energijama do 0,5 eV. Uhvatom termalnih neutrona na boru nastaju alfa čestice čija kinetička

energija iznosi 1,47 MeV. Kinetička energija upadnog neutrona je „utopljena“ u puno veću energiju koja nastaje reakcijom pa je nemoguće saznati njezinu vrijednost. Razlike u obliku i veličini tragova na detektorima nisu posljedica razlike u energiji upadnih neutrona, već razlici u kutovima pod kojim alfa čestica dolazi na površinu detektora. Stoga daljnja analiza oblika i veličine tragova nije nastavljena.

5.3 PRILAGODBA MONTE CARLO MODELA LINEARNOG AKCELERATORA SIEMENS ONCOR EXPRESSION MJERENIM PODACIMA

Kao što je opisano, model akceleratora napravljen je tako da simulirane krivulje postotne dubinske doze i doznih profila za fotonske snopove veličina $2 \times 2 \text{ cm}^2$, $5 \times 5 \text{ cm}^2$, $10 \times 10 \text{ cm}^2$, $20 \times 20 \text{ cm}^2$, $40 \times 40 \text{ cm}^2$ odgovaraju izmjerenim podacima. Odstupanja simuliranih i mjerenjem dobivenih fotonskih PDD krivulja nisu bila veća od 2% u područjima visoke doze. Dozni profili dobiveni simulacijom nisu odstupali više od 3% od izmjerenih za sve veličine snopa u područjima visoke doze, a u područjima niske doze 20%. Kod puštanja u rad linearnog akceleratora preporučena odstupanja iznose 2% za visokodozno područje i 20% za niskodozno područje [18]. Navedena odstupanja izmjerenih fotonskih krivulja postotne dubinske doze i doznih profila su prihvatljiva jer je konačni cilj simulacija odrediti neutronske spektre u okolini akceleratora. Na ovaj način prilagođen model korišten je u daljnjem radu te je izračunata jakost neutronske izvora Q koja je definirana kao broj neutrona koji dolazi iz glave akceleratora po greju fotonske doze [63]. Jakost izvora medicinskog linearnog akceleratora Siemens Oncor Expression iznosi $1,12 \cdot 10^{12}$ neutrona po greju fotonske doze što je usporedivo s već objavljenim rezultatima [43] [53] [64].

5.4 NEUTRONSKI DOZNI EKVIVALENT OKO LINEARNOG AKCELERATORA SIEMENS ONCOR EXPRESSION U KBC OSIJEK

Neutronske spektre dobiveni pomoću Monte Carlo simulacija u mjernim točkama unutar bunkera ne mijenjaju se značajno s promjenom kuta kućišta (Slika 33. c) i e)) dok se značajnije promjene u spektru uočavaju u mjernim točkama izvan bunkera (Slika 33. a), b) i d)). Svi spektri prikazani na Slici 33. imaju jedan ili više izraženih maksimuma. Spektri u svim mjernim položajima imaju maksimum u termalnom području (oko 0.1 eV). Spektar u položaju D ima i maksimum oko energije 1 MeV, a spektar u položaju E nešto ispod 1 MeV. Spektar u položaju A za kut kućišta 270° , osim maksimuma na energiji 0,1 eV, ima i dva manje izražena maksimuma za energije 1000 eV i 0,1 MeV. Spektar u položaju B za kut kućišta 270° , osim maksimuma na energiji 0,1 eV, ima i maksimum na 50 eV. Spektar u položaju D za kut kućišta 270° ima manje izražen maksimum u termalnom području, a više

izražen maksimum oko energije 1 MeV. Za točke unutar bunkera (C i E) promjena kuta kućišta ne utječe značajno na spektar.

Za mjerne položaje A, B, C i E promjena kuta kućišta nije imala značajan utjecaj na ukupan neutronske tok. U mjernom položaju D neutronske tok je 20 puta veći za kut kućišta 270° nego za kut 0° (Tablica 5.). To je očekivan rezultat jer kada se kućište nalazi pod kutom 270° , onda fotonski snop direktno upada na zid s čije se vanjske strane nalazi mjerni položaj D.

Na Slici 34. prikazan je neutronske spektar u izocentru (mjerno mjesto E) dobiven simulacijama u sa i bez bunkera. Spektar s bunkerom ima značajnu neutronske komponentu u području termalnih neutrona oko 0,1 eV. Simulacije s bunkerom pokazale su da je neutronske tok u izocentru (položaj E) za 38% veći nego neutronske tok dobiven simulacijama bez bunkera zato što se neutroni odbijaju od zidove bunkera i neki od odbijenih neutrona završe u izocentru. Osim toga bunker je i sam izvor fotoneutrona, ali svega 1% neutrona koji dopijevaju u izocentar nastaje u zidovima bunkera. Maksimum na energijama oko 0,1 eV posljedica je termalizacije neutrona nastalih u glavi akceleratora odbijanjem od zidove bunkera. Dio neutrona visokih energija se termalizira te maksimum na energiji oko 1 MeV postaje manje izražen (Slika 34). U slučaju kada je bunker uključen u simulaciju srednja energija neutronske toka u izocentru se smanjila s 0,58 MeV na 0,5 MeV. Ako se bunker ne uključi u Monte Carlo simulacije, neutronske dozni ekvivalent u ravnini bolesnika može biti precijenjen.

Prema Slici 35. u mjernim položajima A, B, C i E gotovo sav neutronske tok nastaje u glavi linearnog akceleratora. Iznimka je položaj D gdje za kut kućišta 0° 32% neutrona nastaje u zidu bunkera, a za kut kućišta 270° 22%.

Iz Monte Carlo simulacija poznati su neutronske spektri za mjerne točke A, B, C, D i E za kutove kućišta 0° i 270° . Spektri za kutove 90° i 180° nisu simulirani jer su podaci iz simulacija za 0° i 270° pokazali da se u mjernim položajima C i E (izocentru) neutronske spektar za promjenu kuta kućišta gotovo i ne mijenja. Za ostala mjerna mjesta A, B i D koja su izvan bunkera akceleratora, s aspekta zaštite od zračenja, simulacije za kutove kućišta 0° i 270° su dovoljne. Kada se kućište nalazi u položaju 270° , fotonske snop udara direktno u zid koji je pojačan olovom, a koji može biti dodatni izvor fotoneutrona. Stoga je kut kućišta 270° kritičan kut za zaštitu od zračenja osoblja koje se nalazi u okolini bunkera.

Neutronske spektre u mjernim položajima A, B, C, D i E za kutove kućišta 0° i 270° konvoluirani su s udarnim presjecima neutrona na boru za reakciju $^{10}\text{B}(n,\alpha)$. Podaci o udarnim presjecima preuzeti su iz datoteke ENDF/B-VII (Evaluated Nuclear Data File B-VII) [50]. Konvolucijom neutronske spektara i udarnih presjeka za reakciju $^{10}\text{B}(n,\alpha)$ dobiven je broj alfa čestica nastalih od danog spektra neutrona na jednom atomu bora ^{10}B za dani neutronske spektar. Broj tragova nastalih na neutronske detektoru CR-39 proporcionalan je broju alfa čestica nastalih na boru. U eksperimentalnom dijelu rada odaziv detektora CR-39 izražavan je u jedinici trag po mm^2 jer je 1 mm^2 otprilike površina vidnog polja na mikroskopu na povećanju korištenom za snimanje detektora. Kako bi se usporedili rezultati dobiveni mjerenjima i Monte Carlo simulacijama izračunat je broj alfa čestica nastalih na 1 mm^2 konverzijske folije BN-1 koja sadrži bor i zajedno s čvrstim detektorom nuklearnih tragova CR-39 čini neutronske detektor. Podaci o sastavu folije BN-1 dobiveni su od proizvođača ALGADE Laboratoire DOSIRAD, France. Broj atoma bora u jednom gramu iznosi $5,57 \cdot 10^{22}$. Folija BN-1 sadrži $0,4 \cdot 10^{-4}$ grama bora po mm^2 površine. Uzevši u obzir taj podatak broj atoma bora u 1 mm^2 folije BN-1 iznosi $2,23 \cdot 10^{18}$. Bor dolazi kao mješavina izotopa ^{10}B i ^{11}B . ^{11}B ima 1 000 000 puta manji udarni presjek za reakciju (n, α) od ^{10}B te stoga je isključen njegov udio u nastanku alfa čestica na BN-1 foliji. Udio bora ^{10}B je 20% pa broj atoma bora u 1 mm^2 folije BN-1 iznosi $4,46 \cdot 10^{17}$. Svi podaci dobiveni Monte Carlo simulacijama normirani su na 2500 MU jer su na 2500 MU normirani i rezultati mjerenja. U Tablici 8. prikazani su ukupni neutronske tokovi i brojevi alfa čestica nastalih na foliji BN-1 te rezultati mjerenja za sve mjerne položaje i kutove kućišta za koje postoje neutronske spektre iz Monte Carlo simulacija.

Prema Monte Carlo simulacijama u mjernim položajima C i E (Tablica 8.) nastaje velik broj alfa čestica koje mogu napraviti trag na detektoru pa je i gustoća tragova značajno veća od gustoće tragova uzrokovane pozadinskim zračenjem. No, u mjernim položajima A, B i D (naročito D) broj alfa čestica je 1 ili nekoliko redova veličine manja od 1. Čak i za položaj A u kojem nastaje jedna alfa čestica po mm^2 , vjerojatnost da će ta alfa čestica napraviti trag u detektoru je jako mala. Gustoća tragova na CR-39 detektorima dobivena mjerenjima je u razini pozadinskog zračenja. Stoga su za izračun osjetljivosti detektora u obzir uzeti samo mjerni položaji C i E jer je u tim položajima gustoća tragova zabilježena na detektorima značajno veća od gustoće tragova uzrokovane pozadinskim zračenjem. U Tablici 9. prikazane su osjetljivosti detektora na neutronske tok za kutove kućišta 0° i 270° za mjerne položaje C i

E. Srednja vrijednost svih osjetljivosti navedenih u Tablici 9. iznosi 0,0002, što znači da će svaki 5000-ti neutron napraviti trag na detektoru.

Za pretvorbu neutronskega toka u neutronske dozne ekvivalente upotrijebljeni su ICRP konverzijski koeficijenti [60]. U Tablici 10. prikazani neutronske dozne ekvivalenti za mjerna mjesta A, B, C, D i E za kutove kućišta 0° i 270° zajedno s rezultatima iz prvih istraživanja. Rezultati prvih istraživanja precjenjuju neutronske dozne ekvivalente, posebno u mjernom položaju D. Razlog tomu je nepoznavanje neutronske spektre u prijašnjim istraživanjima. U izocentru (mjerni položaj E) neutronske dozne ekvivalent iznosi 3,3 mSv po Gy fotonske doze. U konvencionalnoj radioterapijskoj tehnici za ozračivanje prostate koriste se 4 fotonske snopove veličine $10 \times 10 \text{ cm}^2$. Ukupna doza zračenja iznosi 74 Gy, dnevna doza 2 Gy, a broj monitorskih jedinica potrebnih za dnevno provođenje terapije iznosi 250. U tom slučaju neutronska ekvivalentna doza koju primi bolesnik iznosi 0,3 Sv što je usporedivo s već objavljenim podacima [65].

Mjerenja neutronskega detektorima pokazala su kako je neutronske dozne ekvivalente u izocentru puno veći od pozadinskog zračenja, te se CR-39 detektori mogu upotrebljavati za „in vivo“ dozimetriju na bolesniku. Iz gustoće tragova nastalih na detektoru neutronske dozne ekvivalente je moguće izračunati pomoću kalibracijskih koeficijenata u Tablici 11.

Izvan bunkera, u mjernim položajima A, B i D, neutronske dozne ekvivalente je teško mjeriti jer je on u razini brzine doze pozadinskog zračenja. Osjetljivost detektora je $2 \cdot 10^{-4}$ tragova po neutronu. Linearni akcelerator Siemens Oncor Expression u KBC-u Osijek dnevno ozrači 15 000 MU fotonskog snopove 18MV. Za primjer u razmatranje je uzeta točka A. Za 15 000 MU u točki A neutronske tok će biti 918 neutrona po mm^2 . Kada se uzme u obzir osjetljivost detektora, gustoća tragova nakon cijelog radnog dana izlaganja biti će manja od 1. Nadalje, nakon što je detektor izložen 20 radnih dana, gustoća tragova će iznositi 4 traga po mm^2 . Prema iskustvu u ovom istraživanju, pozadinsko zračenje može imati veću brzinu doze od neutronskega dozne ekvivalenta u mjernim položajima izvan bunkera. Neutronske tok u položaju A je 10 puta veći od neutronskega toka u položaju B i 10^{11} puta veći od toka u položaju D. Stoga je upotreba neutronskega detektora CR-39 u osobnoj dozimetriji upitna. Prema izračunima iz Monte Carlo simulacija srednja godišnja ekvivalentna doza od neutronskega zračenja u mjernom položaju A iznosi $324 \mu\text{Sv}$, u položaju B $83 \mu\text{Sv}$, a u položaju D $2,7 \cdot 10^{-5} \mu\text{Sv}$. Izračunate doze su daleko ispod granice izlaganja ionizirajućem zračenju koja iznosi 20 mSv jednoj godini [66]. Stoga, ako je sva zaštita od neutronskega

zračenja izvedena u skladu s pravilima struke, uključivanje neutronske dozimetrije u osobnu dozimetriju nije neophodno.

5.5 UTJECAJ POKLOPCA GLAVE LINEARNOG AKCELERATORA NA NEUTRONSKI DOZNI EKVIVALENT

Uključivanjem poklopca u model akceleratora u ravnini iznad glave akceleratora (Slika 36. a)) neutronske profil je pomaknut prema nižim vrijednostima, tj. neutronske tok je smanjen. U ravnini pored glave akceleratora (Slika 36. b)) neutronske profil je promijenjen, a ukupni neutronske tok je veći u slučaju kada je uključen poklopac glave akceleratora. U ravnini bolesnika (Slika 36. c)) neutronske profil je pomaknut prema višim vrijednostima, tj. uključivanje poklopca u model akceleratora uzrokuje povećanje neutronske toka.

Kako bi se analizirale promjene u neutronske spektrima umetanjem poklopca u model akceleratora određena su mjesta nastanka neutrona, tj. koliko pojedini dio glave akceleratora sudjeluje u nastanku fotoneutrona (Slika 36.). U ravnini bolesnika (Izocentar) poklopac glave akceleratora ima malu ulogu u nastanku neutrona, tj. neutroni nastali u poklopcu daju mali doprinos neutronske toku u izocentru. U ravninama iznad i pored glave akceleratora neutroni nastali u poklopcu glave značajno doprinose ukupnom neutronske toku. U ravnini iznad glave akceleratora poklopac glave zaustavlja značajan broj neutrona koji nastaju na primarnom i sekundarnom kolimatoru. U ravnini pored glave akceleratora poklopac glave u manjoj mjeri zaustavlja neutrone nastale na primarnom kolimatoru, a broj neutrona nastalih na sekundarnim kolimatoru je isti za modele sa i bez poklopca glave. Kada se zbroje svi neutroni nastali u poklopcu glave akceleratora, ukupan neutronske tok u ravnini pored glave akceleratora je povećan za 20 %.

Neutroni najviših energija uvijek nastaju u homogenizatoru ili meti, zatim slijede neutroni nastali na primarnom kolimatoru. Neutroni najnižih energija uvijek nastaju na sekundarnom kolimatoru ili u poklopcu glave akceleratora. Uključivanjem poklopca glave u model akceleratora smanjuje se srednja energija neutrona u svim promatranim točkama (Tablica 12.).

Neutronske tok u okolini glave linearnog akceleratora nije zanemariv jer u ravninama iznad i pored glave akceleratora opada sporije s udaljavanjem od središnje mjerne točke, nego što je to slučaj u ravnini bolesnika (Slika 36.). Neutronske tok u ravnini bolesnika je veći kada je u model akceleratora uključen poklopac glave akceleratora i to za 20% u središnjoj točki, a u udaljenijim točkama tok je udvostručen (Slika 36. c)). U ravnini iznad akceleratora neutronske

tok je manji za model s poklopcem jer je poklopac barijera koja se nalazi na putu neutrona do detektora. U ovoj ravnini neutronske tok je uvođenjem poklopca u model akceleratora smanjen za 25% u središnjoj mjernoj točki i za do 50% u udaljenijim točkama (Slika 36. a)). U ravnini pored akceleratora, u njezinom gornjem dijelu (udaljenost od -100 do 0 na Slici 36. b)), neutronske tok je gotovo dvostruko manji za model s poklopcem jer poklopac atenuira dio neutronske toka. U donjem dijelu ravnine (udaljenost od 0 do 100 na Slici 36. b)), situacija je obratna, taj neutronske tok za model bez poklopca je manji u prosjeku za 30% od toka u modelu s poklopcem.

Prema neutronske spektrima prikazanima na Slici 38., u sve tri ravnine se pojavljuje veći broj neutrona s nižim energijama kada se u model uključi poklopac. Uključivanjem poklopca u model u ravninama iznad i pored akceleratora, smanjio se broj neutrona s energijama većim od 1 MeV. Poklopac glave akceleratora zaustavlja neutrone nastale na meti i homogenizatoru koji imaju veću srednju energiju nego neutroni nastali na ostalim dijelovima glave akceleratora (Tablica 12.).

Promjene u neutronske spektru nastale uvođenjem poklopca glave akceleratora u Monte Carlo model važno je uzeti u obzir kada se neutronske tok mjeri detektorima koji sadrže konverzijsku foliju od bora ^{10}B jer je udarni presjek za reakciju (n,α) na boru jako energetski ovisan. Konvolucijom neutronske spektra i udarnog presjeka na boru dobije se ukupni broj neutrona koji će sudjelovati u nastanku alfa čestica, a koji je proporcionalan broju alfa čestica koje će na detektoru napraviti trag. Ako se u obzir ne uzmu neutronske spektri dobiveni simulacijama s poklopcem, nesigurnosti rezultata mjerenja mogu iznositi 28% u izocentru, 24% iznad glave akceleratora i 74% pored glave akceleratora. U Monte Carlo simulacije potrebno je uključiti poklopac glave akceleratora jer će izostavljanjem poklopca ukupan neutronske tok biti podcijenjen, a energija neutrona koji nastaju u glavi akceleratora precijenjena. Izostavljanje poklopca iz modela akceleratora može dovesti do velikih nesigurnosti u procjeni neutronske dozno ekvivalenta za bolesnika i osoblje tijekom radioterapije.

5.6 PROVJERA KERSEYEVE I WU-MCGINLEYEVE FORMULE ZA MALE BUNKERE

Neutronske dozn ekvivalent dobiven iz Monte Carlo simulacija smanjuje se gotovo eksponencijalno s produljenjem labirinta u bunkeru linearnog akceleratora kada je fotonske snop usmjeren prema podu (Slika 39.). Rezultati najčešće korištenih empirijskih formula za

izračun neutronskeg ekvivalenta (Kersey i Wu-McGinley) u velikoj mjeri odgovaraju rezultatima dobivenim iz Monte Carlo simulacija [62]. No, u slučajevima kada je veličina bunkera smanjena, podudarnost rezultata dobivenih pomoću empirijskih formula i rezultata iz Monte Carlo simulacija se smanjuje, posebno za Kerseyevu formulu. Wu-McGinleyeva formula bolje procjenjuje neutronske dozni ekvivalent iako ga podcjenjuje. Dodavanjem čelika u zid bunkera neutronske dozni ekvivalent smanjuje se za 10% (Slika 39.). Za neutrone energija kakve nalazimo u okolini linearnog akceleratora dominantno međudjelovanje sa čelikom i betonom je elastično raspršenje. Neutroni u prosjeku izgube više kinetičke energije u raspršenjima na elementima koji su sastavni dio betona, nego na željezu [67]. Za neutrone viših energija čelik je puno lošiji moderator od betona, ali čelik reflektira dio neutrona natrag u prostor bunkera. Zato je broj neutrona s višim energijama koji dolaze iz glave akceleratora do vrata bunkera veći u simulacijama s čeličnom barijerom. Srednja energija neutrona u simulacijama s čelikom iznosi 27 keV, a u simulacijama bez čelika 9,5 keV. U simulacijama bez čelične barijere broj neutrona nastalih u zidovima bunkera iznosi manje od 1%, a broj neutrona nastalih u glavi akceleratora 99%. Umetanjem čelične barijere u simulacije broj neutrona koji nastaju na njoj iznosio je 10% u ukupnom broju neutrona koji dopijevaju u labirint. Dodavanjem čelične barijere u model akceleratora broj neutrona koji dopijeva u labirint bunkera će se smanjiti, ali će njihova srednja energija biti veća (Slika 40.).

Rezultati simulacija u kojima je fotonski snop linearnog akceleratora usmjeren prema zidu u kojem se nalazi čelična barijera slični su rezultatima za simulacije s fotonskim snopom usmjerenim prema podu (Slika 41.). U ovom slučaju Wu-McGinleyeva metoda malo bolje procjenjuje neutronske dozni ekvivalent.

Prema Slici 42. neutronske dozni ekvivalent gotovo linearno ovisi o promjeni poprečnog presjeka prolaza koji povezuje labirint i prostoriju s akceleratorom (A_r). Promjena veličine poprečnog presjeka labirinta (S_l) imala je mali utjecaj na neutronske dozni ekvivalent dobiven pomoću Monte Carlo simulacija, tj. neutronske dozni ekvivalent je za sve simulirane veličine poprečnog presjeka labirinta gotovo konstantan (Slika 43.). Neutronske dozni ekvivalent dobiven Wu-McGinley-evom formulom odgovara rezultatima iz Monte Carlo simulacija, ali ga podcjenjuje za konstantnu vrijednost. Rezultati dobiveni pomoću Kerseyeve formule razlikuju se značajno od rezultata dobivenih Monte Carlo simulacijama, jer se prema Kerseyevoj formuli neutronske dozni ekvivalent smanjuje s povećanjem poprečnog presjeka labirinta (Slika 43.).

U svim prikazanim slučajevima (Slike 39., 41., 42. i 43.) rezultati dobiveni pomoću eksperimentalno dobivenih formula (Kersey i Wu-McGinley) odstupaju od rezultata dobivenih pomoću Monte Carlo Simulacija i do 40 %. Najveća odstupanja javljaju se u slučajevima kada su bunkereri malih dimenzija, tj. manjih od dimenzija početnog (tipičnog) bunkera. U slučajevima opisanim na Slikama 39. i 41. promjenom ukupne veličine bunkera mijenjala se duljina labirinta (d_2). Ovisnost neutronske doznog ekvivalenta o duljini labirinta (d_2) je eksponencijalna, o poprečnom presjeku prolaza između labirinta i prostorije u koju je smješten akcelerator (A_r) linearna, a ovisnost o poprečnom presjeku labirinta (S_l) može biti izostavljena. Stoga je predložena jednostavnija formula (17) za izračun neutronske doznog ekvivalenta na ulazu u labirint bunkera.

Rezultati dobiveni novom formulom (17) bolje odgovaraju Monte Carlo simulacijama nego Kerseyeva i Wu-McGinleyeva formula (Slika 44.). U najgorem slučaju, kada se radi o vrlo malim bunkerima nova formula (17) precjenjuje neutronske dozne ekvivalent za 20%. Daljnjim smanjenjem bunkera precjenjivanje bi vjerojatno bilo i veće, ali tako mali bunkereri u praksi ne postoje. Nova formula (17) dobro procjenjuje promjenu neutronske doznog ekvivalenta s promjenom poprečnog presjeka prolaza koji povezuje labirint i prostoriju u kojoj se nalazi akcelerator (Slika 45). Površina poprečnog presjeka labirinta (S_l) izostavljena je iz formule (17), ali odstupanja neutronske doznog ekvivalenta dobivenog pomoću formule (17) od Monte Carlo simulacija nisu veća od 20% (Slika 46.).

U slučajevima kada su bunkereri linearnih akceleratora prostorno ograničeni jer su nastali rekonstrukcijom bunkera namijenjenih kobaltnim uređajima postojeće empirijske formule precjenjuju (Kersey) ili podcjenjuju (Wu-McGinley) neutronske dozne ekvivalent na ulazu u labirint. Preporuka za procjenu neutronske doznog ekvivalenta je provođenje Monte Carlo simulacija, ali ako simulacije nisu izvedive, nova formula (17) će ga dovoljno dobro procijeniti.

5.7 NEUTRONSKI TOK U RAVNINI BOLESNIKA

Promjenom veličine fotonskog snopa oblik profila neutronske toka nije se značajnije mijenjao (Slika 47.). Ukupni neutronske tokovi i dozne ekvivalenti (Tablica 13.) su za sve veličine fotonskog snopa jednakog reda veličine, osim za snop 20x20 cm² kod kojeg su za red veličine manji. Iz tih rezultata se može zaključiti kako će neutronske dozne ekvivalent za bolesnika biti proporcionalan duljini trajanja ozračivanja i neće puno ovisiti o veličini upotrijebljenih snopova. U modernoj radioterapiji vrijeme trajanja terapije je veće jer se velikim brojem malih snopova ozračuje ciljani volumen te je zato procjena neutronske

kontaminacije snopa i neutronske doznog ekvivalenta za bolesnika bitna. Prema podacima u Tablici 13. neutronske dozne ekvivalent iznosi između 1 i 3 mSv u izocentru. Fotonske doze koje prime bolesnici u radikalnoj radioterapiji tipično iznose 45 – 74 Gy. Ako se primjerice uzme fotonska doza od 60 Gy, onda će neutronske dozne ekvivalent iznositi između 60 i 180 mSv. U tehnikama koje se koriste u modernoj radioterapiji broj monitorskih jedinica potrebnih za ozračivanje ciljanog volumena jednim Gy fotonske doze je 2-6 puta veći [68] nego u konvencionalnoj radioterapiji te bi neutronske dozne ekvivalent mogao biti puno veći.

Ovisnost neutronske doze o veličini fotonske doze prikazana je na Slici 48. i u Tablici 13. S povećanjem veličine snopa neutronske doze u izocentru i 50 cm od izocentra raste, postiže maksimalnu vrijednost za snop 20x20 cm² i nakon toga pada. Takvo ponašanje neutronske doze u skladu je s već objavljenim rezultatima [69]. Pretpostavka je kako većina neutrona nastaje visoko u glavi linearnog akceleratora i ti se neutroni atenuiraju na sekundarnom kolimatoru (raljama). S povećanjem veličine snopa sekundarni kolimatori se sve više međusobno razmiču i atenuacija neutrona je manja. Za očekivati je kako će neutronske doze doseći maksimalnu vrijednost za najveći snop (40x40 cm²), rezultati pokazuju kako se neutronske doze postiže maksimalnu vrijednost za snop 20x20 cm² i onda pada. Pretpostavka je da su i sekundarni kolimatori, osim što su atenuatori neutrona, ujedno i izvor neutrona. U tu svrhu istraženi su podaci o mjestu nastanka neutrona detektiranih u izocentru (Slika 48.).

Otvaranjem sekundarnog kolimatora, tj. povećanjem snopa, sve više neutrona nastalih na homogenizatoru i primarnom kolimatoru doprinose neutronske doze u izocentru i takvi rezultati su u skladu s već objavljenima [39] [53]. Energetska raspodjela neutrona nastalih u fotonuklearnim reakcijama ima maksimum oko 1 MeV koji čine neutroni nastali u nuklearnim evaporacijama i manje izražen maksimum na višim energijama koji čine neutroni nastali u direktnim reakcijama. Evaporacijski neutroni emitirani su izotropno. Kutna raspodjela neutrona nastalih u direktnim reakcijama opisana je s $\sin^2\theta$ (θ je kut između smjera fotona i neutrona), no direktni neutroni čine svega 10% od ukupnog neutronske doze spektra pa se neutronska kutna raspodjela smatra izotropnom [18]. Ipak, za očekivati je kako će veći dio direktnih neutrona s višim energijama dospjeti do ravnine bolesnika jer su više usmjereni prema njoj. Isto tako za očekivati je kako će neutroni nastali na dijelovima akceleratora načinjenim od volframa imati manju energiju od onih nastalih na dijelovima od željeza ili čelika jer je energetska prag za fotonuklearnu reakciju manji za volfram nego za željezo i olovo. Prema tome, energija neutrona koji su nastali u višim dijelovima glave akceleratora, posebno u homogenizatoru, biti će veća. Sa povećanjem veličine snopa u ravninu bolesnika

dospijeva sve veći broj neutrona nastalih na primarnom kolimatoru i homogenizatoru (Slika 48.). To objašnjava povećanje srednje energije neutrona u izocentru s povećanjem snopa (Tablica 14.). Povećanje srednje energije neutrona s povećanjem snopa je manje izraženo na 50 cm od izocentra jer je većina neutrona dospjelih tamo nastala na sekundarnom kolimatoru.

Neutroni nastali na meti linearnog akceleratora ne doprinose značajno neutronske kontaminaciji jer je udarni presjek za elektronuklearne reakcije (e, n) puno manji od udarnog presjeka za fotonuklearne reakcije na materijalima sadržanim u glavi akceleratora.

Najveće ograničenje neutronske detektora je energetska ovisnost. U Tablici 14. prikazani su podaci koji pokazuju kako se srednja energija neutrona značajno mijenja s promjenom veličine snopa. Najveće razlike u energetskej raspodjeli neutrona prikazane su na Slici 49. Ako se u pretvorbi neutronskeg toka u dozni ekvivalent ne uzme obzir raspodjela neutrona po energijama za određenu veličinu snopa, pogreška u procjeni neutronskeg doznog ekvivalenta može iznositi i do 20% (Slika 50.). Odmicanjem od izocentra u ravnini bolesnika neutronske spektr se mijenja. Kod mjerenja u kojima se mjerna točka nalazi na nekoj udaljenosti od izocentra potrebno je pri izračunu neutronskeg doznog ekvivalenta uzeti u obzir neutronske spektr u toj točki, inače uvedena nesigurnost u procjeni doznog ekvivalenta može iznositi preko 10%. To je posebno bitno za neutronske detektore koji sadrže konverzijsku foliju od bora ^{10}B jer udarni presjek za reakciju (n, α) jako ovisi o energiji upadnog neutrona.

6. ZAKLJUČAK

Jedan od ciljeva u ovom radu bio je smanjiti mjerne nesigurnosti detektora nuklearnih tragova u neutronske dozimetriji megavoltnih snopova medicinskih linearnih akceleratora elektrona automatizacijom procesa očitavanja detektora. Brojanje tragova na detektorima je automatizirano pomoću programa ImageJ. Nesigurnost automatiziranog brojanja u odnosu na ručno brojanje nije smanjena, ali je vrijeme potrebno za brojanje tragova znatno smanjeno. Kako bi relativna pogreška u brojanju tragova iznosila manje od 10%, potrebno je izbrojati najmanje 100 tragova. Kod ručnog brojanja to znači označiti svaki trag, a kod automatiziranog brojanja potrebno je samo odrediti prag na sivoj skali i uključiti automatski brojač.

Također, cilj rada bio je i umanjiti mjernu nesigurnost detektora uzrokovanu energijskom ovisnošću detektora neutrona izlaganjem detektora neutronske toku poznate energijske raspodjele. Energijska raspodjela je određena Monte Carlo simulacijom linearnog akceleratora i prostora u koji je smješten. Pomoću MCNP koda napravljen je model linearnog akceleratora Siemens Oncor Expression i bunkera. Model akceleratora napravljen je tako da simulirane krivulje postotne dubinske doze i doznih profila za fotonske snopove odgovaraju izmjerenim podacima. Jakost izvora medicinskog linearnog akceleratora Siemens Oncor Expression izračunata pomoću Monte Carlo simulacija iznosi $1,12 \cdot 10^{12}$ neutrona po greju fotonske doze. U model akceleratora uključen je poklopac glave akceleratora koji se često zbog jednostavnosti izrade modela i nedostupnosti informacija od proizvođača linearnih akceleratora izostavlja iz modela. Rezultati simulacija su pokazali kako je potrebno uključiti poklopac glave akceleratora u model jer će izostavljanjem poklopca ukupan neutronske tok biti podcijenjen, a energija neutrona koji nastaju u glavi akceleratora precijenjena što može dovesti do velikih nesigurnosti u procjeni neutronske doze koju primi bolesnik i osoblje za vrijeme radioterapije. U model akceleratora uključen je bunker u koji je akcelerator smješten i simulacijama su dobiveni neutronske spektri u mjernim položajima koji obuhvaćaju izocentar i okolinu bunkera. Simulacijama modela bunkera s akceleratorom dobiveni su neutronske energetske spektri u mjernim položajima unutar i izvan bunkera. U iste mjerne položaje postavljeni su neutronske detektori i određeni kalibracijske koeficijenti za izračun neutronske doznog ekvivalenta iz gustoće tragova na detektoru.

Usporedbom mjerenja i simulacije cilj je bio odrediti i postoji li mogućnost određivanja energijske raspodjele direktno iz detektora analizom veličine i oblika tragova na detektorima. Na taj način dobila bi se mogućnost njihove primjene za osobnu dozimetriju i mjerenje

ozračenja pacijenata u radioterapiji. Većina tragova nastalih na detektorima dolazi od termalnih neutrona čija je energija manja od 0,5 eV. Kinetička energija upadnog neutrona je „utopljena“ u puno veću energiju koja nastaje reakcijom pa je nemoguće saznati njezinu vrijednost. Razlike u obliku i veličini tragova na detektorima nisu posljedica razlike u energiji upadnih neutrona, već razlike u kutovima pod kojim alfa čestica dolazi na površinu detektora. Stoga daljnja analiza oblika i veličine tragova nije nastavljena.

Cilj je bio i izmjeriti neutronske dozne ekvivalente kojim su izloženi bolesnici i medicinsko osoblje u modernoj radioterapiji malim snopovima. Monte Carlo simulacijama dobiven je neutronske tok u ravnini bolesnika te je opisano kakav utjecaj ima promjena veličine snopa na neutronske tok. Procijenjen je neutronske dozne ekvivalent u izocentru, i on iznosi 3,3 mSv/Gy fotonske doze. Procijenjena je srednja godišnja ekvivalentna doza od neutronske zračenja kojoj je izloženo medicinsko osoblje i u mjernom položaju A srednja godišnja ekvivalentna doza iznosi 324 μ Sv, u položaju B 83 μ Sv, a u položaju D $2,7 \cdot 10^{-5}$ μ Sv.

Mjerenje neutronske dozne ekvivalenta kojim su izloženi pacijenti u modernoj radioterapiji pokazati će vrijedi li hipoteza da postoji potreba za uključivanjem tog doprinosa u procjenu ukupne doze ciljnih volumena u radioterapiji ili će upozoriti na konfiguracije terapijskih planova gdje je povećan udio neutronske ozračenja u fotonskom snopu. Za klasičan radioterapijski plan ozračivanja prostate sa 74 Gy neutronske ekvivalentna doza iznosi 0,3 Sv što nije zanemarivo, a što bi moglo imati značajan utjecaj na obližnje rizične organe koje potrebno poštediti prilikom ozračivanja tumorskih tkiva. Stoga je uključivanje doprinosa neutronske zračenja u procjenu ukupne doze preporučivo, no, trenutno ne postoji pouzdan način uključivanja neutronske dozne ekvivalenta prilikom izrade radioterapijskog plana. U ovom radu čvrsti detektori nuklearnih tragova CR-39 kalibrirani neutronske snopovima poznate energijske raspodjele i mogu se upotrebljavati u „in vivo“ dozimetriji bolesnika. U budućem će radu biti istraženo na koji način moguće procijeniti neutronske doze kojima su izloženi pojedinačni rizični organi za vrijeme radioterapije.

Mjerenja neutronske dozne ekvivalenta kojim je izloženo osoblje pokazala su kako ne postoji potreba za neutronske osobnom dozimetrijom u prostorima koji nisu namjenski građeni za linearne akceleratori elektrona, odnosno gdje su akceleratori smješteni u prostore ograničene veličinom te je zaštita rađena primarno za fotonske snopove koristeći materijale visokog atomskog broja. Procijenjeni neutronske dozne ekvivalenti u mjernim položajima izvan bunkera gdje boravi medicinske osoblje su daleko ispod propisanih granica izlaganja

ionizirajućem zračenju. Stoga, uključivanje neutronske dozimetrije u osobnu dozimetriju nije neophodno. U ovom radu naglasak je na neutronske dozimetriji u okolini bunkera koji nisu prvobitno izgrađeni za linearne akceleratora, već za kobaltne radioterapijske uređaje. Takvi bunker su manji od standardnih i u izradi fotonske zaštite često se koriste čelik i olovo koji mogu biti izvori neutrona. Za procjenu neutronske doznog ekvivalenta fizičarima nisu uvijek dostupne Monte Carlo simulacije i neutronske detektori. Za procjenu neutronske doznog ekvivalenta koriste se empirijske formule. Njihova primjena na male bunker je istražena u ovom radu. Podudarnost rezultata dobivenih pomoću empirijskih formula i rezultata iz Monte Carlo simulacija se smanjuje, sa smanjivanjem veličine bunkera. Stoga je predložena formula koja dobro procjenjuje neutronske dozni ekvivalent za male bunker.

7. POPIS LITERATURE

- [1] Kasabašić, M. Dozimetrijske nesigurnosti tijekom radioterapije zdjelice megavoltnim fotonskim snopovima linearnog akceleratora, Doktorski rad, Medicinski fakultet Osijek, 2014.
- [2] Specht, Lena, et al. Modern Radiation Therapy for Hodgkin Lymphoma: Field and Dose Guidelines From the International Lymphoma Radiation Oncology Group (ILROG), International Journal of Radiation Oncology, 2014., 89(4):p. 854-862.
- [3] Yahalom, Joachim. Radiotherapy of Follicular Lymphoma: Updated Role and New Rules, Current Treatment Options in Oncology, 2014., 15(2): p. 262-268.
- [4] Digital Medical Linear Accelerator Specifications., SIEMENS.
- [5] Israngkul-Na-Ayuthaya, Isra et al. Israngkul-Na-Evaluation of equivalent dose from neutrons and activation products from a 15-MV X-ray LINAC, Journal of Radiation Research, 2015., 56(6): 1-8.
- [6] Branko Vukovic, Dario Faj, Marina Poje, Maja Varga, Vanja Radolic, Igor Miklavcic, Ana Ivkovic, Josip Planinic. A neutron track etch detector for electron linear accelerators in radiotherapy, Radiol. Oncol. 2010., 44(1): 62-66.
- [7] Ghasemi, A. et al. Photo neutron dose equivalent rate in 15 MV X-ray beam from a Siemens Primus Linac, Journal of Medical Physics, 2015., 40(2): 90-94.
- [8] Marina Poje, Ana Ivkovic, Slaven Jurkovic, Branko Vukovic, Vanja Radolic, Igor Miklavcic, Zoran Kaliman, Josip Planinic, Hrvoje Brkic and Dario Faj. The neutron dose equivalent around high energy medical electron linear accelerators, Nuclear Technology & Radiation Protection, 2014. 29(3): 207-212.
- [9] Worte, R. C. et al. Worte, R. C. et al., OC-0590: Significant reduction of acute toxicity after IG-IMRT compared to 3D-CRT in prostate cancer patients, Radiotherapy and Oncology, 2015. 115(1): 287-288.
- [10] Marrazzo, L. et al. Advantages and shortcomings of planning hypofractionated lung treatments with VMAT on the average CT, Radiotherapy and Oncology, 2015., 115(1): S498-S499.

- [11] Jahangiri, Mahdi et al. The Effect of Field Size and Distance From the Field Center on Neutron Contamination in Medical Linear Accelerator, *International Journal of Advanced Biological and Biomedical Research*, 2015., 3(1): 97-104.
- [12] Cox, L.J., Casswell, L. MCNP (TM) Release 6.1. 1 Beta: Creating and Testing the Code Distribution, Los Alamos National Laboratory (LANL), 2014.
- [13] Muca, Drita. Estimation of neutron dose contributions to personnel working around high-energy medical linear accelerators for radiation therapy., Master of Science Thesis, 2006., Lund University.
- [14] Rivera, J. and R. Falcão. The measurement of photoneutron dose in the vicinity of clinical linear accelerators. *Radiation protection, dosimetry*, 2008., 130(4): 403-9.
- [15] Khan, Faiz M. *The Physics of Radiation Therapy*, Lippincott Williams & Wilkins, 2003.
- [16] John E. Niederhuber, James O. Armitage, James H. Doroshow, Michael B. Kastan, Joel E. Tepper. *Abeloff's Clinical Oncology*, ELSEVIER, 2013.
- [17] R. Barquero, R. Mendez, H.R. Vega-Carrillo, M.P. Iniguez and T.M. Edwards. Neutron spectra and dosimetric features around an 18 MV linac accelerator, *Health Phys.*, 2005., 88(1): 48-58.
- [18] Ongaro C, Zanini A, Nastasi U, Ródenas J, Ottaviano G and Manfredotti C. Analysis of photoneutron spectra produced in medical accelerators, , *Phys. Med. Biol.*, 2000., 45: L55-L61.
- [19] Attix, Frank Herbert. *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*, Wiley-VCH, 1986.
- [20] *Interaction of radiation with matter*, IAEA.
- [21] *Radiation Protection in the Design of Radiotherapy Facilities*, IAEA, Safety Reports Series, No.47, 2006.
- [22] McCall, R.C., Jenkins, T.M., Shore, R.A. *Neutron Radiation from Medical Electron Accelerators*, Rep. SLAC-PUB-2739, Stanford Linear Accelerator Center, Stanford, CA (1981).

- [23] McCall, R.C. Neutron yield of medical electron accelerators, Rep. SLAC-PUB-4480, Stanford Linear Accelerator Center, Stanford, CA, 1987.
- [24] The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection, PUBLICATION 103., ELSEVIER, 2007.
- [25] Banin Shakeri Jooybari, Hossein Afarideh, Mohammad Lamehi Rachti and Mitra Ghergherehchi. Modification on chemical and optical properties of PADC polymer by ArF laser (193 nm) irradiation, Journal of Polymer Engineering, 2014., 35(4).
- [26] Knoll, Glenn F. Radiation Detection and Measurement, John Wiley & Sons, Inc., 2010.
- [27] Hameed A. Khan, Reinhard Brandt, Naeem A. Khan and Khalid Jamil. Critical Angles of Etching of CR-39 Track Detectors, Int. J. Appl. Radiat. Isot., 1984., 35(2): 111-116.
- [28] A. Facure, R.C. Falcao, A.X. Silva, V.R. Crispim, J.C. Vitorelli. A study of neutron spectra from medical linear accelerators, Appl. Radiat. Isotop., 2005., 62: 69-72.
- [29] H. Schraube, P. Kneschaurek, G. Schraube, F.M. Wagner, E. Weitzenegger. Neutron spectra around medical treatment facilities, Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A Accelerators Spectrometers Detectors and Associated Equipment, 2002., 476: 463-467.
- [30] Nada Farhan Kadhum, Layth Abdulhakeem Jebur, Ali A. Ridha. Studying Different Etching Methods Using CR-39 Nuclear Track Detector, Detection, 4: 45-53.
- [31] Keiji Oda, Hiroshi Miyake & Masami Michijima. CR39-BN Detector for Thermal Neutron Dosimetry, Journal of NUCLEAR SCIENCE and TECHNOLOGY, 1987., 24(2): 129-134 .
- [32] Takao Tsuruta, Takeo Niwa, Yoshimi Fukumoto. Experimental Study of CR-39 Etched Track Detector for Fast Neutron Dosimetry, Journal of Nuclear Science and Technology, 1992., 29(11): 1108-1115.
- [33] Jonnson, G. Statistics and error considerations at the application of SSNTD-technique in radon measurement, Nucl. Tracks. Radiat. Meas., 1993., 22(1-4): 347-349.
- [34] MCNPTM—A General Monte Carlo N-Particle Transport Code, Los Alamos National Laboratory, 2000.

- [35] Digital linear accelerator - Physics primer, Siemens, 2012.
- [36] Jabbari, K., Anvar, H.S., Tavakoli, M.B., Amouheidari, A. Monte carlo simulation of siemens oncor linear accelerator with beamnrc and dosxyZnrc code., *Journal of Medical Signals and Sensors*, 20013., 3(172).
- [37] Kry, S.F., et al. Out-of-field photon and neutron dose equivalents from step-and-shoot intensity-modulated radiation therapy., *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, 2005., 62: 1204-1216.
- [38] Ghiasi, H., Mesbahi, A. Gantry Orientation Effect on the Neutron and Capture Gamma Ray Dose Equivalent at the Maze Entrance Door in Radiation Therapy, *Nucl. Technol. Radiat.*, 2012., 27(1): 70-74.
- [39] Chen, C. C., et al. A Detailed Study on the Neutron Contamination for a 10 MeV Medical Electron Accelerator, *Nucl. Instruments Methods Phys. Res. Sect. A Accel. Spectrometers, Detect. Assoc. Equip.*, 2006.,562(2): 1033-1037.
- [40] Rebello, W. F., et al. Monte Carlo Simulation of Photoneutrons Streaming Inside Radiotherapy Treatment Rooms as a Function of Gantry Angles, *Prog. Nucl. Energy*, 2010.,52(3): 278-281.
- [41] Vega-Carrillo, H. R., et al. Neutron and Photon Spectra in LINAC, *Appl. Radiat. Isot.*, 2012., 71: 75-80.
- [42] Allahverdi, M., et al. Monte Carlo Estimation of Electron Contamination in a 18 MV Clinical Photon Beam, *Iran. J. Radiat. Res.*, 2011., 1: 15-28.
- [43] Zabihinpoor, S., Hasheminia, M. Calculation of Neutron Contamination from Medical Linear Accelerator in Treatment Room, *Adv. Stud. Theor. Phys*, 2011.,5(9): 421-428.
- [44] Benhalouche, S., et al. Evaluation of Clinical IMRT Treatment Planning Using the GATE Monte Carlo Simulation Platform for Absolute and Relative Dose Calculations, *Med. Phys.*, 2013.,40(2): 1-12.
- [45] Toossi, M. T. B., et al. A Monte Carlo Study on Electron and Neutron Contamination Caused by the Presence of Hip Prosthesis in Photon Mode of a 15 MV Siemens PRIMUS linac, *J. Appl. Clin. Med. Phys.*, 2013., 14(5): 52-67.

- [46] Reis, J. P., et al. Simulation of Siemens ONCOR™ Expression Linear Accelerator Using Phase Space in the MCNPX Code, *Prog. Nucl. En ergy*, 2014., 70: 64-70.
- [47] Alikaniotis, K., et al. Radiotherapy Dose Enhancement Using BNCT in Conventional LINAC High-Energy Treatment: Simulation and Experiment, *Reports Pract. Oncol. Radiother.*, 2016., 21: 117-122.
- [48] Hrvoje Brkić, Mladen Kasabašić, Ana Ivković, Dejan Agić, Ivana Krpan and Dario Faj. Influence of head cover on the neutron dose influence of head cover on the neutron dose equivalent in monte carlo simulations of high en ergy medical linear accelerator, *Nuclear Technology & Radiation Protection*, 2018., 33(2): 217.
- [49] Pena, J., et al. Monte Carlo Study of Siemens PRIMUS Photoneutron Production, *Phys. Med. Biol.*, 2005, 50(24): 5921-5933.
- [50] Chadwick, M. B., et al. ENDF/B-VII. 0: Next Generation Evaluated Nuclear Data Library for Nuclear Science and Technology, *Nucl. Data Sheets*, 2006.,107(12): 2931-3060.
- [51] Neutron Contamination from Medical Electron Accelerators, NCRP Report No. 79, NCRP Washington DC, 1984.
- [52] McConn, R.J., Gesh, C.J., Pagh, R.T., Rucker, R.A., Williams III, R. Compendium of material composition data for radiation transport modeling., Pacific Northwest National Laboratory (PNNL), Richland, WA (US)., 2011.
- [53] Photonuclear dose calculations for high-energy photon beams from Siemens and Varian linacs, *Med. Phys.*, 2003., 30: 1990–2000. Chibani, O., Ma, C.-M.C.
- [54] Beigi, M., Afarande, F., Ghiasi, H. Safe bunker designing for the 18 MV Varian 2100 Clinac: a comparison between Monte Carlo simulation based upon data and new protocol recommendations., *Reports Pract. Oncol. Radiother.*, 2016., 21: 42–49.
- [55] Kim, H., Jang, K., Park, Y., Kwon, J., Choi, H., Lee, J., Kim, J. New empirical formula for neutron dose level at the maze entrance of 15 MV medical accelerator facilities., *Med. Phys.*,2009., 36: 1512–1520.
- [56] Mesbahi, A., Ghiasi, H., Mahdavi, S.R. Photoneutron and capture gamma dose equivalent for different room and maze layouts in radiation therapy., *Radiat. Prot. Dosimetry*,2010., 140: 242–249.

- [57] Ramírez, P.V.C., Góngora, J.A.I.D., Gutiérrez, L.C.P., Montalvo, T.R., Carrillo, H.R.V. Neutron H*(10) estimation and measurements around 18 MV linac., *Appl. Radiat. Isot.*, 2016., 117: 2–7.
- [58] Wang, X., Esquivel, C., Nes, E., Shi, C., Papanikolaou, N., Charlton, M. The neutron dose equivalent evaluation and shielding at the maze entrance of a Varian Clinac 23EX treatment room., *Med. Phys.*, 2011., 38: 1141–1149.
- [59] Aono, Y., Higashisaka, A., Ogawa, T. NCRP Report 151 Structural shielding design and evaluation for megavoltage x-and gamma-ray radiotherapy facilities., *Journal of Radiol. Protect.*, 2006., 26 (3).
- [60] Conversion coefficients for use in radiological protection against external radiation, ICRP Publication 74, 1996.
- [61] Hrvoje Brkić, Ana Ivković, Mladen Kasabašić, Marina Poje Sovilj, Slaven Jurković, Damir Štimac, Otmar Rubin, Dario Faj. The influence of field size and off-axis distance on photoneutron spectra of the 18 MV Siemens Oncor linear accelerator beam, *Radiation Measurement*, 2016., 1-7.
- [62] Ana Ivković, Dario Faj, Stipe Galić, Amir Hossein Karimi, Mladen Kasabašić, Hrvoje Brkić. Accuracy of empirical formulas in evaluation of neutron dose equivalent inside the ⁶⁰Co vaults reconstructed for medical linear accelerators, *International Journal of Radiation Research* (rad u postupku objave).
- [63] Neutron Contamination from Medical Electron Accelerators: Recommendations of the National Council on Radiation Protection and Measurements. NCRP Report 60, Bethesda, MD, USA, 1984.
- [64] Followill, D.S., Stovall, M.S., Kry, S.F., Ibbott, G.S. Neutron source strength measurements for Varian, Siemens, Elekta, and general electric linear accelerators., *J. Appl. Clin. Med. Phys.*, 2003., 4: 189-194.
- [65] Rebecca M. Howell, et al., Measurements of secondary neutron dose from 15 Mv to 18 MV IMRT. *Radiation Protection Dosimetry*. 2005., Svez. 115.
- [66] Pravilnik o granicama ozračenja, preporučenom doznom ograničenju i procjenjivanju osobnog ozračenja, *Narodne novine*, 38/2018.

[67] Rinard, P. Rinard, P., Neutron interactions with matter, Passiv. Nondestruct. Assay Nucl. Mater, 1991.

[68] Quan, E.M. et al. A comprehensive comparison of IMRT and VMAT plan quality for prostate cancer treatment, Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys, 2012., 83, 1169-1178.

[69] Krmar, M., et al. Neutron dose equivalent measured at the maze door with various openings for the jaws and MLC, Med. Phys., 2012., 39, 1278-1281.

8. ŽIVOTOPIS

Ana Ivković rođena je 13. srpnja 1980. godine u Čakovcu. Poslije završetka Jezične gimnazije u Slavanskom Brodu studirala je fiziku i matematiku na Odjelu za matematiku Sveučilišta Josipa Juraja Strossmayera u Osijeku, gdje je diplomirala 2007. godine. Od 2007. godine radi kao medicinski fizičar na Odjelu za medicinsku fiziku, KBC Osijek. Bavi se dozimetrijom radioterapijskih uređaja i planiranjem radioterapije. Od 2007. godine sudjeluje u nastavi iz Biofizike na Katedri za biofiziku i radiologiju Medicinskog fakultet u Osijeku.

Popis znanstvenih radova (prema CROSBİ

<https://www.bib.irb.hr/pregled/znanstvenici/346282?autor=346282>):

- Ivković, Ana; Faj, Dario; Galić, Stipe; Karimi, Amir Hossein; Kasabašić, Mladen; Brkić, Hrvoje. Accuracy of empirical formulas in evaluation of neutron dose equivalent inside the ^{60}Co vaults reconstructed for medical linear accelerators. // Rad prihvaćen u časopisu International Journal of Radiation Research.
- Brkić, Hrvoje; Ivković, Ana; Kasabašić, Mladen; Poje Sovilj, Marina; Jurković, Slaven; Štimac, Damir; Rubin, Otmar; Faj, Dario. The influence of field size and off-axis distance on photoneutron spectra of the 18 MV Siemens Oncor linear accelerator beam. // Radiation measurements. 93 (2016) ; 28-34 (članak, znanstveni).
- Brkić, Hrvoje; Kasabašić, Mladen; Ivković, Ana; Agić, Dejan; Krpan, Ivana; Faj, Dario. Influence of head cover on the neutron dose equivalent in Monte Carlo simulations of high energy Medical linear accelerator. // Nuclear Technology & Radiation Protection. 33 (2018) , 2; 217-222 (članak, znanstveni).
- Poje, Marina; Ivković, Ana; Jurković, Slaven; Žauhar, Gordana; Vuković, Branko; Radolić, Vanja; Miklavčić, Igor; Kaliman, Zoran; Planinić, Josip; Brkić, Hrvoje; Faj, Dario. The Neutron Dose Equivalent Around High Energy Medical Electron Linear Accelerators. // Nuclear Technology & Radiation Protection. 29 (2014) , 3; 207-212 (članak, znanstveni).