



Kauno technologijos universitetas
Matematikos ir gamtos mokslų fakultetas

Neutronų aktyvacijos produktų analizė medicininio greitintuvo patalpos apsauginėse konstrukcijose

Baigiamasis magistro studijų projektas

Simona Breidokaitė
Projekto autorė

Prof. Dr. Diana Adlienė
Vadovė

Kaunas, 2020



Kauno technologijos universitetas
Matematikos ir gamtos mokslų fakultetas

Neutronų aktyvacijos produktų analizė medicininio greitintuvo patalpos apsauginėse konstrukcijose

Baigiamasis magistro studijų projektas
Taikomoji fizika (6211CX015)

Simona Breidokaitė

Projekto autorė

Prof. Dr. Diana Adlienė

Vadovė

Dr. Gediminas Stankūnas

Vadovas

Dr. Marius Kaminskas

Recenzentas

Kaunas, 2020



Kauno technologijos universitetas

Matematikos ir gamtos mokslų fakultetas

Simona Breidokaitė

Neutronų aktyvacijos produktų analizė medicininio greitintuvo patalpos apsauginėse konstrukcijose

Akademinio sąžiningumo deklaracija

Patvirtinu, kad mano, Simonos Breidokaitės, baigiamasis projektas tema „Neutronų aktyvacijos produktų analizė medicininio greitintuvo patalpos apsauginėse konstrukcijose“ yra parašytas visiškai savarankiškai ir visi pateikti duomenys ar tyrimų rezultatai yra teisingi ir gauti sąžiningai. Šiame darbe nei viena dalis nėra plagijuota nuo jokių spausdintinių ar internetinių šaltinių, visos kitų šaltinių tiesioginės ir netiesioginės citatos nurodytos literatūros nuorodose. Įstatymų nenumatytų piniginių sumų už šį darbą niekam nesu mokėjęs.

Aš suprantu, kad išaiškėjus nesąžiningumo faktui, man bus taikomos nuobaudos, remiantis Kauno technologijos universitete galiojančia tvarka.

(vardą ir pavardę įrašyti ranka)

(parašas)

Breidokaitė, Simona. Neutronų aktyvacijos produktų analizė medicininio greitintuvo patalpos apsauginėse konstrukcijose. Magistro baigiamasis projektas vadovė prof. dr. Diana Adlienė/vadovas Gediminas Staknūnas; Kauno technologijos universitetas, Matematikos ir Gamtos mokslų fakultetas.

Studijų kryptis ir sritis (studijų krypčių grupė): Fiziniai mokslai, Fizika (C02)

Reikšminiai žodžiai: Linijinis medicininis greitintuvas, MCNP6, neutronai, dozė.

Kaunas, 2020. 71 p.

Santrauka

Daugiau nei trečdalis onkologinėmis ligomis sergančių pacientų yra gydomi naudojanspindulinę terapiją. Procedūros metu pacientai yra švitinami medicininės paskirties greitintuvuose naudojant didelės energijos fotonų, elektronų ar protonų srautus. Tačiau didelių energijų ($> 5\text{MeV}$) dalelėms sąveikaujant su greitintuvo apsauginėmis konstrukcijomis, gali būti generuojami neutronai, Neutronams sąveikaujant su apsauginių konstrukcijų medžiaga gali susidaryti radioaktyvūs aktyvacijos produktai, kurių įtaką personalo gaunamoms apšvitos dozėms reikia įvertinti.

Neutronų srautui ir jo sąlygotoms dozėms nustatyti dažniausiai yra naudojamos Monte Karlo metodu grįstos modeliavimo programos. Bene plačiausiai yra naudojamas „Monte Carlo N-particle“ (MCNP) kodas kartu su ENDF duomenų bazėmis.

Remiantis literatūros šaltinių analize, šiame darbe yra pristatomas medicininės paskirties linijinio greitintuvo „galvos“, bei ją supančios aplinkos (spindulinės terapijos patalpos) geometrinis modelis. Naudojantis šiuo modeliu ir MCNP6 programiniu paketu, buvo atlikti kompleksiniai elektronų – fotonų – elektronų pernašos skaičiavimai įvairiose greitintuvo konstrukcijų medžiagose ir spindulinės terapijos patalpos apsauginėse konstrukcijose, įvertintos 10^9 šaltinio dalelių istorijos, esant 16 MeV šaltinio elektronų energijai..

Šiame darbe apskaičiuotų neutronų spektro energijų diapazonas atitinka literatūroje pateikiama: $1,1 \cdot 10^{-7} - 10\text{ MeV}$. Tačiau priešingai nei literatūroje pateiktuose skaičiavimų rezultatuose, nesusidarė ryški neutronų srauto spektro smailė. Tai galėjo nutikti, dėl didesnės statistinės paklaidos, ultrašaltųjų ir šaltųjų neutronų energijos srityje.

Neutronų aktyvacijos produktų analizė buvo atlikta naudojantis FISPACT-2010 programiniu paketu ir rekomenduojama duomenų baze EAF-2010. Nustatyta, kad greitintuvo šaltinio kiaučiune susidaro šie aktyvacijos produktai $^{183\text{m}}\text{W}$, $^{185\text{m}}\text{W}$, ^{185}W , ^{66}Cu , ^{64}Cu , ^{50}Cr , ^{58}Ni , o betoninėse spindulinės terapijos konstrukcijose - ^{50}Cr , ^{50}V . Modeliuojant buvo nustatyta, kad bendra visų aktyvacijos produktų sąlygota dozės galia kiaučiune išorėje neviršija 0.01 mSv/h .

Breidokaite, Simona Analysis of Neutron Activation Products in the Protective Structures of a Medical Linear Accelerator Room. Master's Final Degree Project supervisor prof. dr. Diana Adlienė/ Gediminas Stankūnas; Faculty of Mathematics and natural science, Kaunas University of Technology.

Study field and area (study field group): Physical Sciences, Physics (C02)

Keywords: MCNP6, linear medical accelerator, neutrons, activity, dose rate.

Kaunas, 2020. 71p.

Summary

More than one third of patients with oncological diseases are treated with radiation therapy. During the procedure, patients are irradiated in medical accelerators using high-energy photon, electron or proton fluxes. However interaction of high energy ($> 5\text{MeV}$) particles with radiation shielding constructions of the accelerator may cause generation of neutrons. Due to interaction of neutrons with the shielding constructions radioactive neutron activation products may be formed the influence of which on the radiation doses received by the personnel must be assessed.

Monte Carlo-based modeling programs are commonly used to determine neutron flux and related doses. The Monte Carlo N-particle (MCNP) code is probably the most widely used code in the conjunction with ENDF databases.

Based on the analysis of literature sources, this work presents a geometric model of a medical linear accelerator "head" and its surrounding environment (radiation therapy room) was developed. Using this geometrical model and Monte Carlo simulation package MCNP6 energy transport calculations related to electron and photon interactions have been performed in the protective structures of the room, 10^9 particle histories were evaluated for the 16 MeV the electron beam.

The range of neutron spectral energies $1.1 \cdot 10^{-7} - 10$ MeV calculated in this work corresponds to the results available from the literature sources. However, in contrast to the results of the calculations presented in the literature, the sharp peak in the neutron flux spectrum was not found. This could be due to higher statistical error in the field of ultra-cold and cold neutron energy.

The analysis of neutron activation products was performed using the FISPACT-2010 software package and the recommended database EAF-2010. It was found that the following activation products: $^{183\text{m}}\text{W}$, $^{185\text{m}}\text{W}$, ^{185}W , ^{66}Cu , ^{64}Cu , ^{50}Cr , ^{58}Ni are formed in the shielding constructions of the accelerator head and ^{50}Cr ^{50}V ^{48}Ca - in the concrete wall constructions. Calculations showed that the dose rate outside the accelerator head did not exceed 0.01 mSv/h.

Turinys

Lentelių sąrašas	8
Paveikslų sąrašas	9
Įvadas.....	11
1. LITERATŪROS APŽVALGA.....	12
1.1. Monte Karlo metodas	12
1.2. Medicinoje naudojami Monte Karlo metodu grįsti kodai	14
1.2.1. FLUKA (FLUKtuierende KASKade).....	14
1.2.2. Geant (GEometry ANd Tracking).....	14
1.2.3. PENELOPE(PENetration and Energy LOSS of Positrons and Electrons).....	15
1.2.4. EGSnrc, (Electron Gamma Shower)	16
1.2.5. MCNP (Monte Carlo N - Particle)	16
1.3. MODELIAI KURTI SU MCNP (Monte Carlo N-Particle) programine įranga.....	17
2. TEORINĖ DALIS	25
2.1. Linijinio Greitintuvo Komponentai	25
2.1.1. Elektronų patranka.....	25
2.1.2. Magnetronas/Klistronas.....	26
2.1.3. Bangolaidžio sistema.....	27
2.1.4. Lenkimo magnetai	27
2.1.5. Greitintuvo „galva“	28
2.1.6. Aušinimo sistema	28
2.2. Spindulinės terapijos kabinetas	28
2.2.1. Greitintuvų ir terapijos kabineto konstrukcijose naudojamos medžiagos.....	29
2.3. Jonizuojančiosios spinduliuotės sąveika su medžiaga	30
2.3.1. Elektronai	31
2.3.2. Fotonai.....	32
2.3.3. Neutronai	37
3. PROGRAMINĖ ĮRANGA IR SKAIČIAVIMO METODAS.....	38
3.1. MCNP (Monte Carlo N-Particle)	38
3.2. MCNP-VIS (Monte Carlo N-Particle Visual Editor)	38
3.3. FISPACT	38
3.3.1. EASY.....	39
3.4. Skaičiavimų modelio kūrimas	40
3.4.1. Geometrija	40
3.4.2. Spinduliuotės šaltinis.....	43
3.4.3. Medžiagos.....	43
3.4.4. Tinklelis.....	44
4. REZULTATAI.....	46
4.1. Sąveikos procesai ir dalelių skaičius celėse	46
4.2. Neutronų srauto spektrai.....	49
4.3. Dozės galios ir aktyvacijos produktų analizė	51
Išvados	57
Literatūros sąrašas	58
Priedai.....	64
1 priedas. MCNP input failas	64

2	priedas. 2, 4, 13 celių neutronų srauto spektrai	70
---	--	----

Lentelių sąrašas

1 lentelė. Monte Karlo metodu paremti kodų pavyzdžiai	13
2 lentelė. Naudojamų mišinių ir lydinių elementinė sudėtis	44
3 lentelė. Tinklelių pasirinkimas [2]	45
4 lentelė. Išvesties faile pateikiama informacija apie fotonų, neutronų ir elektronų atsiradimą ir sekimo pabaiga	47
5 lentelė. Fotonų pasiskirstymas celėse	48
6 lentelė. Elektronų pasiskirstymas celėse	48
7 lentelė. Neutronų pasiskirstymas celėse.....	48
8 lentelė. Radionuklių atsiradimo reakcijos:	52

Paveikslų sąrašas

1 pav. Greitintuvo stovo MCNP modelis [39]	18
2 pav. Linijinio greitintuvo stovo supaprastintas modelis[43].....	19
3 pav. Spindulinės terapijos kabineto schema Nr.1. Raidėmis pažymėtos neutronų detektavimo vietos [43].....	19
4 pav. Spindulinės terapijos kabineto schema Nr.2. Skaičiais pažymėtos neutronų detektavimo vietos [44].....	20
5 pav. Varian 2100 Linac“ galvutės MCNP6 modelis su pagrindiniais komponentaisgreitintantis [45]	21
6 pav. Linijinio greitintuvo „galva“ su rentgeno apsauginėmis medžiagomis ekranuojantys sluoksniai [46]	22
7 pav. Neutronų spektrai 18MV LINAC sistemoje kai modeliuojama visa sistema ir kai pašalintas vienas komponentas: PC- pirminis kolimatorius, SC-antrinis kolimatorius, FF- ištiesinantis filtras, MLC- daugialapis kolimatorius [47]	23
8 pav. Linijinio greitintuvo principinė schemą [53].	25
9 pav. Pierce tipo elektronų patrankos schema [58]	26
10 pav. 112,5 ⁰ lenkimo sistema [62].....	28
11 pav. Literatūroje pateikiami gydymo kabinte modeliai [67].....	29
12 pav. Fotonų sąveikos rūšis priklausomai nuo atominio skaičiaus ir energijos [80].....	33
13 pav. Fotoelektrinis efektas [79].....	34
14 pav. Komptono efektas [79].....	35
15 pav. Porų ir tripleto susidarymas [79].....	36
16 pav. Neutronų sąveikos su medžiaga procesai [86]	37
17 pav. Spindulinės terapijos palatos MCNP modelis X;Y;Z=0 plokštumoje. Medžiagos: 14 – švinas; 12 - oras; 13 – betonas su magnetitu	40
18 pav. Spindulinės terapijos palatos MCNP modelis X=0;Y;Z plokštumoje. Medžiagos: 12 - oras; 13 – betonas su magnetitu	41
19 pav. Spindulinės terapijos palatos MCNP modelis X;Y=0;Z plokštumoje Medžiagos: 12 - oras; 13 – betonas su magnetitu	41
20 pav. Medicininio linijinio greitintuvo stovo MCNP modelis X;Y=0;Z plokštumoje. Medžiagos: 1,7 – švinas; 2. – nerūdijantis plienas 316; 3,4,5,6,9 – volframas; 8 – varis; 10,11 -vakuumas; 12 - oras	42
21 pav. Medicininio linijinio greitintuvo stovo MCNP modelis X;Y;Z=0 plokštumoje. Medžiagos: 1,7 – švinas; 2. – nerūdijantis plienas 316; 3,4,5,6,9 – volframas; 8 – varis; 10,11 -vakuumas; 12 - oras	42
22 pav. Medicininio linijinio greitintuvo stovo MCNP modelis X=0;Y;Z; plokštumoje Medžiagos: 1,7 – švinas; 2. – nerūdijantis plienas 316; 3,4,5,6,9 – volframas; 8 – varis; 10,11 -vakuumas; 12 - oras	43
23 pav. Neutronų srauto spektras šaltinio apvalkale (celė 8).....	50
24 pav. Neutronų srauto spektras 1 rentgeno absorbciniame sluoksnyje (celė 3)	50
25 pav. Neutronų srauto spektras taikinyje (celė 9).....	51
26 pav. Pagrindiniai aktyvacijos produktai celėje 2	53
27 pav. Pagrindiniai aktyvacijos produktai celėje 3	53
28 pav. Pagrindiniai dozės galios produktai celėje 3	54
29 pav. Pagrindiniai dozės galios produktai celėje 4.....	54

30 pav. Pagrindiniai aktyvacijos produktai celėje 8	55
31 pav. Pagrindiniai dozės galios produktai celėje 8	55
32 pav. Pagrindiniai aktyvacijos produktai celėje 13	56
33 pav. Aktyvumo palyginimas celėse: 2,3,4,8,9,13	56
34 pav. Neutronų srautas šaltinio apvalkale (celė 2).....	70
35 pav. Neutronų srautas šaltinio apvalkale (celė 4).....	70
36 pav. Neutronų srautas šaltinio apvalkale (celė 13).....	71

Įvadas

Linijiniai medicininiai greitintuvai yra vieni iš dažniausiai naudojamų spindulinės terapijos įrenginių, skirtų vėžiniams susirgimams gydyti. Pirmą kartą ši įranga buvo panaudota 1956 metais gydant dvejų metų berniuką, kuris turėjo auglį akyje. Daugiau nei po 60 metų, ir atlikus daugiau nei 50 milijonų procedūrų, linijiniai greitintuvai tapo vienu iš pagrindinių įrankių spindulinėje vėžio terapijoje, kuris naudojamas maždaug trečdaliui visų onkologinėmis ligomis sergančių pacientų gydymui [1].

Linijiniuose greitintuvuose yra gaunami tiek didelės energijos elektronų, tiek rentgeno spindulių pluoštai. Abi spinduliuotės rūšys yra svarbios vėžio terapijoje. Branduolinės fizikos tyrimų metu, linijiniuose greitintuvuose yra sukuriamos didelės energijos elektronų ar fotonų pluoštai, tačiau medicinos tikslais naudojamos vidutinės 6–30 MeV energijos .

Kalifornijoje, JAV, yra įsikūrusi šiuo metu didžiausia kompanija, kurianti linac'us: „*Varian Medical Systems*“. Visame pasaulyje įdiegta daugiau kaip 5000 *Varian Clinac*® [2] sistemų. Šios kompanijos greitintuvai yra laikomi pramonės standartu vėžio stebėjimo ir gydymo srityje. Ši galinga sistema apima daugybę galimybių ir ne tik supaprastina gydymo procesą, bet ir išplečia klinikinių tyrimų ribas [3].

Didelės energijos fotonai ir elektronai neišvengiamai generuoja ir neutronus, dėl to gali būti padidinta dozės galia pacientui ar medicinos darbuotojams. Dozės galia priklauso nuo naudojamos medžiagos, jos rentgeno absorbcinių savybių [4].

Neutronai susidaro fotonų / elektronų pluoštui sąveikaujant su medžiagomis, naudojamomis kolimatoriams, taikiniui, srauto filtrams ar apsauginėmis konstrukcijomis. Tiksliai žinoti fotonų ir elektronų spektrą, kuris yra išspinduliuojamas iš linijinių medicininių greitintuvų, naudojamų vėžio prevencijai ar gydymui, yra svarbu tiek klinikinių dozimetrijos gamintojų, tiek ekspertų atžvilgiu.

Monte Karlo metodas yra pasaulyje pripažintas, kaip viena geriausių priemonių tirti ir modeliuoti spinduliuotės pernašą įvairuose medžiagose. Šis metodas, nors ir sudėtingas, atsižvelgia į visus galimus fizikinius reiškinius, atsirandančius radiacijos ir medžiagos sąveikos metu [5].

Šio darbo **tikslas** yra išanalizuoti ir charakterizuoti aktyvacijos produktus, susidarancius linijinio greitintuvo patalpos apsauginėse konstrukcijose.

Darbo tikslui pasiekti išketi šie **uždaviniai**:

1. sukurti elektronų ir fotonų pernašos modelį medicininio greitintuvo stendo kiaučte;
2. pritaikyti modeliavimo rezultatus antrinių elektronų sklaidos ir pernašos į spindulinės terapijos kabineto apsaugines konstrukcijas modeliavimui;
3. identifikuoti dėl sąveikos susidarancius dominuojanciu aktyvacijos produktus ir juos charakterizuoti spinduliniu požiūriu;
4. įvertinti neutronų generacijos tikimybę ir jų spektrines charakteristikas, vykstant energingų dalelių sąveikai su apsauginių konstrukcijų medžiaga.

1. LITERATŪROS APŽVALGA

1.1. Monte Karlo metodas

Monte Karlo metodai yra plati skaičiavimo algoritmų klasė, kuri remiasi pakartotine atsitiktine atranka. Monte Karlo metodu grįstos programos yra dažniausiai naudojamos sudėtingoms inžinerijos, finansų, statistikos, matematikos, informatikos, fizinių ir gyvosios gamtos mokslų vertinimo ir optimizavimo problemoms spręsti [6].

Kuomet yra naudojami Monte Karlo metodu grįsti kodai vienintelis reikalavimas yra tas, kad sistemą galima būtų aprašyti tikimybės tankio funkcijos. Apibrėžus tikimybių tankio funkciją, Monte Karlo modeliavimas atliekamas atsitiktine tvarka imant reikšmes iš tikimybinių tankio funkcijos ir atliekama daugybė tokių modeliavimų (istorijų), norimas rezultatas yra vidutinė reikšmė per stebėjimų skaičių.

Savybė lemianti platų šio metodo vartojimą yra gebėjimas spręsti sudėtingas problemas, kurių negalima modeliuoti deterministiniais kompiuteriniais kodais. Atskiri tikimybiniai įvykiai, apimantys procesą, yra imituojami paėiliui. Statistiškai imami šių įvykių tikimybių pasiskirstymai, apibūdinantys bendrą reiškinį. Statistinis mėginių ėmimo procesas grindžiamas atsitiktinių skaičių pasirinkimu - analogišku kauliukų mėtymui azartinių lošimui kazino - iš čia ir kilo pavadinimas „Monte Carlo“.

Dalelių pernašos atveju Monte Karlo metodo skaitinis eksperimentas yra realistiškas. Tai reiškia, kad kiekvienai iš daugelio šaltinio sugeneruotų dalelių nuo pat atsiradimo, iki sąveikos vis procesai yra aprašyti tiksliais tikimybėmis tankio funkcijomis. Tikimybės pasiskirstymas imamas atsitiktine tvarka, naudojant masės/energijos pernašos duomenis, kad būtų galima nustatyti dalelių sąveikos rezultatai kiekviename dalelės gyvavimo etape [7].

Daugelio Monte Karlo programų veikimas yra paremtas:

- tikimybių pasiskirstymo funkcijos parinkimu;
- atsitiktinių skaičių generatoriaus įveiklinimu;
- ėminių taisyklių nustatymu;
- modeliavimo rezultatų vertinimu;
- paklaidų vertinimu;
- statistinės paklaidos mažinimo metodo pasirinkimu;
- lygiagretumo ir vektorizavimo algoritmų, leidžiančių efektyviai įgyvendinti Monte Karlo metodus pažangioje kompiuterių architektūroje, taikymu [7],

Reikėtų nepamiršti, kad bendras Monte Karlo metodų aprašymas gali būti netaikytinas kai kurioms programoms.

1 lentelė. Monte Karlo metodu paremti kodų pavyzdžiai

Kodas	Akronimas	Trumpas aprašymas
COG		Spinduliuotės pernašos kodas, pateikiantis tikslius rezultatus sujungus su ekranavimo, kritiškumo ir aktyvacijos problemomis. Gali būti kuriami modeliai neutronų, fotonų, elektronų ir pozitronų pernašos skaičiavimams [7].
EGSnrc	Electron gamma Shower	Jame yra pateikiamas funkcijų ir paprogramių rinkinys kompleksinių elektronų ir fotonų pernašos modeliavimui. Norėdamas gauti išsamius skaičiavimus vartotojas turi pateikti „vartotojo kodą“, kuriame pateikiamas modeliavimo geometrijos aprašymas, dalelių šaltinis [8].
FLUKA	FLUktuierende KAskade	Šis kodas yra naudojamas skaičiavimuose susijusiuose su kosminės spinduliuote, greitintuvų dizainais, dalelių fizika, dosimetrija ir apsauga nuo radiacijos, kosmine radiacija, hadrono terapija, neutronika [9].
Geant4	GEometry ANd Tracking	Tai įrankių rinkinys, skirtas modeliuoti dalelių sąveiką ir pernašą medžiagoje. Pirmiausia buvo naudojamas didelės energijos fizikoje, medicinos fizikoje ir tyrinėti spinduliuotės poveikį erdvėlaiviams [10].
MCNP	Monte Carlo N-particle	Yra naudojamas daugelyje studijų sričių, kur reikalingos žinios apie spinduliuotės sąveiką su medžiaga. Įprastai taikymai apima medicinos fiziką, kosmoso reaktorių, branduolinio kurio ciklus, grėsmės mažinimą, branduolinio kritiškumo skaičiavimus (k_{eff}), radiologija, detektorių kūrimą ir aplinkos analizę, bet tuo neapsiriboja [7].
MCSHAPE	Monte Carlo SHAPE (senas deterministinis kodas)	Imituoja rentgeno spindulių sąveiką su medžiaga. Šioje programoje yra atsižvelgiama į svarbiausius fotono – branduolio sąveikas. Dažniausiai naudojamas gauti bendrą rentgeno spindulių spektrą [7].
PENLOPE	PENetration and Energy LOSS of Positrons and Electrons	Penlope atlieka kompleksinius elektronų - fotonų pernašos medžiagoje skaičiavimus. Šiame modelyje geometrinės struktūros yra sudarytos iš homogeninių kūnų, apribotų kvadratiniais paviršiais [11].
SCALE	Standardized Computer Analyses for Licensing evaluation	Yra naudojama branduolinio kuro įrenginių ir jų pervežimo įrenginių projektams įvertinti. SCALE gali atlikti skaičiavimus susijusius su kritiškumu, spinduliuotės ekranavimu, panaudoto kuro išekvojimu, skilimo procesais ir reaktoriaus fizikos analize [7].
SimSET	Simulation System for Emission Tomography	Yra naudojamas SPECT ir PET sistemoms modeliuoti [12].
SRIM	Stopping and Range of Ions in Matter	Geba imituoti sunkiųjų jonų, mažesnių nei 2 GeV/a.m.v., pernašą medžiagoje. Aprašomos medžiagos yra bet koks dujų skysčio ar kietųjų medžiagų atomų rinkinys, kurių atominis skaičius neviršija 92 [7].
TRIPOLI	TRIdimensional POLIcINETIQUE	Dažniausiai naudojamas spinduliuotės ekranavimo, reaktoriaus fizikai ir kritiškumui skaičiuoti. Tai yra standartas laivų reaktoriaus ir branduolinio ciklo, taip pat branduoliniams įvykiams įvertinti [7].

Žinomiausi Monte Karlo metodu grįsti kodai leidžiantys modeliuoti masės ir energijos pernašos procesus didelių energijų dalelėms sąveikaujant su taikinio medžiaga yra PENELOPE, EGSnrc, MCNP ir GEANT. PENELOPE ir EGSnrc kodai apsiriboja elektronų/pozitronų ir fotonų pernašos skaičiavimais, tuo tarpu MCNP ir GEANT gali imituoti daugelį kitų dalelių, tokių kaip neutronai ar protonai.

1.2. Medicinoje naudojami Monte Karlo metodu grįsti kodai

1.2.1. FLUKA (FLUktuierende KAskade)

FLUKA kartu kuria Europos dalelių fizikos laboratorija (CERN) ir Italijos branduolinės fizikos institutas (INFN).

FLUKA kodas yra bendrosios paskirties Monte Karlo kodas, skirtas hadronų, sunkiųjų jonų ir elektromagnetinių dalelių sąveikos ir energijos pernašos skaičiavimams. Dalelių energijos gali būti nuo kelių keV (arba neutronų šiluminės energijos) iki kosminių spindulių energijos. Krūvį turinčių dalelių pernašos skaičiavimai atliekami naudojant originalų „Coulomb“ sklaidos algoritmą [13]. Šis algoritmas apskaičiuoja krūvį turinčių dalelių, skriejančių per storą medžiagą, kampinius pasiskirstymus. „Coulomb“ sklaidos algoritmas grindžiamas skirtingais tamprioji ir netamprios sąveikos traktavimu [14]. Jonizacijos energijos nuostolių skaičiavimai grindžiami statistiniu metodu, alternatyviu standartiniams Landau ir Vavilov metodams [13].

Naudojantis FLUKA, atliekant skaičiavimus ir sprendžiant problemą, reikia apibrėžti šiuos elementus:

- spinduliuotes šaltinius;
- geometrinį išdėstymą;
- medžiagas;
- laukiami rezultatus;
- parametrų, tikslumo, sąlygų ir nurodyti bendruosius techninius nurodymus programai, kaip turi būti atliekamas skaičiavimas [11].

2019 metais atliktame tyrime, naudojant neutronų šaltinį, ekranuotą įvairių rūšių medžiagomis, buvo lyginami eksperimentiniai ir modeliavimo naudojant „FLUKA Monte Carlo“ modeliavimo paketą, rezultatai. Dozės galios, už ekranuojančios medžiagos, skaičiavimų rezultatai parodė, kad skirtumas tarp eksperimentinių ir modeliavimo rezultatų nebuvo didesnis nei 1μSv/h ir, kad modeliuojant sudėtingesnes geometrijas ir konfigūracijas, FLUKA gali pateikti patikimus radiologinių tyrimų skaičiavimus [15].

Nors FLUKA ir yra patikimas, Monte Karlo metodu pagrįstas, kodas, jis dažniausiai yra naudojamas dozės galios skaičiavimams [16-18].

1.2.2. Geant (GEometry ANd Tracking)

GEANT programinės įrangos priemonių rinkinį, sukūrė „The Geant4“ bendrovė. Šis kodas buvo pirmasis parašytas objekcinio programavimo kalba: C ++. Jo taikymo sritys yra: didelių energijų dalelių fizikos ir branduoliniai eksperimentai, medicinos, greitintuvų ir kosminės fizikos tyrimai [19]. Programinė įranga naudojama daugelyje tyrimų projektų visame pasaulyje.

„Geant4“ yra atvirojo kodo, Monte Karlo kodas, skirtas spinduliuotės fizikos tyrimams. „Geant4“ sudaro puikias galimybes dozių modeliavimui. Galima modeliuoti eksperimentinę struktūrą, atsižvelgiant į geometriją ir medžiagas, bei apibrėžti dalyvaujančias daleles ir jų fizikinę sąveiką. Vartotojas gali nustatyti elektromagnetinius laukus ir fiksuoti daleles sąveiką su medžiaga „šiuose laukuose, ir apibūdinti detektoriaus atsaką. Laukai gali būti nustatyti visoje geometrijoje arba lokalizuoti tik tam tikrame tūryje [7].

„Geant4“, kaip Monte Karlo kodo, naudojimo pranašumas, lemiantis jo sėkmę spindulinės fizikos tyrimuose, yra gausus alternatyvių fizikos modelių, apibūdinančių dalelių elektromagnetinę ir hadroninę sąveiką su medžiaga, pasiūla [20].

Lyginant su kitais šiame skyriuje išvardintais metodais jis yra lėčiausias atliekant dalelių pernašos skaičiavimus greitintuvo stovo komponentuose [21].

Bakkali [21] darbe specialus „Geant4“ kodas, vadinamas G4Linac, buvo parašytas C ++ programavimo kalba. Jie modeliavo „Varian“ greitintuvo „galvos“ komponentus, norėdami atlikti tikslius skaičiavimus susijusius su 6 MeV fotonų pluošto, dozės galios pasisikirstymu vienalyčiame vandens fantome [21]. Jų darbe atliktų skaičiavimų nesutapimas su matavimų rezultatais buvo apie 7 procentus.

1.2.3. PENELOPE (PENetration and Energy LOSS of Positrons and Electrons)

PENELOPE imituoja susietą elektronų-fotonų pernešimą įvairių medžiagų sistemose, susidedančiose iš daugybės vienalyčių sričių (kūnų). Iš pradžių ji buvo sukurta modeliuoti pozitronų ir elektronų sąveikos ir energijos nuostolius medžiagoje, fotonai buvo įvesti vėliau. Priimti sąveikos modeliai ir susijusios duomenų bazės leidžia imituoti elektronų/pozitronų ir fotonų pernašos energijas diapazone nuo 50 eV iki 1 GeV [22].

PENELOPE geba imituoti pagrindines fotonų ir elektronų / pozitronų sąveikų procesus. Taip pat geba imituoti jonizacijos procesus, kuomet iš K, L ir M orbitų elektronai yra išmušami ir sąveikos metu gali pasireikšti Komptono efektas, fotoelektrinė absorbcija ir elektronų pozitronų porų susidarymas bei vėlesnė rentgeno spindulių ir Ožė elektronų emisija. Duomenų bazės informacija daugiausia susijusi su spinduliuotės sąveika su pavieniais, atskirais atomais. Sąveika su medžiagų junginiais aprašyta naudojant molekulių sąveikos skerspjūvius yra apytiksliai apskaičiuojami pagal molekulės atomų skerspjūvių sumą [7].

PENELOPE buvo pradėta naudoti, imituojant medicininio linijinio greitintuvo elektronų pluoštus, dar 2001 m. PENELOPE iš tikrųjų yra įprasta duomenų bazė, kuriai reikalinga pagrindinė veikimo programa, kurioje, be kitų aspektų, pateikiamas dalelių šaltinio aprašymas, tinkleliai, skirti apskaičiuoti rezultatus ir dispersijos mažinimo būdai, kurie taikomi pagrindinės programos lygiu. PRIMO yra nemokamas programinės įrangos paketas, kuris leidžia modeliuoti klinikinius linijinius greitintuvus ir įvertina sugertos dozės pasiskirstymą vandens fantomuose; jisturi grafinę vartotojo sąsają su PENELOPE/penEasy sistema [13].

PENELOPE Įvesties failas, paprastai pavadintas plėtiniu * .in, yra paprastas tekstinis failas, padalytas į keletą skyrių kuriuose yra aprašoma:

- istorijų skaičius, paskirtas vykdymo laikas, pradinių duomenų rinkinys;
- šaltinis;
- geometrija;
- pernašos parametrai;
- skaičiavimo rezultatų tinklelis;
- dispersijos mažinimo metodai [23].

PENELOPE linijinio greitintuvo geometrijos ir konfigūracijos failai gali būti sukurti naudojant automatinę „AUTOLINAC“ programą. AUTOLINAC yra programa parašyta FORTRAN

programavimo kalba, kuri ir sukuria geometrijos ir konfigūracijos failus. Kodas nereikalauja, kad vartotojas žinotų geometrines detales ir tinkamiausius dispersijos mažinimo būdus tam tikram modeliavimui. Iš anksto suprojektuotų greitintuvų dalių duomenų bazė su kilnojamaisiais priedais, tokiais kaip daugiasluksniai kolimatoriai, elektronų aplikatoriai, yra užkoduota AUTOLINAC viduje kartu su adaptacinių dispersijos mažinimo metodų rinkiniu [24].

1.2.4. EGSnrc, (Electron Gamma Shower)

EGS kodo sistema yra bendrosios paskirties Monte Karlo modeliavimo paketas, skirtas elektronų ir fotonų pernašos skaičiavimas, kuomet jų energija yra nuo kelių keV iki šimtų GeV. Originalus modeliavimo paketas buvo sukurtas, didelių energijų fizikos eksperimentams modeliuoti laboratorijose, kur reikėjo didelės energijos elektronų-fotonų pernašos modelių. Naujausia EGS versija „EGSnrc“ buvo sukurta Kanados nacionalinėje tyrimų taryboje. EGSnrc kodų šeima yra medicininėje fizikoje plačiausiai naudojama Monte Karlo kodų sistema. EGSnrc“ sudaro keli skirtingi kodai [8].

Svarbus kodo pritaikymo žingsnis buvo EGSnrc C ++ klasės bibliotekos sukūrimas. Ši biblioteka leido modeliuoti sudėtingesnes geometrijas, papildė, atsitiktinių skaičių generatorius, tikslesnėmis tikimybių pasiskirstymo funkcijomis [7].

„BEAMnrc“ yra programa, sukurta specialiai naudoti radioterapijoje, siekiant modeliuoti įvairius spindulinės terapijos įrenginius, įskaitant didelės energijos linijinius greitintuvus. Iš pradžių tai buvo OMEGA projekto dalis, siekianti sukurti 3-D spindulinės terapijos gydymo planą, vėliau BEAMnrc kodas pradėtas naudoti nepriklausomai nuo šio projekto, imituojant fotonų sąveikas [25].

„BEAMnrc“ modeliai yra kuriami modeliuojant pagrindinius fotonų/elektronų pluoštą ir jo dalelių skridimo trajektoriją formuojančius komponentus, naudojant vadinamuosius komponentų modulius. Kodas naudoja cilindrinę geometriją. Komponentų moduliai gali būti derinami bet kuria laisvai pasirinkta tvarka, jei nė viena modulių komponentė nepersidengia ar neapima jokios kitos komponentės [26].

EGSnrc, parašytos „C ++“ programavimo kalba, programos, naudoja tą pačią sintaksę informacijos, susijusios su geometrija, šaltiniu, paleidimo valdymu ir Monte Karlo pernašos parametrais, įvedimui. Dalelių detektavimo vietos ir dispersijos mažinimo metodų įvesties blokai įvairiose programose skiriasi [27].

Atliktuose tyrimuose BEAMnrc dozės galios pasiskirstymo skaičiavimai nuo matavimų skyrėsi 1-2% [28, 29]. Tačiau kituose skaičiavimuose buvo nustatyta ir didesnė nei 10% paklaida [30].

1.2.5. MCNP (Monte Carlo N - Particle)

MCNP yra plačiausiai naudojamas Monte Karlo kodas. Skirtingo tipo užduotims galima rinktis skirtingas sąveikos skerspjūvių duomenų bazines. Monte Karlo kodas yra skirtas elektronų, fotonų ir neutronų bei kompleksiniam elektronų – fotonų – neutronų pernašos modeliavimui skirtingose medžiagose. Naudojant kodą, galima imituoti sudėtingas geometrijas [31]. MCNP siūlo nemažą kiekį nuo platformos nepriklausomų geometrijos braižymo programų. Naudojant šias programas geometrijos gali būti nubraižomos tikslesnės, nei aprašant juos MCNP programiniame pakete. Rezultatus ir sąveikos skerspjūvius galima peržiūrėti naudojant MCNP išvesties failuose pateikiamuose lentelėse. Rezultatų tinklėlių rezultatus taip pat galima pamatyti vizualiai [32]

Šiame programinis paketas priešingai nei Geant4 pakete nėra atliekami skaičiavimai susiję su elektronų pernaša išoriniame ar pačių elektronų sukurtame elektromagnetiniame lauke ir jo poveikiu. Fotobranduolinės yra taikoma ribotam skaičiui izotopų.[7].

Yra kuriami ir MCNP paketo plėtiniai. Vienas iš tokių plėtinių - gydymo plano patikros sistema, (MCTVP), kuris skirtas konforminio ar moduluoto intensyvumo terapijos klinikinio gydymo planų tikrinimui ir sudarymui. I. Jabbari ir Sh. Monadi atliko modeliavimą ir eksperimentus su šia programine įranga ir rezultatai parodė, kad išmatuotos ir Monte Karlo apskaičiuotos dozės, keliuose taškuose nehomogeniško fantomo viduje, kai elektronų energija 6 ir 18 MV parodė gerą suderinamumą. Skirtumas buvo tik apie 1,5 procento [33].

Juste [33], atliktų modeliavimų rezultatai buvo patvirtinti palyginus juos su „Universitario Politènic la Fe de València“ liginėje atliktais matavimais. Facure [34] modeliavimo metu gautos fotoneutronų spektro vertės atitinka literatūroje nurodytas vertes, tai yra kad fotoneutrons spektro vidutinė energija yra apie 1,5 MeV [34].

Yoon Sang Kim darbe analizuojami trijų skirtingų energijų (6, 10 ir 15 MeV) elektronų pluoštai buvo nukreipiami į eutronų šaltinį. Linijinio greitintuvo „galva“ buvo suprojektuota naudojant Geant4 ir MCNPX \ modeliavimo kodus. Statistinis paklaida visuose modeliavimuose buvo mažesnė nei 0,3% ir 0,05% atitinkamai MCNPX ir standartiniuose „Geant4“ paketuose [35].

Ghergherehchi [36], darbe aptariamas sumodeliuotas tris skirtingas medicininio greitintuvo elektronų pluošto energijos vertes (10, 25 ir 50 MeV), fotonams ir neutronams generuoti. Modeliavimui naudoti GEANT4 ir MCNPX modeliavimo kodus. Šiame darbe visų modeliavimo rezultatų statistinė paklaida atitinkamai buvo mažesnė nei 0,3 ir 0,07% [36].

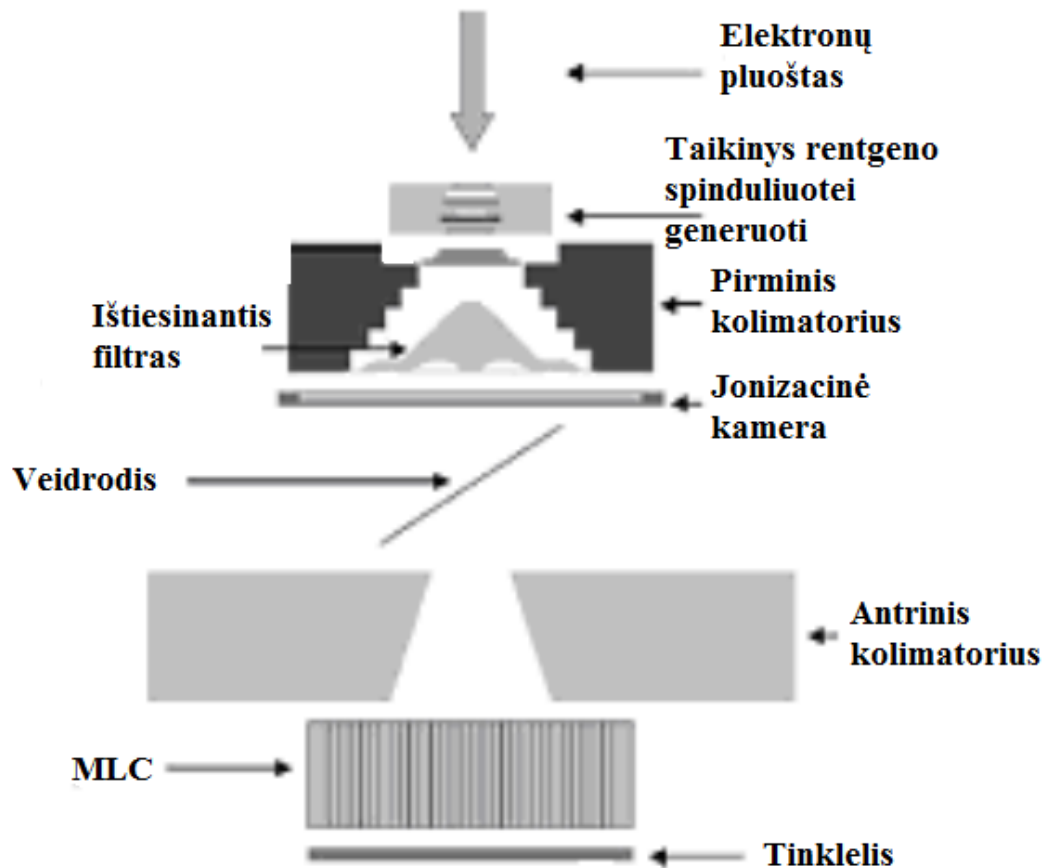
Skirtumai skaičiavimuose gali atsirasti dėl skirtingų spektrų skirtingo sąveikos skerspjūvio ir stabdymo gebos duomenų bazių bei skirtingų fizikinių procesų modeliavimo.

Maigne [37] atliktuose elektronų dozės tam tikrame taške ir dozės išilgai spindulio sklidimo krypties skaičiavimuose naudojant GATE 6.0/GEANT4 9.2 ir palyginus juos su literatūroje pateikiamais EGSnc ir MCNP4C skaičiavimais, buvo gauti panašūs rezultatai [37].

Ye Sung Joon tyrime PENELOPE rezultatai sutapo su MCNP skaičiavimais ir su paskelbtais EGS4 duomenimis. Su PENELOPE apskaičiuota dozė, palyginus su MCNP ir EGS4 duomenimis skyrėsi apytiksliai $\pm 2\%$, esant 20–150 keV diapazonui. Naudojant MCNP/DLC-200 buvo nustatyta iki 9% mažesnės reikšmės 20–100 keV diapazone nei PENELOPE [38].

1.3. MODELIAI KURTI SU MCNP (Monte Carlo N-Particle) programine įranga

Literatūroje yra pateikiami minimizuoti greitintuvo „galvos“ modeliai. Juose yra tik patys svarbiausi komponentai: fotonų šaltinis, antriniai kolimatoriai ir daugialapiai kolimatoriai (MLC), bei sumodeliuojamas filtras [39 - 42].



1 pav. Greitintuvo stovo MCNP modelis [39]

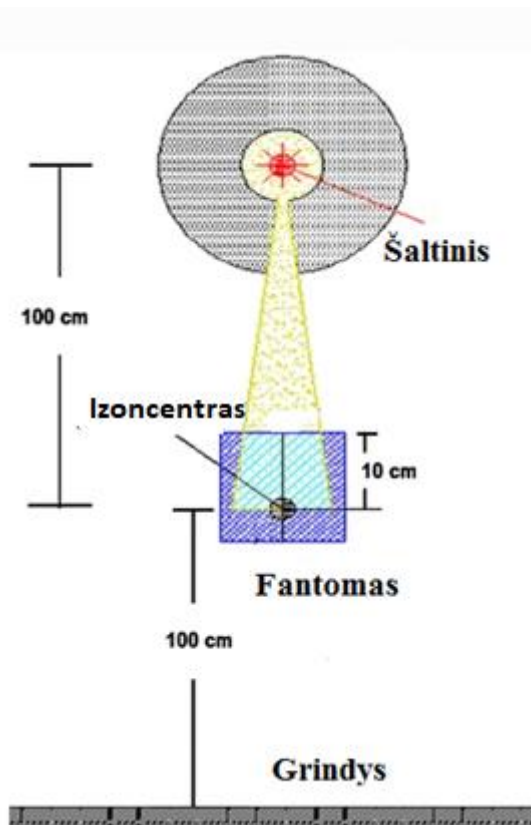
Kitais atvejais yra modeliuojamos dvi sferos: vidinėje yra nurodomas šaltinis o išorinė yra apvalkalas pagamintas iš rentgeno spindulius ekranuojančios medžiagos. Tokio tipo modeliuose sferose yra paliekamos kūgio formos angos, sukuriant norimo dydžio apšvitos laukus [43]. Vienas iš tokių modelių yra pateikiamas Vega-Carrillo [43] darbe, neutronų srauto spektras $\Phi(E)$ yra paskaičiuojamas šešiose vietose spindulinės terapijos procedūrinėje, kurioje sumontuotas medicininis linijinis greitintuvas spinduliuoja 18 MeV energijos fotonus. Skaičiavimai buvo atliekami su MCNP - 4C kodu, sąveikos skerspjūviai buvo gauti iš ENDF/B-VI ir NJOY duomenų bazių [43].

LINAC „galva“ buvo modeliuojama kaip 10 cm storio sferinis apvalkalas, pagamintas iš volframo, kurio vidinės sferos spindulys buvo 0,2 cm. Jos centre buvo nurodytas taškinis šaltinis. Į LINAC „galvos“ modelį buvo įtraukta kūgio formos anga, sukurianti 100 cm² švitinimo plotą apšvitos lauko izocentro srityje. Į Monte Karlo modelį buvo įtrauktas iš vandens pagamintas 15 × 15 × 15 cm³ žmogaus galvos fantomas. Izocentras buvo 10 cm gylyje fantome [žr. pav. 2]. Šiame darbe taip pat buvo sumodeliuotos ir grindys, sienos bei lubos. Jos apibrėžtos kaip 60 cm storio, o siena tarp labirinto ir švitinimo kabineto buvo 100 cm storio. Sienoms pasirinkta medžiaga buvo betonas kurio elementinė sudėtis: 0,92% H, 49,83% O, 1,71% Na, 4,56% Al, 31,58% Si, 1,92% K, 8,26% Ca ir 1,22% Fe, o tankis yra 2,26 g/cm³ [43].

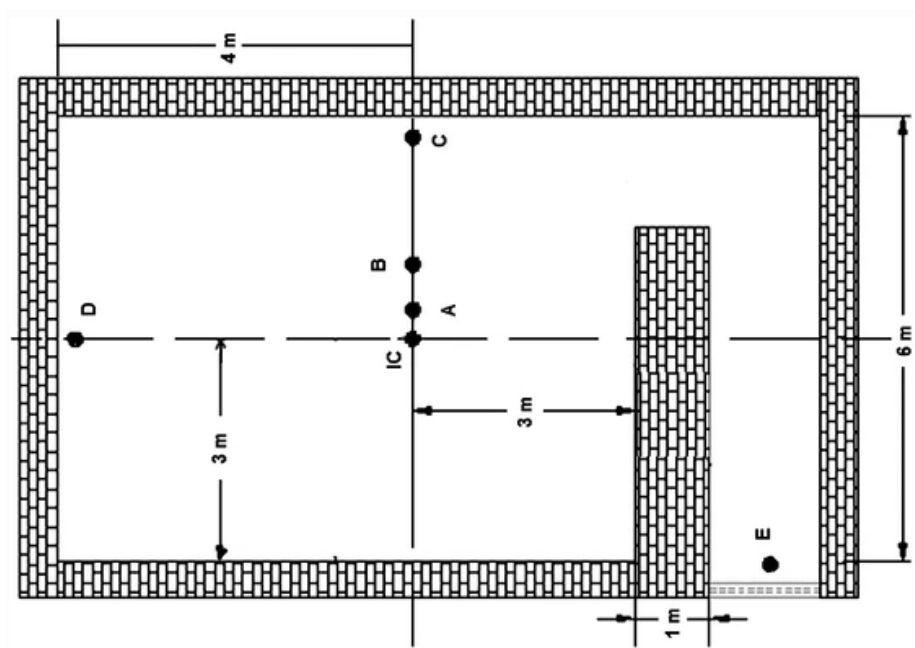
Vega-Carrillo [43] darbe visi detektoriai išdėstyti buvo toje pačioje plokštumoje kaip ir izocentras. Vienas detektorius buvo pačiame centre, likę detektoriai buvo išdėstyti skirtingais atstumais nuo

izocentro, taigi A, B, C ir D detektoriai buvo 40, 100, 270 ir 390 cm atstumu nuo izocentro. E detektorius buvo šalia įėjimo durų [43] (Žr. pav. 3).

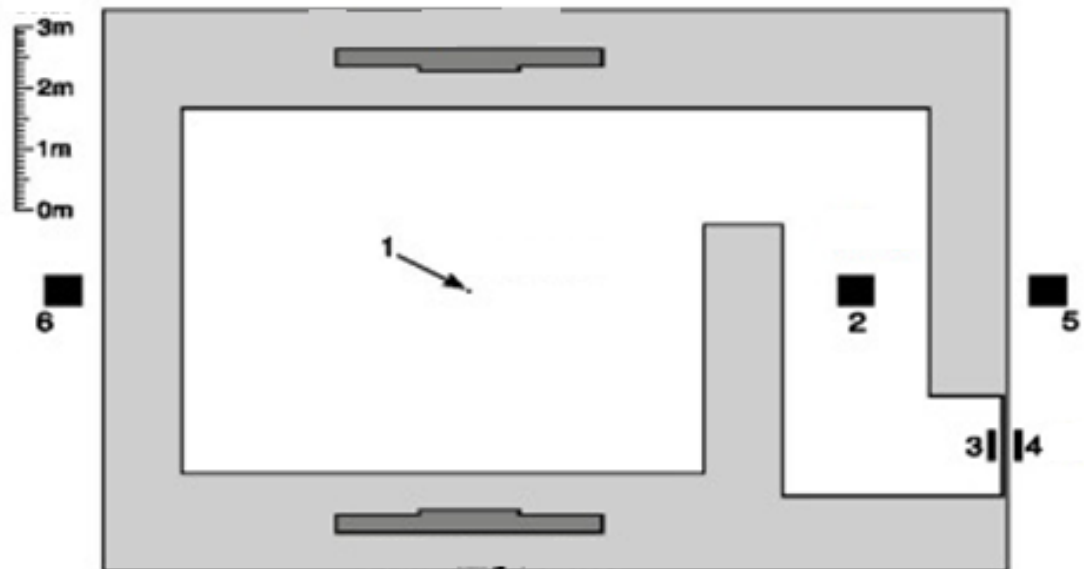
Tokie modeliai dažniausiai yra naudojami dozės galios ir prasiskverbimo gyliui vandens fantomuose ar fotoneutronų srautams gydymo kabinetuose skaičiuoti.



2 pav. Linijinio greitintuvo stovo supaprastintas modelis[43].



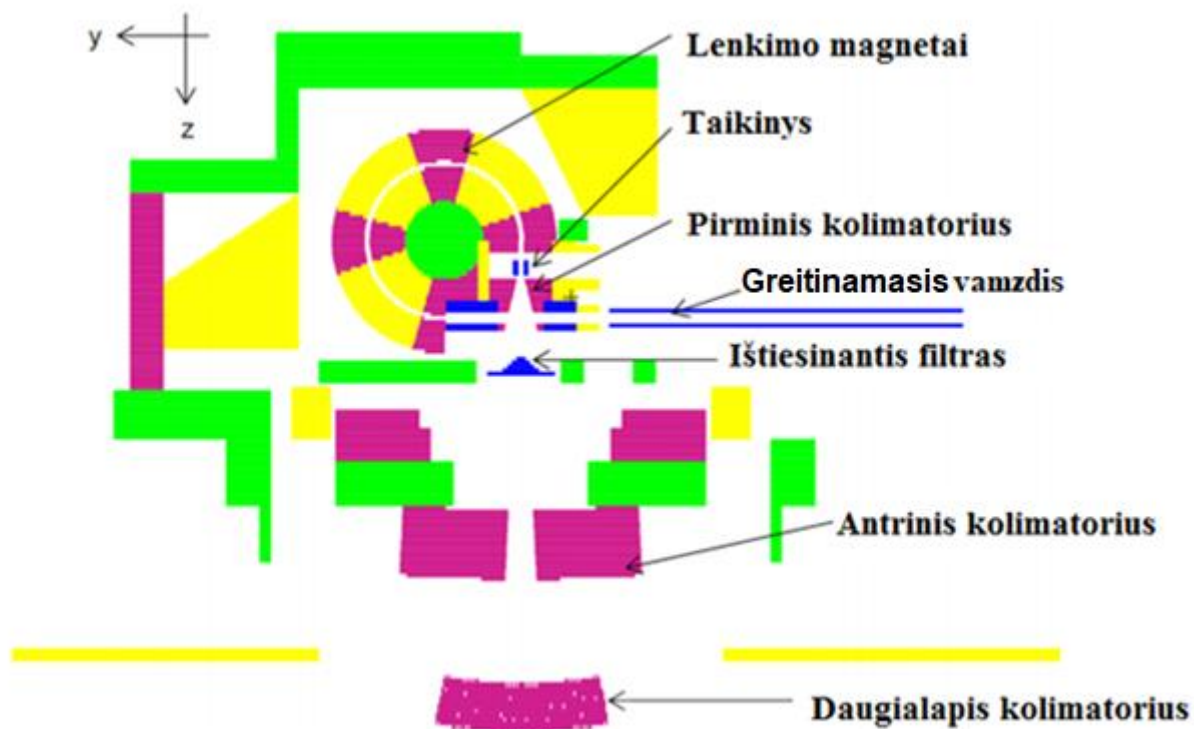
3 pav. Spindulinės terapijos kabineto schema Nr.1. Raidėmis pažymėtos neutronų detektavimo vietos [43].



4 pav. Spindulinės terapijos kabineto schema Nr.2. Skaičiais pažymėtos neutronų detektavimo vietos [44]

Skaičiavimams kartais yra pasitelkiami originalūs brėžiniai tuomet į modelį yra įtraukiami ir tokie elementai kaip greitinantis vamzdis, lenkimo magnetai [44-45]. Vienas iš tokių modelių yra pateikiamas Ghasemi-Jangjoo [44] darbe.

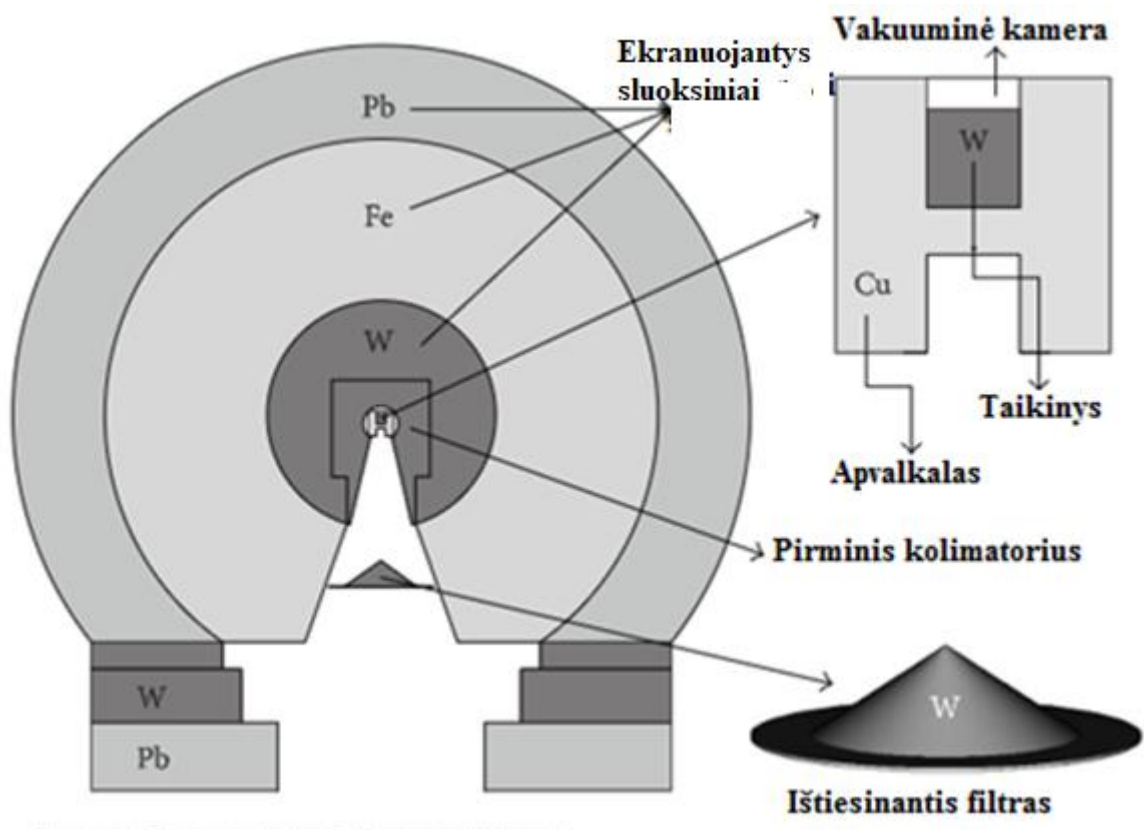
Jis remiantis gamintojo pateiktais duomenimis, imitavo pagrindinės „*Varian C/ D 2100*“ linijinio medicininio greitintuvo „galvos“ dalis. Greitintuvas buvo modeliuojamas kartu su tipiniu spindulinės terapijos kabinetu. Modelyje sienos yra iš betono, kad būtų galima modeliuoti realų spinduliuotės išsisklaidymą kabineto sienose. Vandens fantomas, kurio matmenys $50 \times 50 \times 50 \text{ cm}^3$, buvo imituojamas ties šaltiniu, atstumas iki paviršiaus buvo 100cm. Atstumas tarp greitintuvo „galvos“ ir kabineto stogo buvo 150 cm. Pagrindiniai faktoriai, turintys įtakos fotonų pluošto charakteristikoms, buvo šie: lenkimo magnetas, pirminių pagreitintų elektronų Gauso paskirstymas, volframo taikinys, sudėtingas geležinis filtras ir jį laikančiosios dalys, pirminiai ir antriniai kolimatoriai, judantys X ir Y kryptimis, jonizacinės kameros, taip pat masyvus rentgeno apsauginis skydas aplink greitintuvo „galvą“. Su taikiniu sąveikaujančių pirminių elektronų pasiskirstymas buvo modeliuojamas kaip Gauso paskirstymas su pusaukščio pločio (FWHM) verte 0,97 mm. Šių dalių medžiagos buvo parinktos pagal gamintojo pateiktus dokumentus. Bunkerio įėjimo durys buvo modeliuojamos kaip sumuštinis, kurį sudaro 15,08 cm boruoto polietileno, 0,48 cm plieno ir 1,27 cm švino sluoksniai [44].



5 pav. Varian 2100 Linac“ galvutės MCNP6 modelis su pagrindiniais komponentaisgreitinantis [45]

Šiame darbe greitintuvo „galvos“ modelis buvo kuriamas remiantis Jiménez [46] darbu. Jame geometrija buvo sudaryta naudojantis LINAC Varian Clinac 2100 C/D gamintojo specifikacijas. 5 paveiksle parodyta sumodeliuotos LINAC „galvos“ geometrija, kurioje išsiskirtos pagrindinės dalys

Šiame modelyje taikinio rentgeno spinduliams generuoti matmenys yra 0,011cm ir 0,635 cm, jis pagamintas iš volframo. Virš taikinio buvo palikta 0,2 cm aukščio tuščia erdvė, atsižvelgiant į tai kad skriedami šia erdve elektronai pasiekia taikinį. Šio LINAC modelio rentgeno apsauginiai sluoksniai buvo sukurti naudojant koncentrinės sferas, kurių spinduliai yra 20,1 cm ir 26,7 cm. Rentgeno apsauginiams sluoksniams naudojamos medžiagos: volframas, geležis ir švinas. Kūginė angos dalis yra skirta fotonų pluošto sklidimui, joje buvo sumodeliuotas filtras naudojant 3,81 cm spindulio cilindrą ir 1,89 cm aukščio nupjautą kūgį.

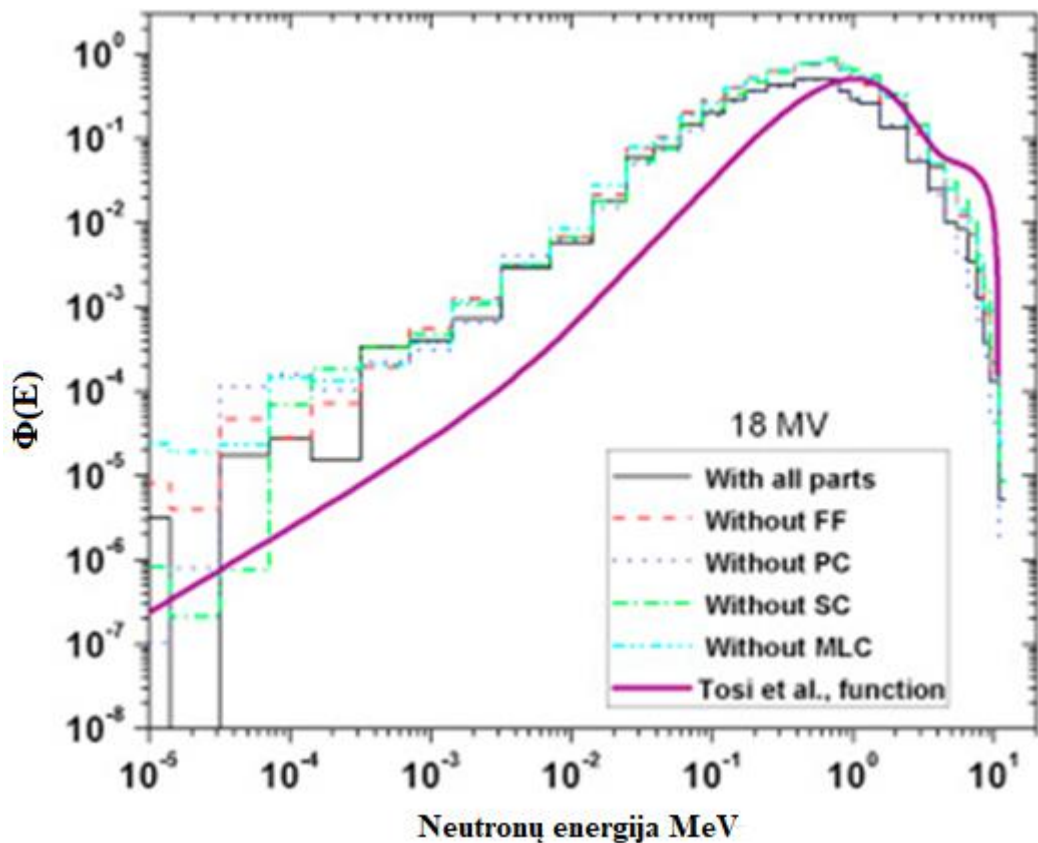


6 pav. Linijinio greitintuvo „galva“ su rentgeno apsauginėmis medžiagomis ekranuojantys sluoksniai [46]

Naudojant aukščiau paminėtus modelius galima atlikti įvairius skaičiavimus. Dažniausiai pasitaikantys yra dozės ir neutronų/fotonų spektro skaičiavimai skirtingose patalpos vietose.

Rahim Khabaz [47] pateiktame tyrime yra atliekami MCNP skaičiavimai, kuomet elektronų pluošto energijos yra 10, 15, 18, 24 MeV. Imitacijose elektronų pluoštas kerta 0,6 cm skersmens taikinį. Elektronų energija buvo paimta iš Gauso paskirstymo, prie verčių $10,2 \pm 0,45$ MeV, $15,3 \pm 0,64$ MeV, $18,3 \pm 0,53$ MeV ir $24,1 \pm 0,32$ MeV. Modeliavimas buvo atliekamas 10×10 cm² dydžio lauke su visais greitintuvo „galvos“ komponentais. Vėliau buvo atliekami skaičiavimai be vieno iš komponentų: pirminio kolimatoriaus, antrinio kolimatoriaus, tiesinančio filtro ar daugialapio kolimatoriaus. Neutronų spektrai buvo vertinami 100 cm atstumu nuo taikinio. Stabdomosios rentgeno spinduliuotės spektrai buvo apskaičiuoti naudojant e/γ režimą [47].

Darbe buvo nustatyta, kad fotonų spektrų vidutinė energija sumažinama pašalinus bet kurį LINAC „galvos“ komponentą, tuo tarpu padidėja neutronų energijos vertė. Visų skaičiavimų metu neutronų spektro kreivė išlaiko tą pačią formą. Vidutinė neutronų energija atitinkamai buvo 0,2; 0,557; 0,597; 0,661 MeV [47].



7 pav. Neutronų spektrai 18MV LINAC sistemoje kai modeliuojama visa sistema ir kai pašalintas vienas komponentas: PC- pirminis kolimatorius, SC-antrinis kolimatorius, FF- ištiesinantis filtras, MLC- daugialapis kolimatorius [47]

Daugelyje kitų skaičiavimų, neutronų spektro smailė taip pat yra apie 0,5-1,5 MeV, nepaisant, kad elektronų ar fotonų pluošto energijos skiriasi, o skaičiavimai atliekami įvairiose terapijos kabineto vietose[39, 43, 48].

Dažnai yra atliekami dozės galios skaičiavimai, tačiau jie yra nukreipti į tyrimus tam tikrame plote ir atstume nuo greitintuvo „galvos“ sukimosi ašies [44, 46, 48] ar tam tikruose vandens fantomo gyliuose [42, 45, 39] ir retais atvejais į dozės galios pasiskirstymą gydymo kabinete [42,49].

Hodges [50] skaičiavimuose paskaičiuota dozės galia (elektronų) spindulinės terapijos kabinete. Šiame darbe rentgeno spinduliai generuojami naudojant volframinį taikinį. Skaičiavimo rezultatų tinklelis buvo sumodeliuotas 1,2 m aukštyje virš grindų. Atlikti 3 skaičiavimai: pilnas modelis, be kolimatoriaus, be kolimatoriaus ir rentgeno absorbcinės medžiagos. MCNP5 modeliavimo rezultatai buvo normalizuoti vienai pradinei dalelei (mSv/h/elektronui). Norint palyginti skaičiavimo duomenis su eksperimentiniais duomenimis, būtina žinoti pradinių elektronų skaičių medicininio greitintuvo „galvos“ konstrukcijoje. Hodges darbe nustatyta, kad vidutinė nuolatinė srovė yra $3,4 \times 10^{14}$ elektronų per sekundę. Apskaičiuota dozės galia, buvo padaugintos iš šios vertės, kad būtų galima įvertinti dozės galios pasiskirstymą patalpoje. Pirmuoju atveju dozės galia patalpoje svyravo nuo 0,004mSv/h ties įėjimu į gydymo kabinetą iki 7,4 Sv/h gydymo stalo paviršiuje[50].

Ghiasi [51] atliko skaičiavimus modeliuojant pernašos skaičiavimus kai greitintuvo stovo modelis yra supaprastintas ir kai sudėtingas. Ghiasi darbe „Varian 2100 C/ Clinac“ buvo modeliuojamas naudojant pateiktus duomenis iš gamintojo. Imituojamos greitintuvo dalys yra pirminis elektronų

šaltinis, taikinyš, konteineris, pirminis kolimatorius, judantis antrinis kolimatorius, lenkimo magnetas, tiesinantis filtras ir rentgeno absorbcinis apvalkalas. Abiejuose modeliuose buvo modeliuojamas fotonų sąveika su $50 \times 50 \times 50 \text{ cm}^3$ vandens fantomu, patalpintu 100 cm atstumu nuo šaltinio. Buvo modeliuojamas tipinis spindulinės terapijos kabinetas, kurio matmenys $12,7 \times 11 \times 4,2 \text{ m}^3$, o sienos paprasto betono, kurio tankis $2,35 \text{ g/cm}^3$. Pirminės spinduliuotės kryptis buvo nukreipiama žemyn [51]

Supaprastintas greitintuvo „galvos“ modelis buvo kuriamas, kaip volframo apvalkalas, kurio vidinis spindulys buvo 10 cm, o išorinis spindulys - 15 cm, su kūgio formos diafragma, kad būtų sukurtas norimas apšvitos laukas. Volframas kaip rentgeno absorbcinė medžiaga buvo pasirinkta dėl geresnių soinduliuotės slopinimo charakteristikų nei geležis ar švinas. Nors abu šie modeliai tiksliai galėjo atkartoti neutronų pasiskirstymą patalpoje, tačiau tikslesni duomenys buvo gaunami su sudėtingesniu modeliu [51].

Apibendrinimas: Radioterapijoje Monte Karlo metodai taikomi keliais tikslais, tokiais kaip dozimetrija, gydymo planavimas, kokybės užtikrinimas ir gydymo patalpų projektavimas. Nors per pastaruosius tris dešimtmečius daugelyje tyrimų buvo atlikti neutronų spektrų ir dozimetrijos skaičiavimai, tačiau dėmesys spindulinės terapijos personalo apšvitai išliko. Čia pasitelkiami Monte Karlo metodu grįsti dalelių pernašos skaičiavimai [7].

Yra daug bendrosios paskirties Monte Karlo kodų, skirtų spindulinės energijos pernašos modeliavimui. Kai kurie iš jų yra gerai dokumentuoti ir plačiai naudojami, kiti - mažiau, o kiti – tik naudojami tik siauroje mokslininkų grupėje [7].

Yra daugybę skirtingų kodų kurie yra naudojami skaičiavimais tačiau dažniausiai pasitaikantys yra PENELOPE, EGSnrc, MCNP ir GEANT [13]. Vieniems iš šių kodų reikia išmanyti C++ programavimo kalbą, norint pasiekti tikslių skaičiavimų [21], kitos automatiškai jau sukuria linijinio greitintuvo modelį, tiesiog reikia žinoti reikalingus parametrus [23].

Per daugelį metų atliekant skaičiavimus su elektronų šaltiniu naudojantis šiomis programomis buvo nustatyta, kad šie modeliai atitinka realius tyrimų rezultatus. Neutronų srauto skaičiavimai sutampa su registruojamais fantomuose. Tad naudojamos programinės įrangos pasirinkimas priklauso nuo vartotojo noro ir gebėjimų.

Yra sukurta daug spindulinės terapijos patalpos ir greitintuvo „galvos“ modelių. Naujesniuose tyrimuose renkama iš gamintojų gauti CAD failai, tiksliai atkartojantys stovo konstrukcijas[45]. Tačiau kuriant paprastesnius modelius, taip pat galima gauti patikimus modeliavimo rezultatus, sutampančius su tyrimų rezultatais [46].

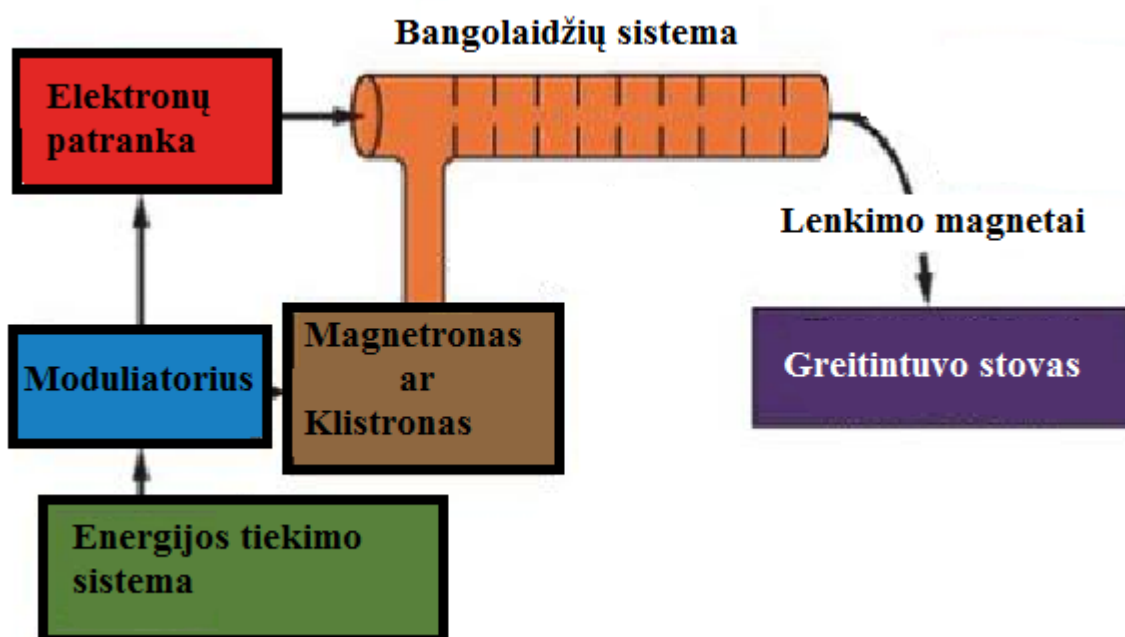
Visi modeliavimo rezultatai yra svarbūs siekiant išvengti nepaįstos pacientų apšvitos, tačiau kita vertus jie leidžia įvertinti personalo apšvitą dėl susidariusių neutronų aktyvacijos produktų . Aktyvacijos produktų susidarymas greitintuvo konstrukcijoje ir greitintuvo patalpos apsauginėse konstrukcijose ir apšvitos vertinimas yra pagrindinis šio darbo tikslas, kuriam įgyvendinti buvo naudojama FISPACT programinė įranga [52].

2. TEORINĖ DALIS

2.1. Linijinio Greitintuvo Komponentai

Pagrindiniai medicininio linijinio greitintuvo komponentai yra:

- energijos tiekimo sistema;
- elektronų patranka;
- magnetronas arba klistronas;
- bangolaidžio sistema;
- lenkimo magnetai;
- greitintuvo stovas
- aušinimo sistema [53].



8 pav. Linijinio greitintuvo principinė schema [53].

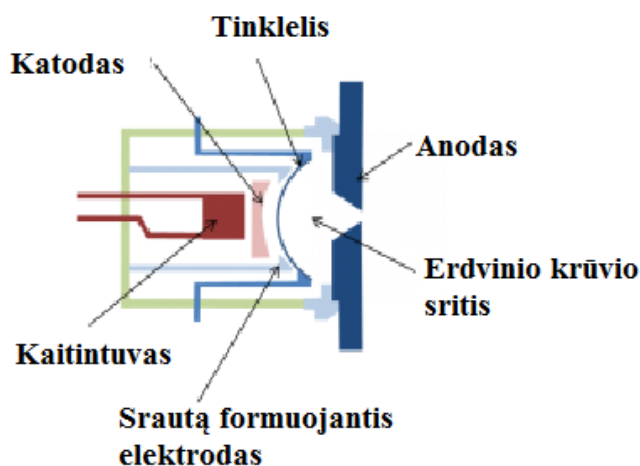
2.1.1. Elektronų patranka

Linijiniuose greitintuvuose katodas atlieka elektronų patrankos vaidmenį. Kaitinant katodą, pagamintą bario aliuminato arba kitokios termojoninės medžiagos, tokios kaip toris, volframas, vyksta termoelektroninės emisijos reiškinys, kurio metu iš katodo yra emituojami laisvieji elektronai. Dažniausiai katodas yra gaminamas iš volframo, kurį įkaitinus iki maždaug 2400°C , pradeda emituoti elektronus [54]. Šie elektronai yra nukreipiami į greitintuvo vamzdį link teigiamai įelektrinto anodo [55]. Kol radijo bangų generatorius nėra įjungtas, elektronai į vamzdį patenka pastoviu greičiu. Prijungus radijo bangų generatorių, elektronai vamzdyje yra įgreitinami, panaudojant magnetronines ar klistronines sistemas ir magnetų sistemomis tiesiogiai nukreipiami taikinio link, arba bombarduoja anodą, generuodami energingų (megaelektronvoltų eilės) fotonų srautus, kurie sąveikauja su taikiniu.

Praktikoje gali būti naudojamos triodo tipo, rečiau – diodo tipo patrankos [56]. Triodo tipo patrankos suteikia daug daugiau lankstumo. Esant tam tikrai spindulio energijai, gali būti pasiekta

bet kokia pluošto srovė, o tam tikrai srovei – bet kokia pluošto energija, netaikoma diodinams ginklams, kai pluošto srovė ir energija yra neatsiejamai susiję [57].

Naujos kartos medicininiuose greitintuvuose naudojamos Pierce tipo elektronų patrankos [53]. Šio tipo patrankose yra valdoma erdvinio krūvio sritis, o ne pavienių emituotų elektronų srautas, todėl priešingai nei temperatūrinio režimo metu, elektronų srovė priklauso ne nuo temperatūros, o nuo krūvininkų koncentracijos ribotoje erdvės dalyje [54].



9 pav. Pierce tipo elektronų patrankos schema [58]

2.1.2. Magnetronas/Klistronas

Magnetrono centre yra kaitinamas katodas, kurį supa žiedo formos anodas. Anodą supanti aplinka su jame esančiais tarpais vadinama rezonansinėmis ertmėmis. Tokiame prietaise elektronai palikę katodą tiesia linija pasiekia anodą ir su juo sąveikautų. Tačiau magnetrone po anodu sumontuojamas galingas magnetas, sukuriantis magnetinį lauką išilgai vamzdžio ilgio. Šiuo atveju elektronai, judėdami nuo katodo iki anodo, tuo pačiu metu skrieja elektriniame ir magnetiniame lauke. Taigi, kaip ir visos krūvį turinčios dalelės, judančios magnetiniame lauke, skrieja iškreipta trajektorija (išlenktu keliu), o ne tiesia, skriedamos aplink tarpą tarp anodo ir katodo. Kai elektronai skrieja tarp ertmių, ertmės rezonuoja ir skleidžia radijo bangas. Bangos yra nukreipiamos į greitintamojo bangolaidžio sistemą [54].

Nors daugumoje greitintuvų yra naudojami magnetronai, tačiau didesnės energijos reikalaujantiems greitintuvams jie yra pakeičiami klistronais.

Klistronas yra vakuuminis įtaisas, naudojamas sustiprinti radijo dažnio signalus, kontroliuojant elektronų srauto greitį. Iš pradžių elektronai skrieja nuo katodo link rezonatorių ertmės ir yra įgreitinami kelių šimtų voltų potencialu. Vėliau jie patenka į siaurą tarpą, kur juos veikia radijo bangų dažnio laukas. Elektronai patekęs į rezonansinę erdvę, atsižvelgiant į lauko fazę pagreitėja arba sulėtėja. Kai elektronų pluoštas skrieja išilgai dreifo vamzdžio, vieno radijo bangos ciklo pagreitinti elektronai pasiveja ankstesnio ciklo sulėtintus elektronus. Dėl to elektronai susilieja ir atsiranda pluošto tankio moduliacija. Šie pluoštai perduoda savo energiją sukeltiems radijo bangų laukams išvesties ertmėje, kuri yra sujungta su gretinamuoju bangolaidžiu [55].

2.1.3. Bangolaidžio sistema

Linijiniuose medicininiuose greitintuvuose naudojami du bangolaidžiai: pirminis bangolaidis, verčiantis emituotus elektronus judėti greitinančio vamzdžio link, ir spartinantis bangolaidis, užtikrinantis elektronų judėjimą (slydimą kartu su generuojamomis radijo bangomis) tarp greitinančio vamzdžio segmentų.

Greitinantys bangolaidis yra apskritimo skerspjūvio struktūra, naudojama mikrobangoms perduoti. Jame yra užtikrinamas didelis vakuumas (130 mPa – 130 μPa). Jis reikalingas laisvam elektronų sklidimui bangolaidžio erdvėje. Šie vamzdžiai yra ilgi (kelių metrų eilės), sudaryti iš tankių izoliacinių žiedų ir metalo elektrodų. Dažnai yra naudojami stiklo izoliaciniai žiedai, sutvirtinami polivinilacetatu, kartu su aliuminio, titano arba nerūdijančio plieno elektrodais. Greitintuvuose bangolaidžio sistema įrengiama lygiagrečiai gydymo „stendo“ sukimosi ašies, todėl elektronai greitunami lygiagrečiai pacientui. Daugumoje linijinių greitintuvų greitintuvuose vamzdžiuose yra sukuriamas spiralinis elektrinis laukas [56].

2.1.4. Lenkimo magnetai

Greitinimo vamzdyje įgreitintų elektronų pluoštą reikia nukreipti statmena pacientui kryptimi, tam naudojama lenkimo magnetų sistema. Jie yra sumontuojami lygiagrečiai greitintuvo stovo sukimosi ašies.

Yra naudojamos trijų tipų magnetinio lenkimo sistemos:

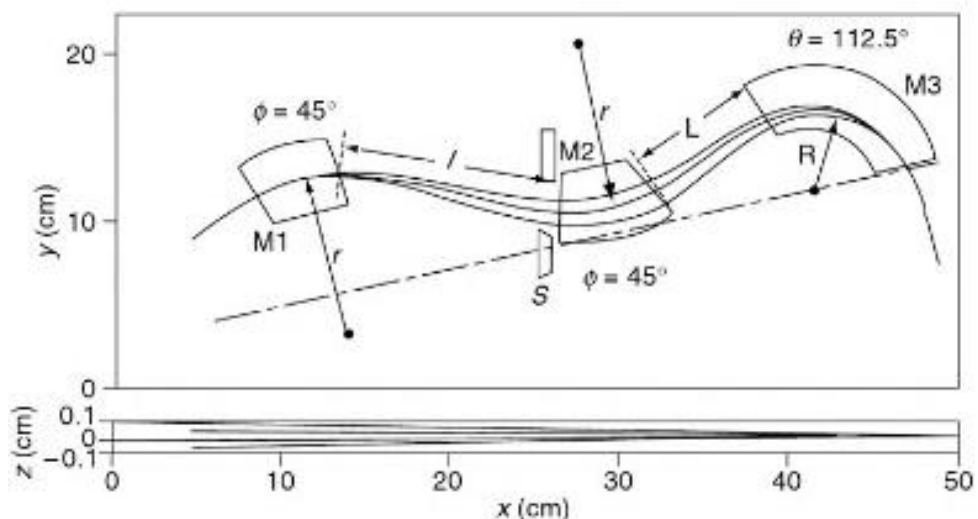
1. 90° lenkimo;
2. 270° lenkimo (achromatinis);
3. 112,5° lenkimo [59].

Pirmuosiuose medicininiuose greitintuvuose buvo naudojama paprasčiausia, neachromatinė lenkimo sistema, kuri pluoštą nukreipia 90°. Naudojant paprastą dvipolį magnetą, elektronų pluoštas skrieja apskritimo formos lanku magnetiniame lauke. Tokioje sistemoje atsiranda energijos dispersija, kadangi lanko spindulys priklauso nuo elektronų energijos. Didesnės energijos elektronai yra nukreipiami šiek tiek mažiau nei tie, kurių energija mažesnė [60].

Vėliau pradėta naudoti 270° lenkimo magnetų sistema. Šioje sistemoje elektronai skrieja orbitomis: įskrieję į lenkimo zoną 0°, ją palieka tame pačiame taške apsisukę 270°. Kadangi kuo elektronų energija didesnė, tuo orbitos spindulys didesnis, buvo išvengta energijos dispersijos [61].

Esant mažesniems gydymo kabinetų matmenims, reikia sumažinti atstumą nuo greitintuvo „galvos“ iki stalo. Tokiais atvejais yra naudojama 112,5° lenkimo sistema. Tokia sistema naudoja tris magnetus:

- M1 – elektronai patekę į šią sritį yra nukreipiami, kaip ir 90° lenkimo magnetų sistemoje;
- M2 – magnetiniame lauke elektronai yra nukreipiami priešinga kryptimi, taip suvienodinant jų skriejimo trajektorijas;
- M3 magneto srityje elektronų energijos supanašėja ir jie išspinduliuojami viena kryptimi [žr. 10 pav.] [62].



10 pav. 112,5^o lenkimo sistema [62]

2.1.5. Greitintuvo „galva“

Linijinio greitintuvo „galva“ yra sudaryta iš keleto komponentų, formuojančių klinikių fotonų pluoštus. Svarbūs komponentai, esantys tipinėje ketvirtosios ar penktosios kartos greitintuvo „galvoje“, yra:

- anodas, pagamintas iš volframo [63];
- pirminis kolimatorius, nuo kurio priklauso maksimalus spinduliavimo sklaidos kampas [64];
- pluošto suglaudavimo filtras, fokusuojantis fotonų pluoštą į siaurą klinikinį spindulį;
- išsklaidymo filtras: modifikuoja monoenergetinį elektronų pluoštą;
- pluošto parametrų sekimo įrenginys, užtikrinantis elektronų pluošto stabilumą ir didžiausią fiksuotą pluošto energiją;
- antrinis kolimatorius, nuo kurio priklauso maksimalus apšvitos lauko plotas [63].

2.1.6. Aušinimo sistema

Linijiniuose greitintuvuose išsiskiria dideli šilumos kiekiai, todėl sistema yra aušinama. Aušinimui dažniausiai yra naudojamas dejonizuotas vanduo. Būdinga aušiklio temperatūra – 40 °C [1].

2.2. Spindulinės terapijos kabinetas

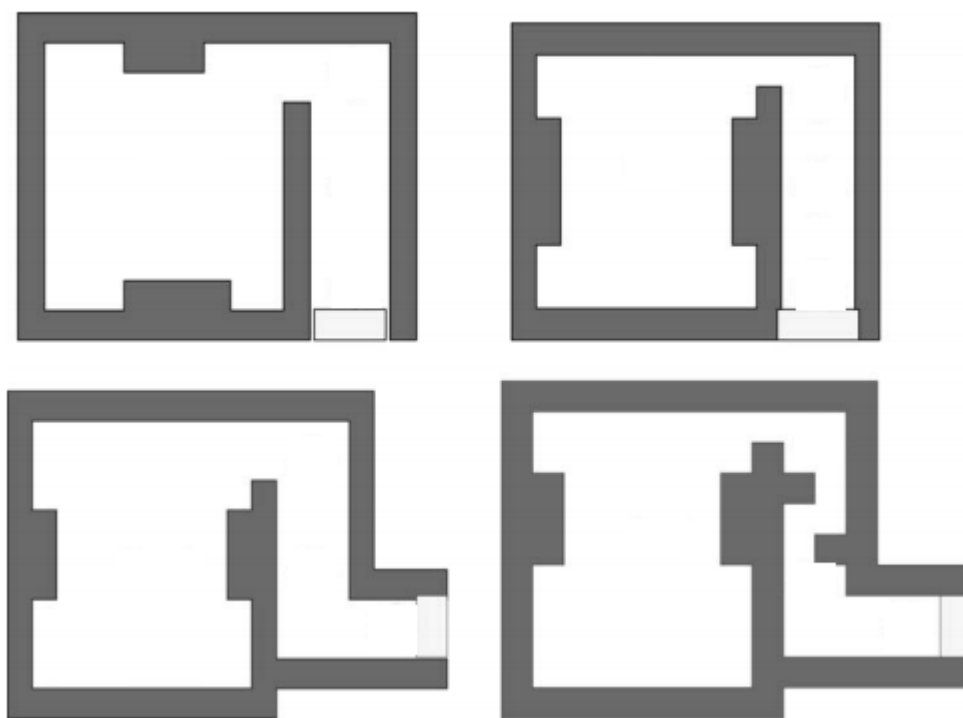
Spindulinės terapijos kabinetuose, per visą pastato eksploatavimo laiką, gali būti eksploatuojami net 6 skirtingi linijiniai greitintuvai. Gali skirtis tipas ir greitintuvo gamintojas. Kiekvienas aparatas turi skirtingus reikalavimus, susijusius su struktūra ir apsauga nuo spinduliuotės. Linijinio greitintuvo izocentras (centrinis taškas, apie kurį sukasi galva) skiriasi, o tai turi įtakos rentgeno absorbcinės medžiagos storiui [66].

Linijiniai greitintuvai yra gana dideli ir sunkūs prietaisai. Į tai reikia atsižvelgti visuose projektavimo etapuose, nes labai svarbu, kad nuo palatos įėjimo durų iki mašinos eksploatacijos vietos būtų pakankamai vietos transportavimui bei būtų užtikrinti saugos reikalavimai. Linijiniam greitintuvui turi būti užtikrinti erdvė spindulinės terapijos kabinate, kad būtų galima pasisukti greitintuvo „galvą“ 360 laipsnių vertikaloje plokštumoje, o paciento gydymo stalą pasukti 180 laipsnių horizontalioje plokštumoje [39].

Spindulinės terapijos kabinetas ir į jį vedantis labirintas yra projektuojami taip, kad atitiktų visus skirtingų gamintojų minimaliausius vietos reikalavimus. Teigiama šio aspekto pusė yra ta, kad gautą dizainą ateityje galima pritaikyti prie įvairių tipų greitintuvų ir nėra reikalingi griovimo ar rekonstrukcijos darbai.

Dėl į kabinetą patenkančių laidų, vamzdžių ar kitokių prietaisams reikalingų sistemų atsiranda galimos spinduliuotės saugos problemos, nes jei jie nėra kruopščiai suprojektuoti, spinduliuotė gali būti skleidžiama per konstrukcijose esančius plyšius [66].

Dažniausiai literatūroje pasitaikančios spindulinės terapijos kabinetų konstrukcijos yra pateikiamos 11 paveiksle.



11 pav. Literatūroje pateikiami gydymo kabinte modeliai [67]

2.2.1. Greitintuvų ir terapijos kabineto konstrukcijose naudojamos medžiagos

Procedūrinio kabineto sienų konstrukcijoje dažniausiai yra naudojamas betonas ar plytos. Naudojant betoną radioterapijos palatų pertvarų storis gali svyruoti nuo 60 cm iki 2 m. Dirbant su MeV eilės energijų pluoštais, gali prireikti žymiai didesnio storio, tačiau jis priklauso nuo spinduliavimo šaltinio padėties patalpoje ir patalpos dydžio. Projektavimo metu galima mažinti pertvarų storį į betoną įmaišant bario arba geležies turinčių užpildų, tokių kaip ilmenitas arba magnetitas [68].

Plytos dažniau yra naudojamos išorinėms sienoms ir jos užtikrina didelį spinduliuotės slopinimą. Naudojant betoninius blokus ar plytas, jų tankis turi būti gaunamas tiesiogiai iš medžiagos mėginio. Tuščiaviduriai blokai turi būti naudojami atsargiai; gali būti sunku tinkamai atsižvelgti į jų tankį.

Dažniausiai naudojamos papildomos medžiagos, tokios kaip švinas arba nerūdijantis plienas, kai nauja įranga turi būti įrengta esamoje palatoje. Plieninės plokštės gali būti naudojamos jau įrengtų

patalpų rentgeno absorbcinėms savybėms pagerinti nenaudojant kitų brangių modifikacijų. Durims į gydomojo kabineto labirintą dažniausiai naudojamas švinas [68].

Linijinio greitintuvo korpusų gamybai naudojamos medžiagos, pasižyminčios geromis rentgeno absorbcinėmis savybėmis: geležis, nerūdijantis plienas, švinas, volframas. Gali būti naudojamos ir kitos medžiagos, pvz., nuskurdintas uranas ar kitos medžiagos, kurių elemento numeris Z ir pirminės jonizacijos energijos yra didelės.

Geležis yra blizgus, kalus, sidabriškai pilkas metalas. Yra žinomos keturios skirtingos geležies alotropinės būsenos: alfa, gama, delta ir epsilon. Dažniausiai geležis naudojama kaip apsauginė medžiaga, yra lydinų komponentas ir sudaro 63–83 %. Cheminius junginius sudaro kaip divalentė ar trivalentė geležis. Svarbiausi geležies parametrai: atominis eilės numeris – 26; atominė masė – 55,85 u; tankis – 7,8 g/cm³; jonų spindulys – 0,076 nm (divalentėi), 0,064 nm (trivalentėi); jonizacijos energija – 761 kJ·mol⁻¹ [69].

Nerūdijantis plienas dažniausiai yra naudojamas dėl atsparumo korozijai ir karščiui. Jo sudėtyje yra mažiausiai 10,5 % chromo. Nerūdijančio plieno pasyvusis sluoksnis pasižymi nepaprasta savybe; pažeistas (pvz., subraižytas) jis savaime atsinaujina, nes chromas, esantis pliene, greitai reaguoja su deguonimi ir aplinkos drėgme, taip suformuodamas naują oksido sluoksnį. Norint padidinti atsparumą korozijai, į plieno kompoziciją pridedant 8 % ar daugiau nikelio ar molibdeno. O pridėjus azoto yra padidinamas mechaninis atsparumas ir priklausomai nuo lydinio kompozicijos, medžiagos tankis svyruoja nuo 7,8 iki 9 g/cm³ [70].

Švinas yra melsvai baltas, blizgus metalas. Jis yra minkštas ir kalus, jo elektrinis laidumas yra iš dalies žemas. Jis yra atsparus korozijai. Stabilūs švino izotopai (Pb²⁰⁶, Pb²⁰⁷ ir Pb²⁰⁸) yra torio ir urano skilimo sekos galutiniai produktai. Svarbiausi švino parametrai: atominis eilės numeris – 86; atominė masė – 207,2 u; tankis – 11,34 g/cm³; divalenčio jono spindulys – 0,132 nm, o keturvalenčio – 0,082 nm; jonizacijos energija – 715,4 kJ·mol⁻¹ [71].

Volframas yra blizgus, sidabriškai baltas metalas. Jis atsparus rūgščių, šarmų ir deguonies poveikiams. Svarbiausi volframo parametrai: atominis eilės numeris – 74; atominė masė – 183,85 u; tankis – 19,3 g/cm³; keturvalenčio jono spindulys – 0,068 nm, šešiavalenčio – 0,067 nm; jonizacijos energija – 768,6 kJ·mol⁻¹ [72].

2.3. Jonizuojančiosios spinduliuotės sąveika su medžiaga

Jonizuojančioji spinduliuotė žodynuose yra apibrėžiama kaip dalelių srautas ar 100 nanometrų ar trumpesnės ($>3 \cdot 10^{15}$ Hz) elektromagnetinės bangos, kurių energijos pakanka jonams sukurti [73]. Spinduliuotę galima suskirstyti į tiesiogiai ir netiesiogiai jonizuojančią.

Tiesiogiai jonizuojančiąją spinduliuotę sudaro krūvį turinčios dalelės. Tokioms dalelėms priskiriami elektronai, pozitronai, protonai, krūvį turintys mezonai, mononai ir sunkieji jonai. Netiesiogiai jonizuojančioji spinduliuotė yra elektriškai neutrali, todėl stipriai nesąveikauja su medžiaga. Didžiąją dalį jonizacijos poveikio sukelia antrinės jonizacijos. Netiesiogiai jonizuojančiosios spinduliuotės pavyzdys yra neutronų ar fotonų spinduliuotė. Elektronų ar kitų krūvį turinčių dalelių pernašos skaičiavimai iš esmės skiriasi nuo neutronų ar fotonų. Neutralių dalelių sąveikai būdingi santykinai nedažni pavieniai susidūrimai ir ilgas laisvasis lėkis. Elektronų sąveikoje su medžiaga dominuoja Kulono jėga, kuri sukelia daugybę mažų sąveikų [32].

Daleliai susidūrus su medžiaga, galimos reakcijos priklauso nuo taikinio medžiagos, dalelės rūšies ir jos energijos. Paprastai yra išskiriami trys reakcijų tipai: elastingė (dalelės energija nekinta), neelastingė (kinta dalelės energija) ir absorbcijos procesai.

Dalelių reakcijas kiekybiškai apibūdinti naudojamas reakcijų skerspjūvis. Jis yra apskaičiuojamas skirtingoms dalelėms pagal formulę:

$$\phi = JN\sigma \quad (1)$$

čia: J-dalelių srovė ($1\text{cm}^2/\text{s}$) statmena taikinio paviršiui, N- atomų skaičius 1 cm^3 medžiagos, σ - sąveikos skerspjūvis ($1\text{b}=10^{-24}\text{cm}^2$).

Dalelėms susiduriant su skirtingomis medžiagomis skiriasi sąveikos skerspjūviai. MCNP paketas turi specialias duomenų bazines, kuriose yra aprašomi medžiagų skerspjūviai ir kita skaičiavimams reikalinga informacija [74].

2.3.1. Elektronai

Elektronas gali sąveikauti su atomų branduoliais arba orbitiniais elektronais. Sąveika gali būti tiek elastingė, tiek neelastingė.

Elektronų sąveikos su medžiaga metu gali vykti šie procesai:

1. Būdingųjų rentgeno spindulių susidarymas vyksta, kuomet elektronui sąveikaujant su orbitiniais elektronais atsiranda vakansija ir ją užpildydama kitas elektronas išspinduliuoja fotoną;
2. Antrinis elektrono atsiradimas vyksta kuomet elektronas, judantis pakankamai arti medžiagos atomo, dalį savo energijos perduoda žemesnės energijos elektronui (paprastai K apvalkale). Tada šis jonizuotas elektronas palieka atomą su labai maža kinetine energija ($\sim 5\text{eV}$);
3. Ožė elektronai susidaro tokio proceso metu: kai pakankamai energijos gavęs vidinių orbitų atomo elektronas (paprastai K-apvalkalo), yra išlaisvinamas, likusią jo laisvą vietą užima elektronas iš tolimesnės branduoliui orbitos. Taip sukuriama energijos perteklių atome, kuris gali būti išspinduliuojamas fotono pavidalu arba perduotas kitam atomo elektronui, kuris, jei energijos pakanka, palieka atomą (Ožė elektronas);
4. Atgalinės sklaidos elektrono atsiradimas: kuomet elektronas yra išsklaidomas iš medžiagos 180° kampu; [75]
5. elektronai, išsklaidyti tamprios sąveikos metu: šio proceso metu elektronai yra nukreipiami nuo pradės trajektorijos neprarasdami energijos;
6. Elektronai, išsklaidyti neelastingės sąveikos metu: sąveikos metu prarandama energija, kuri yra perduodama kitiems elektronams ar gardelės jonams [76].

2.3.1.1. Elektronų branduolinės reakcijos

Elektronai, kurių energija didesnė nei keletas MeV gali sukelti elektronų branduolines reakcijas - ($e, e'n$). Ši sąveika yra neelastingė elektrono sklaida. Elektronas perduoda dalį savo energijos branduoliui. Ši energija sunaudojama neutrono išmušimui iš branduolio, o energijos likutis virsta neutrono kinetine energija.

Elektronų branduolinių reakcijų sąveikos skerspjūviai didėja didėjant elektronų energijai. Neutronų išėiga ($e, e'n$) reakcijose yra daug mažesnė nei fotobranduolinių reakcijų atveju. Sąveikos

skerspjūviai yra maždaug 3 eilėmis mažesni už fotobranduolinių reakcijų, visame medicininių greitintuvų veikimo energijos diapazone [77].

2.3.1.2. Energijos nuostoliai

Skaičiuojant krūvį turinčių dalelių energijos nuostolius, naudojami šie apibrėžimai: vidutinė elektrono ryšio energija $\langle E_B^{(e)} \rangle = 13.5Z$ ir elektronų tankis medžiagoje $n_e = \frac{Z}{A} \rho N_A$, ρ – medžiagos tankis., N_A – Avogadro skaičius, Z - atomo numeris, A - masės skaičius.

Elektronų energijos nuostoliai yra dviejų rūšių: smūginiai ir spinduliai.

Smūginius energijos nuostolius galima suskirstyti į du atvejus:

Nerealistinį:

$$-\left(\frac{dE}{dx}\right)_{col} = \frac{e^4 n_e}{4\pi\epsilon_0^2 m_e v^2} \left\{ \ln \frac{m_e v^2}{2\langle E_B^{(e)} \rangle} \right\} \quad (2)$$

ir Ultra-realistinį:

$$-\left(\frac{dE}{dx}\right)_{col} = \frac{e^4 n_e}{4\pi\epsilon_0^2 m_e c^2} \left\{ \ln \frac{E_e \sqrt{\gamma}}{\sqrt{2}\langle E_B^{(e)} \rangle} + \frac{1}{\sqrt{\gamma}} \right\} \quad (3)$$

Visos elektringos dalelės judėdamos erdvėje skleidžia elektromagnetinę spinduliuotę, dėl šio proceso atsiranda energijos nuostolių. Sunkiesiems branduoliams ($Z=10\dots100$) spindulinius energijos nuostolius galima paskaičiuoti:

$$-\left(\frac{dE}{dx}\right)_{rad} \sim N_v E_e Z^2 \ln E_e \quad (4)$$

čia: N_v – atomų skaičius tūryje m^3 , m_e -elektrono masė, E_e - kinetinė elektronų energija, e – elektrono krūvis ϵ_0 – elektrinė konstanta, $\gamma = \frac{1}{\sqrt{1-\frac{v^2}{c^2}}}$ Lorentz'o faktorius.

Skaičiavimuose taip pat svarbu apskaičiuoti vidutinį dalelės prasiskverbimo gylį. Dėl elektronų mažos masės greitintuvų energijos veikimo diapazone maksimalius prasiskverbimo gylius centimetrais lygus pusei jo pradinės energijos MeV [74].

2.3.2. Fotonai

Fotonai yra elektromagnetinės bangos, kurių bangos ilgis apskaičiuojamas $\lambda = hc / E_\gamma$. Fotonai gali sąveikauti su apvalkalo elektronais, branduoliais ar kitais laukais per elektromagnetinę sąveiką, elastine (bangos ilgis nesikeičia) ar neelastine (bangos ilgis kinta) sąveika [78].

Elastinė sąveika gali vykti, kuomet fotonų energija yra maža, ir gali vykti rezonansinė absorbcija ir fotonų išsiskyrimas branduoliuose (Mossbauer efektas), apvalkalo elektronų sužadinimas (Thomson sklaida), ir interferencija kietuosiuose medžiagose (Bragg difrakcija).

Neelastinė sąveika apima: Komptono efektą, atitrangą nuo brandulio jį sužadinant, nenuoseklų išsklaidymą atskiruose branduoliuose. Fotonai taip pat gali būti sugerti apvalkalo elektronų

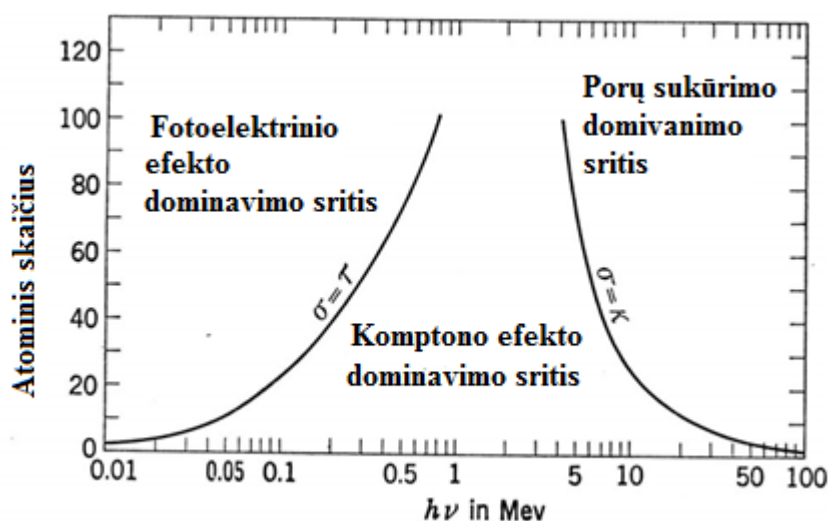
(fotoefektas), branduolio (fotobranduolinė reakcija) arba dalelių sukūrimo procese (porų sukūrimas).

Fotonų srautas medžiagoje gali būti paskaičiuojamas pagal formulę:

$$\Phi(x) = \Phi_0 e^{-\mu x} \quad (5)$$

čia: Φ_0 – pradinis fotonų srautas, μ – linijinis absorbcijos koeficientas. Šis koeficientas priklauso nuo atominės koncentracijos ir absorbcijos sąveikos skerspjūvio [79].

Fotonų ir absorbuojančios terpės sąveikos tipas priklauso nuo fotonų energijos ir sugeriančios terpės, su kuria jie sąveikauja, atominio eilės numerio. Esant mažoms energijoms ir dideliame absorbuojančios terpės atominiam eilės numeriui, fotoelektrinis efektas yra pagrindinis sąveikos procesas; esant tarpinėms energijoms ir mažam absorbuojančio terpės atominiam numeriui, dominuoja Komptono efektas ir labai didelės energijos srityje vyrauja porų susidarymas. Kuris iš šių procesų vyrauja esant skirtingam absorbuojančios terpės atominiam eilės numeriui ir skirtingoms fotonų energijoms parodyta 12 paveiksle [79].



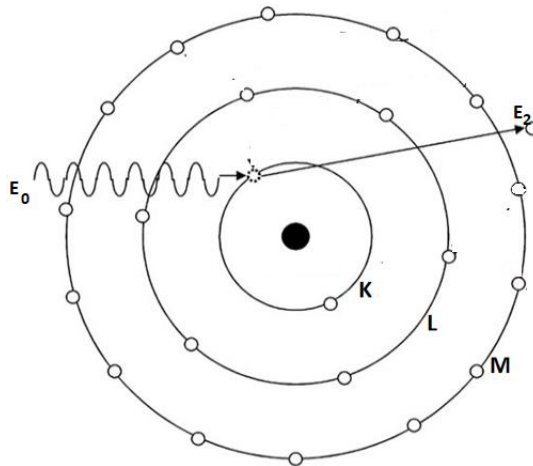
12 pav. Fotonų sąveikos rūšis priklausomai nuo atominio skaičiaus ir energijos [80]

2.3.2.1. Fotoelektrinis efektas

Kai fotonas susiduria su medžiaga ir yra absorbuojamas orbitinių elektronų, jie įgauna pakankamai energijos kad išlėktų iš atomo. Kai fotonų energija yra lygi orbitinio elektrono ryšio energijai, tada iš atomo išspinduliuotas elektronas turi nulinę kinetinę energiją, bet kuomet fotonų energija didesnė nei orbitinio elektrono ryšio energija, elektronas iš atomo yra išlektas turėdamas kinetinės energijos:

$$E_2 = h\nu - E_1 \quad (6)$$

čia: E_2 yra išlėkusio elektrono kinetinė energija, $h\nu$ yra fotonų energija, o E_1 - orbitinio elektrono ryšio energija. Šis reiškinys yra žinomas kaip fotoelektrinis efektas, o išlėkęs elektronas vadinamas fotoelektronu. Tai procesas, kuomet fotonas atiduoda visą savo energiją elektronui esančiam K-orbitiniame sluoksnyje, kuris vėliau pašalinamas iš atomo [79].



13 pav. Fotoelektrinis efektas [79]

Elektronų kinetinė energija yra lygi fotonų energijai, atėmus elektronų ryšio energiją šiame procese, o fotonas yra visiškai sugeriamas. Procesas vyksta tik su K arba L elektronais ir dažniau pasireiškia su medžiagomis, turinčiomis didelį atominį eilės numerį. Sunkesni branduoliai yra pajėgesni perimti impulsų perteklių. Kai fotoelektronas yra išlaisvinamas, jis gali jonizuoti kitus atomus savo kelyje [81].

Fotoelektrinio efekto sąveikos skerspjūvio maksimumas pasiekiamas kuomet fotonų energija yra lygi elektrono ryšio energijai ir mažėja didinant fotonų energiją. Galima analitiškai paskaičiuoti fotoelektrinio efekto sąveikos skerspjūvį dviem atvejais:

1. fotonų energija didesnė už K-sluoksnio elektrono ryšio energija $E_0 > E_1$:

$$\sigma_{phot} / cm^2 = 4\sqrt{2}\alpha^4 \sigma_0 \frac{Z^5}{(E_0 / m_e c^2)^{7/2}} \quad (7)$$

2. fotonų energija yra žymiai didesnė už elektrono ryšio energija $E_0 \gg E_1$:

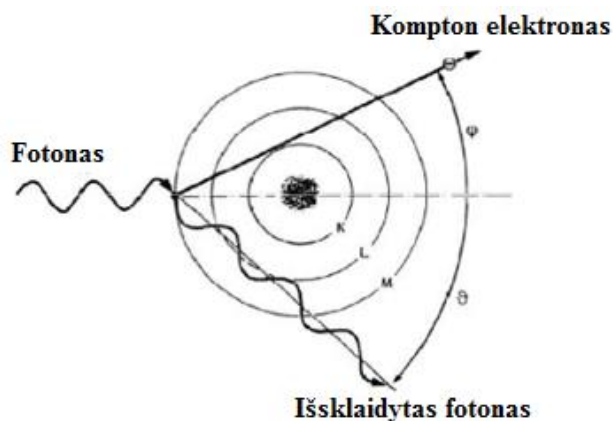
$$\sigma_{phot} / cm^2 = 1,5\alpha^4 \sigma_0 \frac{Z^5}{(E_0 / m_e c^2)} \quad (8)$$

čia: α struktūros konstanta (fine-structure) ir $\sigma_0 = \frac{8\pi e^2}{3m_e c^2}$ elektronų Thomsono sąveikos skerspjūvis, m_e -elektrono masė, c -šviesos greitis vakuume, Z – Atomo numeris [74].

2.3.2.2. Komptono efektas

Komptono efektas vyksta fotonui sąveikaujant su medžiagos orbitiniais elektronais. Iš medžiagos išlekia elektronas ir didesnio bangos ilgio fotonas.

Kai fotonas turintis $h\nu$ energijos sąveikauja su laisvu elektronu ir yra išsklaidomas su energija $h\nu'$, o elektronas išlekia iš atomo su kinetine energija E_{KE} . išlėkęs elektronas, vadinamas atatrunkos elektronu arba Kompton elektronu. Sklaidos kampas θ , yra kampas tarp fotonų sklaidimo krypties ir išsklaidyto fotonų krypties. Atatrunkos elektronų kampas ϕ yra kampas tarp fotonų sklaidimo krypties ir atatrunkos elektrono išlėkimo krypties.



14 pav. Komptono efektas [79]

Komptono procesas vyksta tik tada, kai fotonų energija pereina ribinę fotoelektrinio efekto vertę. Kompton elektrono kinetinę energiją yra:

$$E_{ke} = h\nu - h\nu' \quad (9)$$

čia: E_{KE} yra Kompton elektrono energija, $h\nu$ sugerta fotono energija ir $h\nu'$ yra išsklaidyto fotono energija. Fotono praradusio energija Komptono proceso metu bangos ilgis pasikeičia:

$$\Delta\lambda = \lambda' - \lambda \quad (10)$$

čia: $\Delta\lambda$ yra Komptono bangos ilgis [81].

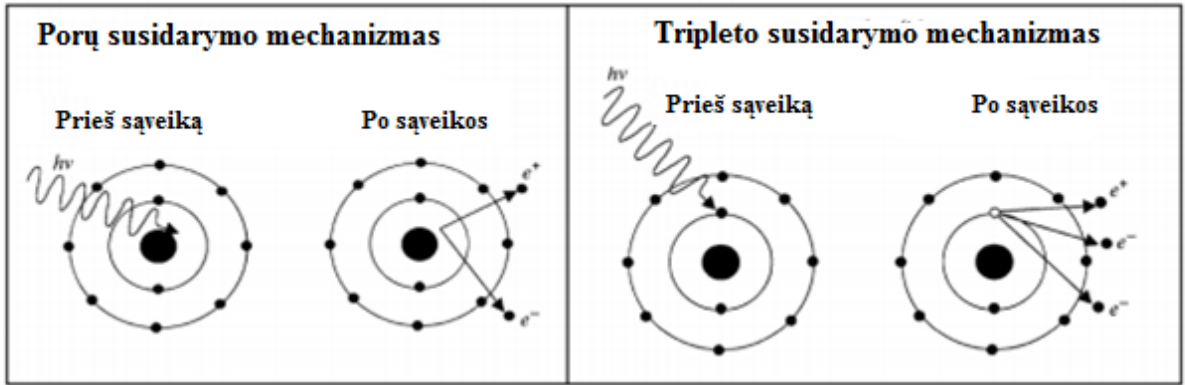
Komptono efekto sąveikos skerspjūvis, kuomet $\varepsilon = E_\gamma m_e c^2 \gg 1$ [74] :

$$\sigma_c = \pi r_e^2 \frac{Z}{\varepsilon} \left(\frac{1}{2} + \ln 2\varepsilon \right) \quad (11)$$

čia: m_e – elektrono masė, r_e – elektronų sąveikos spindulys [74].

2.3.2.3. Porų sukūrimas ir anihiliacija

Trečio mechanizmo metu fotonas gali būti absorbuojamas medžiagoje ir vėliau joje susiformuoja elektrono-pozitrono porą; šis procesas gali vykti tik tada, kai fotonų energija viršija $2mc^2$. Kai atsitiktinio fotono, sūveikaujančio su branduoliu energija yra didesnė nei 1,022 MeV (dviejų elektronų rimties masė), gali susidaryti elektrono ir pozitrono pora. Jei fotono energija yra didesnė nei 1,022 MeV, likusi energijos dalis tampa elektrono ir pozitrono energija. Jei orbitinis elektronas sugeria dar vieną didelės energijos fotoną, tuomet fotono energijos pakanka ne tik poros susidarymui bet ir sukuriamas tripletas, kurio atsiradimas parodytas 15 paveiksle.



15 pav. Porų ir tripleto susidarymas [79]

Sąveikos skerspjūvis kuomet fotono energijos yra tarp $5m_e c^2 < E_\gamma < 50m_e c^2$:

$$\sigma_p \sim Z^2 \ln E_\gamma \quad (12)$$

Didėjant energijoms kol pasiekiami pastovi energijų vertė $E_\gamma > 10^3 m_e c^2$.

$$\sigma_p \cong 12\alpha Z^2 r_e^2 \quad (13)$$

čia: α struktūros konstanta (fine-structure), Z – Atomo numeris, E_γ – fotono energija, m_e – elektrono masė, r_e – elektronų sąveikos spindulys [74].

2.3.2.4. Fotonų branduolinės reakcijos

Fotobranduolinės reakcijos metu dėl fotono susidūrimo su medžiaga iš jos yra išspinduliuojami neutronai, protonai ar alfa dalelės. Tokių reakcijų pavyzdžiai yra tokios reakcijos kaip (γ, p) , (γ, n) , $(\gamma, 2n)$, (γ, α) ir pan. Didelės energijos fotonai (> 7 MeV), galintys sukelti šias reakcijas gali būti generuojami linijiniuose medicininiuose greitintuvuose [32].

Neutrono iš branduolio išmušimui fotono energija turi būti didesnė nei branduolio ryšio energija. Įmanomas ir protono išmušimas tačiau jo tikimybė yra mažesnė nei neutrono, nes protonas yra dalelė turinti krūvį ir tam, kad jis būtų išmušamas iš atomo reikalinga energija, ne tik įveikti branduolio ryšio energiją, bet ir Kulonines jėgas.

Fotonams sąveikaujant su sunkiaisiais branduoliais galima reakcija, kuomet iš branduolio yra išmušami du neutronai, žinoma, fotono energija turi būti dar didesnė [82].

Fotobranduolinių reakcijų sąveikos yra didžiausias medžiagose, kurių Z yra didelis. Tačiau ši taisyklė turi išimtį anglies (^{13}C) (γ, n) sąveikos skerspjūvyje. Anglies skerspjūvis didėja tiesiškai nuo 0,01mb esant 5 MeV iki 8mb esant 25MeV. Kuomet fotono energija yra palyginus maža apie 7 MeV dažniausiai nėra kreipiama dėmesio į šį procesą nes fotelektronio efekto, komptono sklaidos ir porų gamybos sąveikos skerspjūviai yra didesni [74].

Fotobranduolinės reakcijos sąveikos skerspjūvis gali būti paskaičiuojamas [83]:

$$\sigma = \int_{B_n}^{E_0} dE_\gamma S(E_\gamma) \sigma_\gamma(E_\gamma) \int_{B_n}^{E-B_n} d\varepsilon W_n(E_\gamma, \varepsilon) \quad (14)$$

čia: B_n – neutronų ryšio energija, ε - neutrono kinetinė energija, $S(E_\gamma)$ - stabdomosios rentgeno spinduliuotės spektras, kur minimali energija E_0 , $\sigma_\gamma(E_\gamma)$ - fotonų sugerties sąveikos skerspjūvis, E_γ - fotono energija, $W_n(E_\gamma, \varepsilon)$ - branduolio skilimo tikimybė [83].

2.3.3. Neutronai

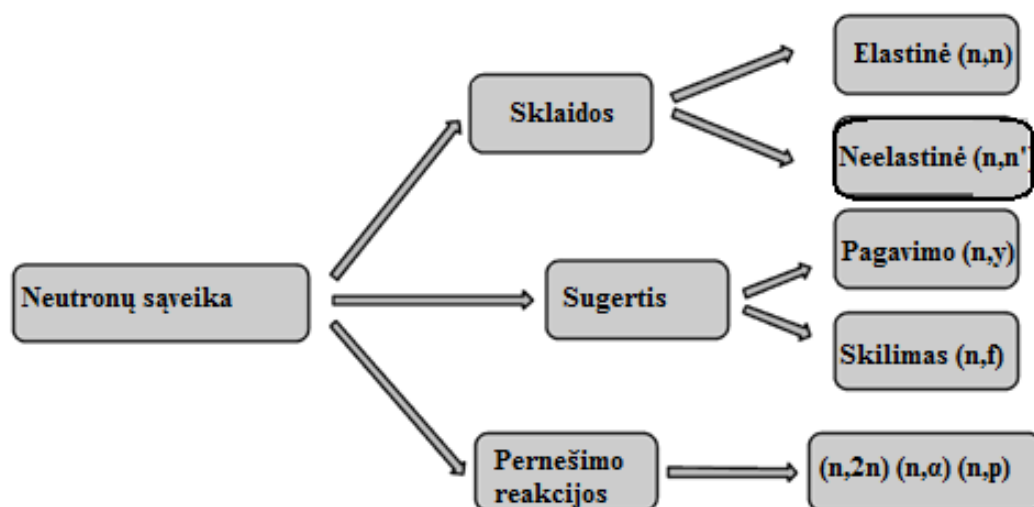
Neutronų sąveika su medžiaga vyksta tarp neutronų ir medžiagos branduolių. Neutronų sąveiką su branduoliu galima suskirstyti į tris iš esmės skirtingus mechanizmus: potencialo sklaidą, branduolinę ir tiesioginę sąveiką [84].

Pagal energijas neutronai skirstomi į:

- ultrašaltieji (mažesnė kaip 10–6 eV),
- šaltieji (10^{-6} – $5 \cdot 10^{-3}$ eV),
- šiluminiai ($5 \cdot 10^{-3}$ –0,5 eV),
- epiterminiai (0,5 eV–1 keV),
- rezonansiniai (1–100 keV),
- greitieji (100 keV–100 MeV),
- labai greiti (didesnė kaip 100 MeV) [85].

Neutronų sklaidos reakcijose neutronas išsiskiria iš branduolio, o krintančių ir išspinduliuotų neutronų energijos skirtumas tampa vidine ar kinetine branduolio energija. Neutronų sklaida yra pagrindinis reakcijos procesas kontroliuojant neutronus. Neutronų absorbcijos procese neutroną absorbuoja branduolys, o tada yra emituojamos dalelės, tokios kaip fotonai, protonai. Kai kurie reakcijų pavyzdžiai: (n, γ) , (n, p) ir pan.

Santykinai aukštos energijos neutronai gali sąveikauti su branduoliais tiesiogine sąveika. Šiame procese neutronai tiesiogiai susiduria su branduolio viduje esančiais nukleonais, dėl kurių jie gali būti išstumiami iš branduolio, o incidentinis neutronas lieka branduolyje. Sugerdamas neutrono kinetinę energiją, branduolys pereina į sužadintą būseną. Tačiau branduolys ilgą laiką neišlieka sužadintoje būsenoje, ir išspinduliuodamas gama kvantus grįžta į pagrindinę būseną [7].



16 pav. Neutronų sąveikos su medžiaga procesai [86]

3. PROGRAMINĖ ĮRANGA IR SKAIČIAVIMO METODAS

3.1. MCNP (Monte Carlo N-Particle)

MCNP kodas buvo sukurtas 1977 m. Los Alamos Nacionalinėje laboratorijoje (JAV), naudojant FORTRAN ir C programavimo kalbas. Šiuo metu kodas yra tobulinimas. 2018 metų pavasarį buvo pristatyta naujausia programinio kodo versija – MCNP6.2 [32].

Šis programinis paketas gali būti naudojamas sunkiųjų branduolių, fotonų, neutronų, elektronų ir kitų dalelių pernašos skaičiavimams ir yra plačiai taikomas daugelyje sričių, tokių kaip branduolių sintezės / skilimo reaktoriaus konstrukcijų skaičiavimas, spinduliuotės saugos ir dozimetrijos skaičiavimai, medicinos fizika. Naudojant šį kodą galima modeliuoti neutronų sąveikas energijų intervale (10^{-5} - 150 MeV) bei fotonų sąveikas energijų intervale nuo 1 keV iki 100 GeV. Pagrindinės MCNP kodo standartinės funkcijos leidžia lengvai manipuluoti modeliavimo parametrais, todėl:

- galima įterpti šaltinius: bendruosius, kritinius, taškinius ar paviršinius;
- galima lengvai parinkti ir aprašyti apšvitos geometriją, o išvesties failai atitinka realius modelius;
- galima pasinaudoti rezultatų sklaidos mažinimo metodų rinkiniu;
- galima pritaikyti lanksčią tinklelių struktūrą parametrus aprašyti ir modeliavimo rezultatams generuoti.
- galima pasinaudoti duomenų apie sąveikos skerspjūvius bibliotekomis [7].

3.2. MCNP-VIS (Monte Carlo N-Particle Visual Editor)

Mokslininkai, kurdami įvesties failus MCNP paketu, susidurdavo su įvairiomis problemomis, tokiomis kaip modeliavimo celes (segmentų) persidengimas. To buvo išvengta sukūrus MCNP vizualinį redaktorių, kuris yra tarptautiniu mastu pripažintas kaip geriausias kodas. Šis redaktorius leidžia nuskaityti modelius iš kompiuterio projektavimo (CAD) bylų, vėliau suteikiant vartotojui galimybę keisti ir peržiūrėti CAD šias bylas bei sukurti eksperimentines sąlygas atitinkančią įvesties geometriją MCNP platformoje. Šiuo redaktoriumi taip pat galima sukurti brėžinio įvesties bylą ir perkelti informaciją į MCNP vizualinį redaktorių. Atlikus formato pakeitimus, redaktorius trimatę dizaino geometriją modifikuoja į dvimatę ir taip pakeistas brėžinys gali būti atvaizduojamas celių pavidalu [87].

3.3. FISPACT

Ši plačiai taikoma branduolinėje fizikoje platforma buvo sukurta Jungtinės Karalystės atominės energetikos institute (CCFE) Culhame.

FISPACT yra inventorinis kodas, kuris buvo sukurtas neutronų, deuteriu ir protonų sąlygotos aktyvacijos skaičiavimams sintezės prietaisuose esančioms medžiagoms. Tai kodas, galintis atsakyti į pagrindinius klausimus apie izotopų aktyvumą medžiagoje po neutronų ar krūvį turinčių dalelių apšvitos, taip pat gali pateikti informacijos apie šių izotopų susidarymo kelius.

Rezultatai apie įvairių nuklidų kiekius medžiagose, atlikus švitinimo etapus, yra gaunami išsprendus Batemano diferencialines lygtis[52] :

$$\frac{dN_i(t)}{dt} = -N_i(\lambda_i + \sigma\phi) + \sum_j N_j(\lambda_{ij} + \sigma_{ij}\phi) + S_i \quad (15)$$

$$S_i = \sum_k N_k \sigma_k^f \phi Y_{ik} \quad (16)$$

kur: N_i – i-tojo izotopo kiekis, laiko momentu t , λ_i – i-tojo izotopo skilimo konstanta, λ_{ij} – j-tojo skilimo konstanta, sukuriantis izotopą „i“, σ_i – bendras i-tosios reakcijos sąveikos skerspjūvis, σ_{ij} – j-tasis reakcijos sąveikos skerspjūvis, sukuriantis izotopą „i“, σ_k^f – dalijimosi skerspjūvis, reaguojant į aktinidą „k“, ϕ neutronų srautas, S_i – i-tojo izotopo šaltinis atsiradęs branduolių skilimo metu, Y_{ik} – izotopo „i“ išeiga iš skilimo izotopo „k“ [52].

Rezultatai gaunami sprendžiant LSODE(Livermore Solver for Ordinary Differential Equations) funkciją. Funkcija LSODE naudoja adaptuojamuosius skaitmeninius metodus, kad būtų galima perduoti paprastųjų diferencialinių lygčių sistemos sprendimą vienu etapu, atsižvelgiant į kintamųjų reikšmes. LSODE yra 4 pagrindiniai posistemiai skirti tvarkyti branduolinius duomenis, surinkti ir spręsti inventoriaus lygtis, apskaičiuoti kelius ir neapibrėžtumus, apskaičiuoti ir išvedinėti gautus radiologinius duomenis. Naudojant šį kodą yra atliekamas ir Monte Karlo metodo jautrumo ir neapibrėžtumo kiekybinis įvertinimas [7].

FISPACT dabar naudoja daugelis mokslinių grupių visoje Europoje, o ITER projekte jis yra pagrindinis įrankis skaičiuojant neutronų aktyvacijos produktus [52].

3.3.1. EASY

„EASY“ vartotojo sąsaja, interaktyvi programa sukurta, norint padėti vartotojams paruošti įvesties failus. Dabar tai yra visavertė 32 bitų „Windows“ programa, palengvinanti visus FISPACT veikimo aspektus [52].

EASY vartotojo sąsaja yra standartinė MDI (daugialypė dokumento sąsaja). Su šia programa galima:

- peržiūrėti įvesties failus, juos redaguoti ir išsaugoti;
- sukurti naujus įvesties failus;
- peržiūrėti išvesties failus;
- pateikti išvesties failo santrauką, nurodant izotopą arba reikšmes kiekvienu laiko intervalu;
- visus duomenų kiekius surašyti į duomenų bazės failą;
- sukurti apibendrintus dominuojančių nuklidų sąrašus;
- išvesties failų rezultatus įklijuoti į mainų sritį ir perkelti į kitą programą, pavyzdžiui, „Excel“ skaičiuoklę;
- pateikti, bet kurią iš penkių galimų FISPACT skaičiavimų grafikų ,aktyvumo, skilimo šilumos, γ dozės galios ir nurytos ar įkvėptos dozės, kaip laiko funkcijos;
- išspausdinti diagramas bet kuriame spausdintuve su įvairiomis parinktimis;
- peržiūrėti skilimo duomenis;
- pateikti neutronų, deuterio ir protonų sąveikos skerspjūvius;
- saugoti ir braižyti FISPACT naudojamų neutronų, deuterio ir protonų spektrus [88].

3.4. Skaičiavimų modelio kūrimas

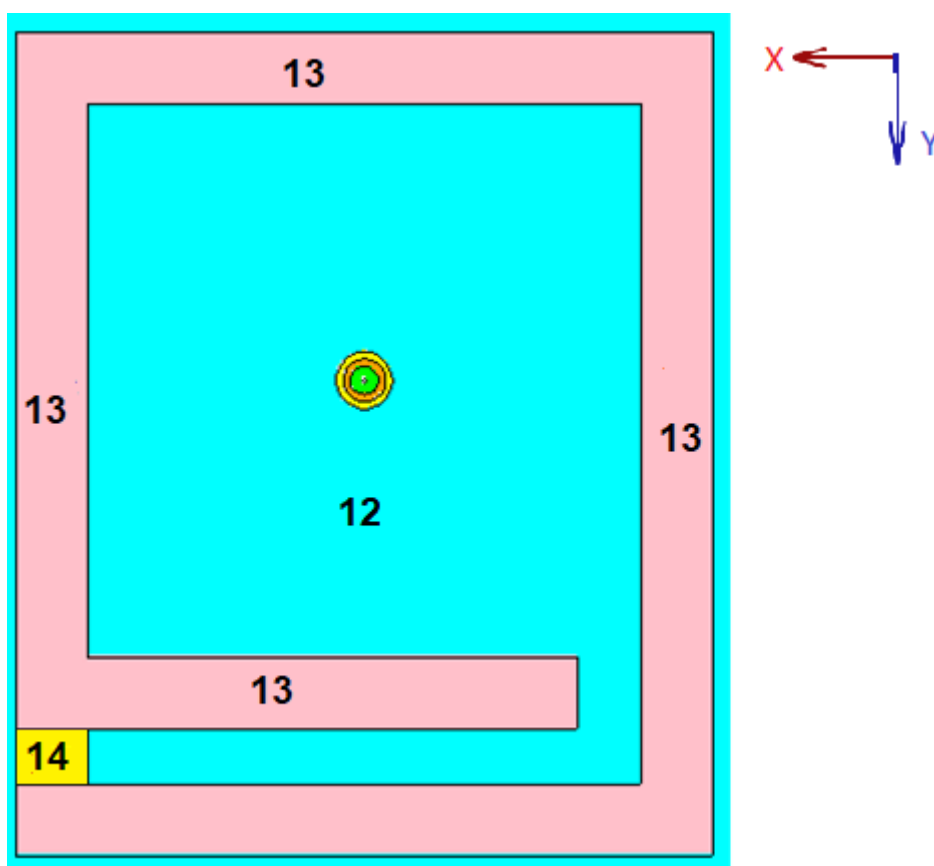
3.4.1. Geometrija

MCNP programiniame pakete kuriami modeliai naudojant gretimų paviršių kompoziciją. Paviršiai yra aprašomi naudojantis plokštumos, sferos, cilindro, kūgio paviršių lygtimis. Paviršiais apsupta erdvė yra vadinama cele. Celė gali būti: vakuumas arba bet kokia homogeninė medžiaga. Modelyje svarbu, kad visa erdvė būtų suskirstyta į celės: tarp celių negali būti tuštumų ir celės negali persidengti. Modelio pabaigoje yra sukuriama dar viena celė, dažniausiai sfera. Paskutinėje celėje nevyksta jokie procesai ir erdvė už šios ribos yra panaikinama.

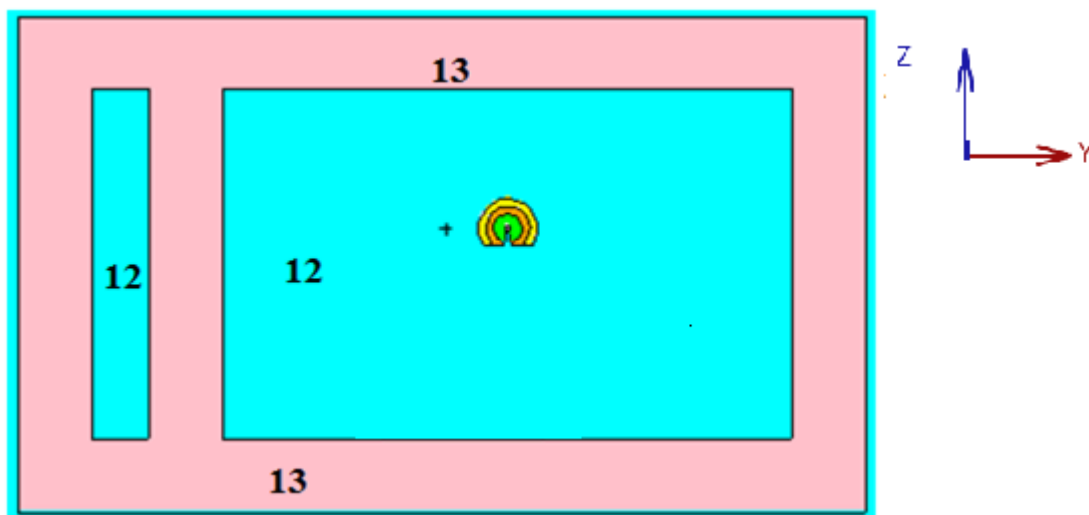
Kiekvienas paviršius skirstomas į dvi dalis: pirma- kai ląstelė yra virš, arba dešiniau paviršiaus apibrėžta ribą žymima A^- , antra kai žemiau arba kairėje žymima A^+ . Kuriant sudėtingesnius modelių elementus yra naudojamosi Būlio algebros elementais "ir", "arba", „ne“ [7].

Modelis buvo sukurtas naudojantis MCNP-VIS programinio paketo *vised61_24j.23* versija.

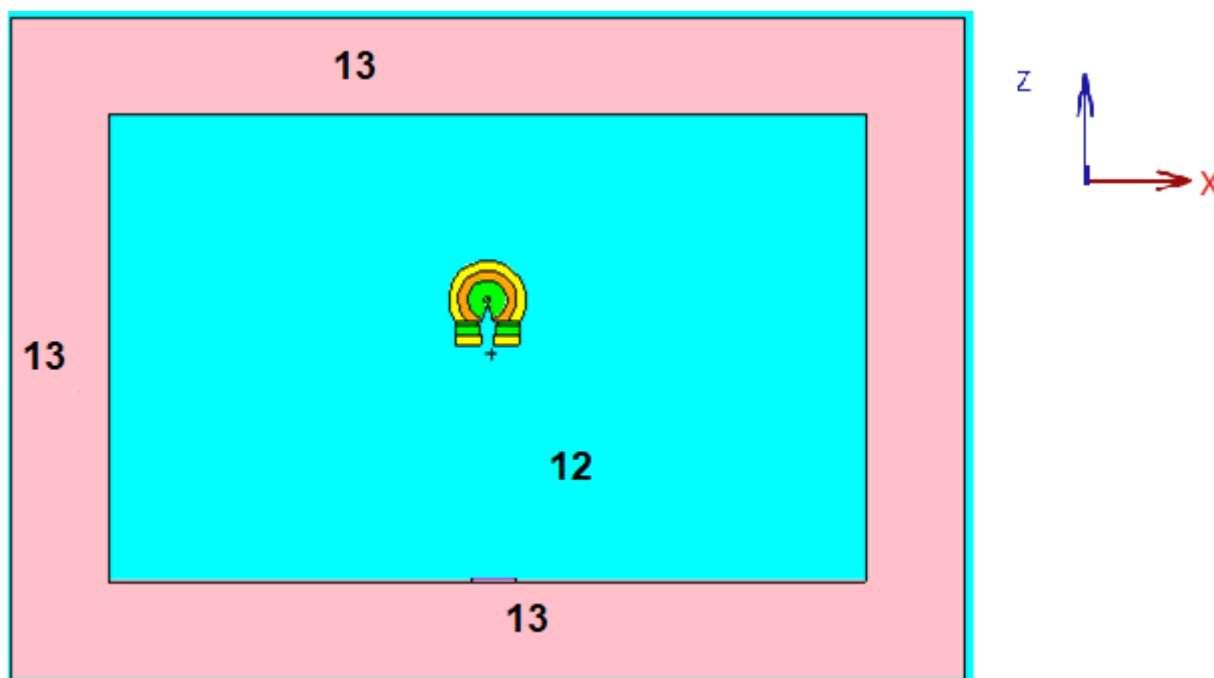
Sumodeliuoto kabineto išmatavimai 9,8m. X 11,6m X 6,8m. Buvo pasirinktos 1m, storio kabineto sienos, kad būtų užtikrintas visapusiška apsauga, nuo spinduliavimo. Sienoms, buvo pasirinktas betonas su magnetitu. Modelyje yra įtrauktas ir labirintas, įskaitant švinines duris. (17 pav. celė 14)



17 pav. Spindulinės terapijos palatos MCNP modelis X;Y;Z=0 plokštumoje. Medžiagos: 14 – švinas; 12 - oras; 13 – betonas su magnetitu



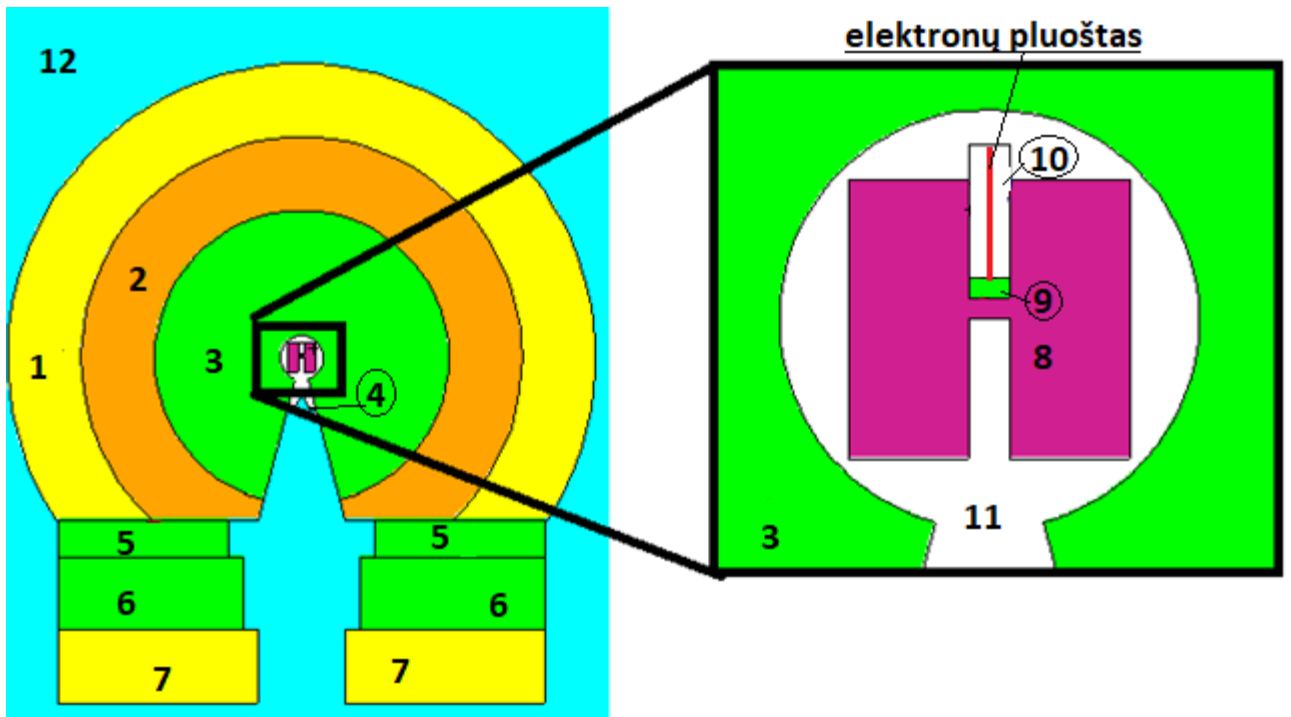
18 pav. Spindulinės terapijos palatos MCNP modelis $X=0;Y;Z$ plokštumoje. Medžiagos: 12 - oras; 13 – betonas su magnetitu



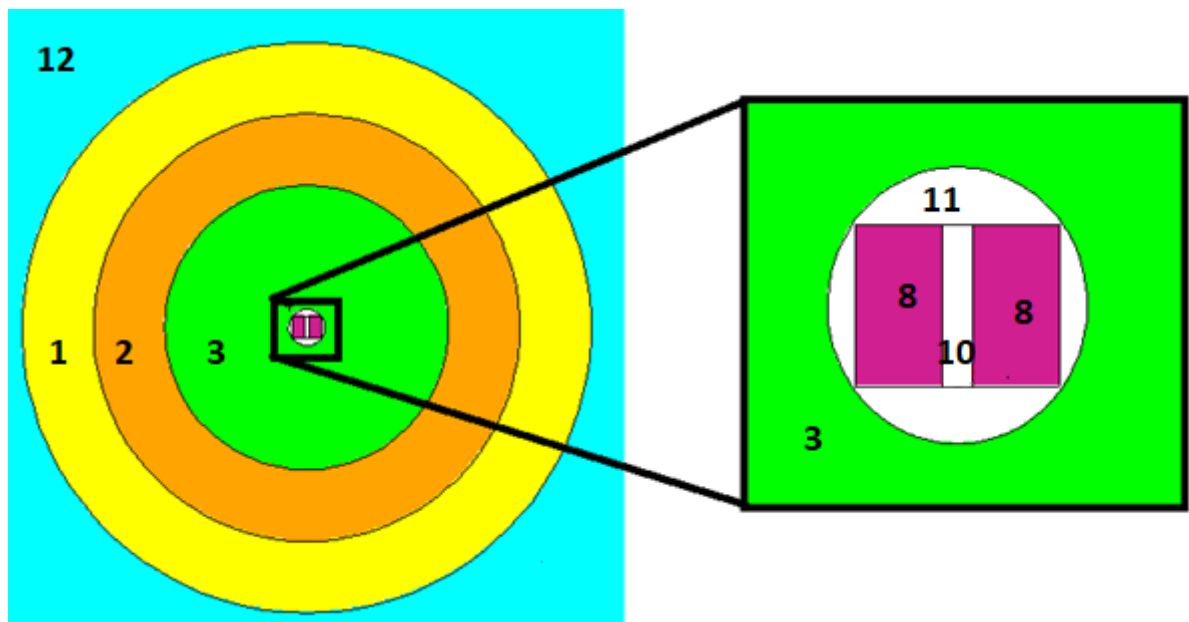
19 pav. Spindulinės terapijos palatos MCNP modelis $X;Y=0;Z$ plokštumoje Medžiagos: 12 - oras; 13 – betonas su magnetitu

Atlikus kabineto sienų modeliavimą, buvo sukurta ir linijinio greitintuvo „galva“. „Galvos“ viduryje esantis stačiakampis (celė 9) yra taikiny, naudojamas rentgeno spindulių generavimui. Taikinio matmenys: 0,2 X 0,6 cm, jis pagamintas iš volframo. Viršuje taikinio (celė 10) yra vakuuminis vamzdis elektronų pluošto sklidimui. Šaltinis, kuriame yra generuojamas 16 MeV elektronų pluoštas, nustatytas šio vamzdžio viršuje. Aplink taikinį yra sukurtas apvalkalas iš švino (celė 8). Ekranuojančios medžiagos sluoksniai yra sumodeliuoti kaip sferos, kurių spinduliai atitinkamai yra 20 cm., 30 cm. ir 40 cm. (celės 3,2,1) Kiekviename iš rutulių yra didelio atominio numerio medžiagos, tokios kaip wolframas, nerūdijantis plienas ir švinas. Šios medžiagos sumažina fotonų ir elektronų išsisklaidymą iš konstrukcijos. Kaip ir realiame greitintuve, žemiau taikinio yra paliekama erdvė fotonų pluoštui sklisti. Kaip ir realioje greitintuvo „galvoje“ erdvėje taip pat buvo

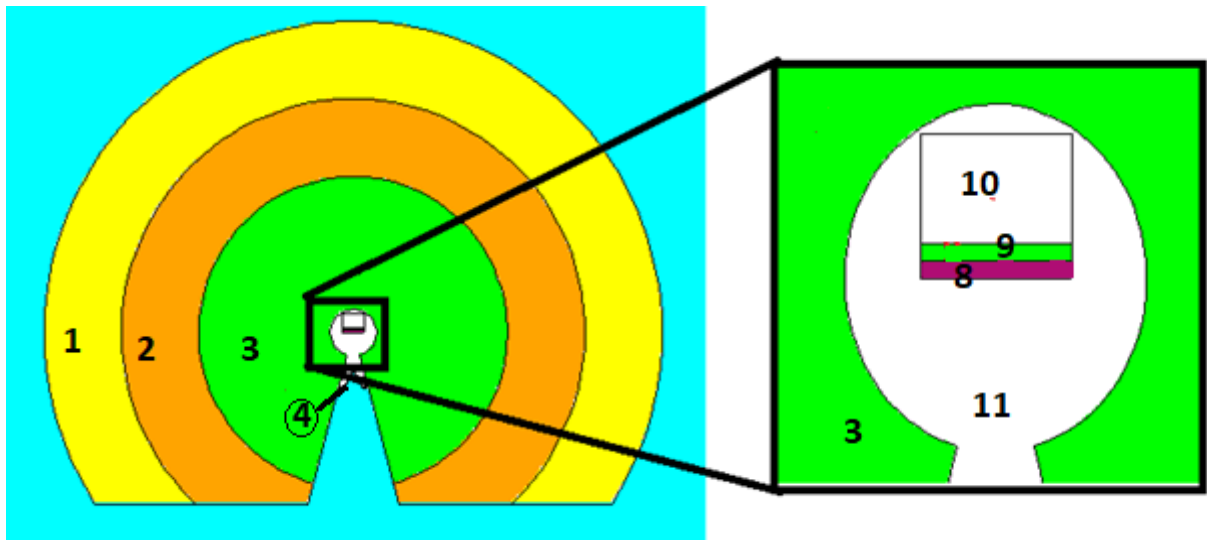
sumodeliuotas ištiesinantis filtras iš volframo (celė 4). Žr. pav 20-22. Skaičiais pažymėti celių numeriai.



20 pav. Medicininio linijinio greitintuvo stovo MCNP modelis X;Y=0;Z plokštumoje. Medžiagos: 1,7 – švinas; 2. – nerūdijantis plienas 316; 3,4,5,6,9 – volframas; 8 – varis; 10,11 -vakuumas; 12 - oras



21 pav. Medicininio linijinio greitintuvo stovo MCNP modelis X;Y;Z=0 plokštumoje. Medžiagos: 1,7 – švinas; 2. – nerūdijantis plienas 316; 3,4,5,6,9 – volframas; 8 – varis; 10,11 -vakuumas; 12 - oras



22 pav. Medicininio linijinio greitintuvo stovo MCNP modelis X=0;Y;Z; plokštumoje Medžiagos: 1,7 – švinas; 2. – nerūdijantis plienas 316; 3,4,5,6,9 – volframas; 8 – varis; 10,11 -vakuumas; 12 - oras

3.4.2. Spinduliuotės šaltinis

MCNP programiniame pakete aprašomi šaltiniai gali būti pasiskirstę per daugelį celių, lokalizuoti keliuose laštelėse arba aprašomi kaip taškas, linija arba plokštuma. Šaltinio energija gali būti diskreti (dažniausiai gama spinduliai) ar pasižymėti erdviniu pasiskirstymu (neutronų emisija atsitiktinio skilimo atveju). Šaltiniai gali būti izotropiniai arba anizotropiniai. Norint sekti dalelės elgseną, pirmiausia, reikia surinkti informaciją apie erdvę, energiją ir pasiskirstymo kampus. Kadangi daugelis šaltiniai yra izotropiniai, dalelės išlėkimo tam tikru kampu tikimybė yra:

$$p(\Omega)d\Omega = \frac{d\Omega}{4\pi} = \frac{d\psi}{2\pi} \frac{d\omega}{2} \quad (17)$$

čia $\omega = \cos\theta$. Kadangi taikinių pasiekia elektronai pasiekia jau kaip monochromatinis pluoštas, šiame darbe šaltinis yra taškinis ir reikšmės yra diskrečios [2].

Šaltinio aprašymo pavyzdys: `sdef dir=-1 erg=16 par=e pos=0 0 0.6 vec=0 0 1 wgt=1.`

Sdef- apibrėžia, kad bus aprašomas šaltinis; dir – elektronų pluošto sklaidimo kryptis, reikšmės gali būti nuo -1 iki 1; par – kokios dalelės yra generuojamos šaltinio, e – elektronai, p – fotonai, n – neutronai ir t. t., pos - atskaitos taškas šaltinio vietai nustatyti; vec – apibrėžia kokiomis kryptimis iš šaltinio sklinda dalelės, jei nepaminėta šaltinis izotropinis; wgt – dalelės svoris. Taip pat galima pasirinkti kad šaltinis yra tam tikra celė, tuomet vietoj „pos“ galima naudoti „CEL“. O jei šaltinis yra paviršius naudojama „SUR“.

3.4.3. Medžiagos

MCNP programiniame makete yra naudojamas nuklidų identifikavimo numeris (ZAID). Šis numeris naudojamas norint nustatyti norimą elementą ar izotopą. Juo aprašomo skaičiaus forma yra ZZZAAA.abx, kur:

- ZZZ - elemento ar izotopo atominis numeris;
- AAA - izotopo masės numeris;

- ab - skerspjūvio vertinimo identifikatorius;
- x - duomenų klasė. Dažniausiai naudojamos sąveikos skerspjūvių duomenų klasės yra: C - nuolatinės energijos neutronų, P - fotonų, E - elektronų U - fotobranduolinės reakcijos ir H yra protonų.

Jei .abx bus praleistas, bus naudojamas pirmasis xsdir įrašas, atitinkantis tinkamą bibliotekos klasę „Abx“ – jei yra vykdomi daugiau nei vienos duomenų klasės pernašos skaičiavimai šis yra nevertojamas. Natūraliai atsirandantiems elementams AAA = 000. Taigi ZAID = 74182 žymi izotopą $^{182}_{74}W$, o ZAID = 74000 žymi elementinį volframą [7].

Šiame darbe naudojamų medžiagų mišinių ir lydinių elementinė sudėtis pateikiama 1 lentelėje:

2 lentelė. Naudojamų mišinių ir lydinių elementinė sudėtis

Betonas ($\rho=3,53 \text{ g/cm}^2$)		Oras ($\rho=0,001 \text{ g/cm}^2$)		Nerūdijantis plienas 304 ($\rho=7,92 \text{ g/cm}^2$)		Nerūdijantis plienas 316 ($\rho=8 \text{ g/cm}^2$)	
Elementas	Dalis medžiagoje %	Elementas	Dalis medžiagoje %	Elementas	Dalis medžiagoje %	Elementas	Dalis medžiagoje %
H	0,311	C	0,0124	C	0,040	C	0,041
O	33,050	N	75,527	Si	0,500	Si	0,507
Mg	0,934	O	23,177	P	0,023	P	0,023
Al	2,349	Ar	1,283	S	0,015	S	0,015
Si	2,575			Cr	19,000	Cr	17,000
S	0,142			Mn	1,000	Mn	1,014
Ca	7,102			Fe	70,173	Fe	66,900
Ti	5,433			Ni	9,250	Ni	12,000
V	0,311					Mo	2,500
Cr	0,170						
Mn	0,198						
Fe	47,425						

3.4.4. Tinklelis

MCNP automatiškai sukuria išvesties failą kuriame, vartotojui pateikiami duomenys apie dalelių atsiradimus, sugertį, sąveikos procesus, įskriejančiu į ir išskriejančių iš celės dalelių skaičius, energija celėje.

MCNP taip pat turi septynis standartinius rezultatų tinklelius. Tai apima septynis standartinius neutronų tinklelius, šešis standartinius fotonų tinklelius ir keturis standartinius elektronų tinklelius. Šiuos pagrindinius derinius vartotojas gali modifikuoti įvairiais būdais.

3 lentelė. Tinklelių pasirinkimas [2]

Užrašymas	Naudojamas fiksuoti	Rezultatas
F1:N, F1:P, F1:E	Paviršiaus srovei	N (dalelių skaičius)
F2:N, F2:P, F2:E	Paviršiniam srautui	n/cm ² (dalelių skaičius kvartiniame centimetre)
F4:N, F4:P, F4:E	Suvidurkintas srautas celėlėje	n/cm ² (dalelių skaičius kvartiniame centimetre)
F5a:N, F5a:P	Srautą taškiniame detektoriuje	n/cm ² (dalelių skaičius kvartiniame centimetre)
F6:N, F6:P, F6:N,P	Energijos nuostolius skriejimo trajektorijoje	n/cm ² (dalelių skaičius kvartiniame centimetre)
F7:N	Dalijimosi energijos nuostoliams	MeV/g (energijos nuostolis grame)
F8:N, F8:P, F8:E, F8:P,E	Impulsų aukštį	I (Impulso aukštis)

Šiame darbe yra naudojamas F4 tinklelis, jis fiksuoja neutronų srautą celėse. Spektrai yra pateikiami naudojant VITAMIN - J energijos struktūrą. Vitamino-J formate neutronai yra suskirstyti į 175 energijos grupes, kurių energijos diapazonas yra nuo 0,1 eV iki 19,6 MeV [52].

4. REZULTATAI

MCNP6 [89] programiniu paketu buvo atlikti neutronų spektro skaičiavimai. MCNP6 input failas yra pateikiamas **1 priede**. Sąveikos skerspjūviai buvo imami iš ENDF/B-VII.1 [89] duomenų bazės. Norint gauti patikimus rezultatus buvo įvertinta 10^9 dalelių istorijų. Vėliau gavus neutronų srauto spektrus buvo atlikta neutronų įtakotų aktyvacijos ir dozės galios produktų analizė.

4.1. Sąveikos procesai ir dalelių skaičius celėse

Atlikus skaičiavimus su MCNP6 programiniu paketu stebima, kad 99% fotonų yra sukuriami elektronams sulėtėjant ir vykstant stabdomajai spinuliutei. O fotobranduolinės reakcijos sudaro tik 0,04%.

Dažniausiai pasitaikantis elektronų generacijos sąveikos procesas, neskaitant šaltinyje sugeneruotų dalelių, yra Komptono efektas. Komptono efekto metu fotonai parodo $2,6 \cdot 10^9$ MeV energijos, elektronams buv suteikta $2,06 \cdot 10^9$ MeV energijos. Šiame darbe, dažniausia elektronai yra nustojami sekti, kuomet jų energija sumažėja tiek, kad nebegali dalyvauti sąveikos procesuose.

Nagrinėjant neutronų sąveikos procesus stebima tikimybė, kad neutronas iš branduolio bus išmuštas kito neutrono yra 0,006%. O daugiausia neutronų yra generuojama fotobranduolinės reakcijos metu. Fotobranduolinės vyksta kuomet fotonų, kurių energija viršija 8-10 MeV yra sugeriami branduolyje ir suteikia pakankamai energijos neutronams, protonams palikti branduolį. Dėl to susidaro nestabilūs branduoliai. Stebimas ir neutronų pagreitėjimas branduoliuose, bendra pagreitėjimo energija buvo $4,1 \cdot 10^{-4}$ MeV.

Kiekvieno skaičiavimo metu tam tikras skaičius dalelių yra aptinkamas tam tikrose celėse.

Daugiausia fotonų yra aptinkama taikinyje, taip pat čia įvyksta daugiausia sąveikos procesų, nes fotonai čia generuojami ir įgyja didžiausias energijų vertes. Tačiau dalis fotonų yra išspinduliuojami ir į šalia esantį apvaskalą (celė 8) ar atgal į vakuuminį vamzdį kuriame yra elektronų šaltinis (celė 10). Dalis fotonų pro apvaskalą pasiekia ekranuojantčias medžiagas ir ten fotonų populiacija sudaro 2,4 % bendros fotonų populiacijos (plačiau 6 lentelė).

Daugiausia elektronų yra sugeneruojama 10 celėje jame yra elektronų pluošto šaltinis. Taip pat jų daug patenka į celę 9 ir 8, tai yra pirmos celės elektronų pluošto skridimo kryptimi. Daugiausia sąveikos žingsnių buvo būtent 9 celėje. Iš to galime spręsti, kad šioje celėje yra labiausiai stabdomi elektronai ir yra generuojami fotonai. Sąveikos žingsniai yra pasirenkami taip, kad būtų pakankamai ilgi, kad apimtų daugybę susidūrimų, tačiau pakankamai trumpi, kad vidutinis energijos nuostoliai, bet kuriame viename žingsnyje būtų maži (plačiau 7 lentelė).

Iš 8 lentelės matyti, kad daugiausia neutronų yra celėse 3, 8, 10 ir 11. Iš to galime spręsti, kad neutronai yra generuojami artimiausiose celėse prie šaltinio. Čia energijos yra didesnės ir neutronų atsiradimo tikimybė yra didesnė. Daugiausia sąveikos procesų įvyksta, celėse 8, 3 ir 9. Vadinasi šaltinio apvaskalė sugerama 52% visų neutronų. Taip pat 22% reakcijų įvyksta taikinio vietoje, o o keranuojančiuose sluoksniuose įvyksta 24%.

Išnagrinėjus visų celių sąveikos procesus stebima, kad daugiausia sąveikos procesų įvyksta celėje 9 ir 8 ir 3. Šiose vietose yra didžiausia tikimybė susidaryti neutronų aktyvacijos produktams.

4 lentelė. Išvesties faile pateikiama informacija apie fotonų, neutronų ir elektronų atsiradimą ir sekimo pabaiga

Sąveikos procesas	Skaičius	Energija MeV ¹
Fotonai		
Generacija		
Iš neutronų	6,42E+06	7,69E-3
Stabdymo spinduliuotė	2,03E+09	8,26E+0
Fotobranduolinės reakcijos	8,54E+05	8,58E-4
Sekimo pabaiga		
Energijos praradimas	1,31E+09	2,57 E+0
Komptono efektas	-	2,61 E+0
Pagavimas	2,25E+08	0,39 E+0
Porų sukūrimas	5,01E+08	2,69 E+0
fotobranduolinė		1,54 E-2
Elektronai		
Generacija		
Šaltinis	10 ⁹	1,6E+1
Porų sukūrimas	6,56E+08	1,9 E+0
Komptono efektas	8,89E+08	2,03 E+0
Fotoelektrinis efektas	2,01E+08	3,5E-1
išmušimas	4,09E+08	0,79
Sekimo pabaiga		
Energijos praradimas	2,83E+09	2,64 E+0
p-susijungimas	3,28E+08	3,1 E-1
sklaida	-	9,97 E+0
Stabdymo spinduliuotė	-	8,26 E+0
Neutronai		
Generacija		
Fotobranduolinės reakcijos	2,18E+06	1,25 E+0
(n, nx)	1,44E+02	2,95 E-8
įgreitinimas	-	4,1E-13
Sekimo pabaiga		
pagavimas	2,18E+06	1,27E-4
(n,nx)	7,20E+01	2,80E-7
sulėtinimas	-	1,12E-3

¹ Energija tenkanti vienai šaltinio dalelei

5 lentelė. Fotonų pasiskirstymas celėse

Celė	Dalelių patenkančių į celę skaičius	Dalelių populiacija	Sąveikos procesų skaičius	Po neutronų sąveikos
	Fotonai			
1	0,0E+00	0,0E+00	0,0E+00	0,0E+00
2	0,0E+00	3,0E+00	5,0E+00	0,0E+00
3	4,9E+07	6,1E+07	8,2E+07	4,9E+07
4	5,4E+02	2,5E+03	3,2E+03	5,4E+02
5	0,0E+00	6,0E+00	7,0E+00	0,0E+00
6	0,0E+00	1,0E+01	9,0E+00	0,0E+00
7	1,0E+00	6,0E+00	8,0E+00	1,0E+00
8	1,9E+08	2,0E+08	2,9E+08	1,9E+08
9	3,8E+05	2,0E+09	2,4E+09	3,8E+05
10	2,3E+08	2,3E+08	0,0E+00	2,3E+08
11	5,0E+07	5,0E+07	0,0E+00	5,0E+07
12	1,0E+01	1,1E+01	2,0E+00	1,0E+01
13	4,0E+00	1,1E+01	1,7E+01	4,0E+00
14	0,0E+00	0,0E+00	0,0E+00	0,0E+00

6 lentelė. Elektronų pasiskirstymas celėse

Celė	Dalelių patenkančių į celę skaičius	Dalelių populiacija	Sąveikos žingsnių skaičius
	Elektronai		
1	3,0E+00	3,0E+00	5,3E+02
2	1,5E+01	1,1E+01	4,8E+02
3	2,6E+06	1,1E+06	4,5E+07
4	3,8E+03	2,4E+03	4,8E+04
5	3,0E+00	2,0E+00	7,5E+01
6	2,3E+01	1,3E+01	2,1E+02
7	1,8E+01	1,0E+01	3,2E+03
8	3,9E+06	1,5E+06	9,7E+07
9	6,7E+05	2,2E+06	4,2E+07
10	4,9E+06	1,7E+06	0,0E+00
11	4,0E+06	1,1E+06	0,0E+00
12	3,0E+02	7,1E+01	4,1E+02
13	6,0E+01	1,2E+01	9,1E+02
14	0	0	0

7 lentelė. Neutronų pasiskirstymas celėse

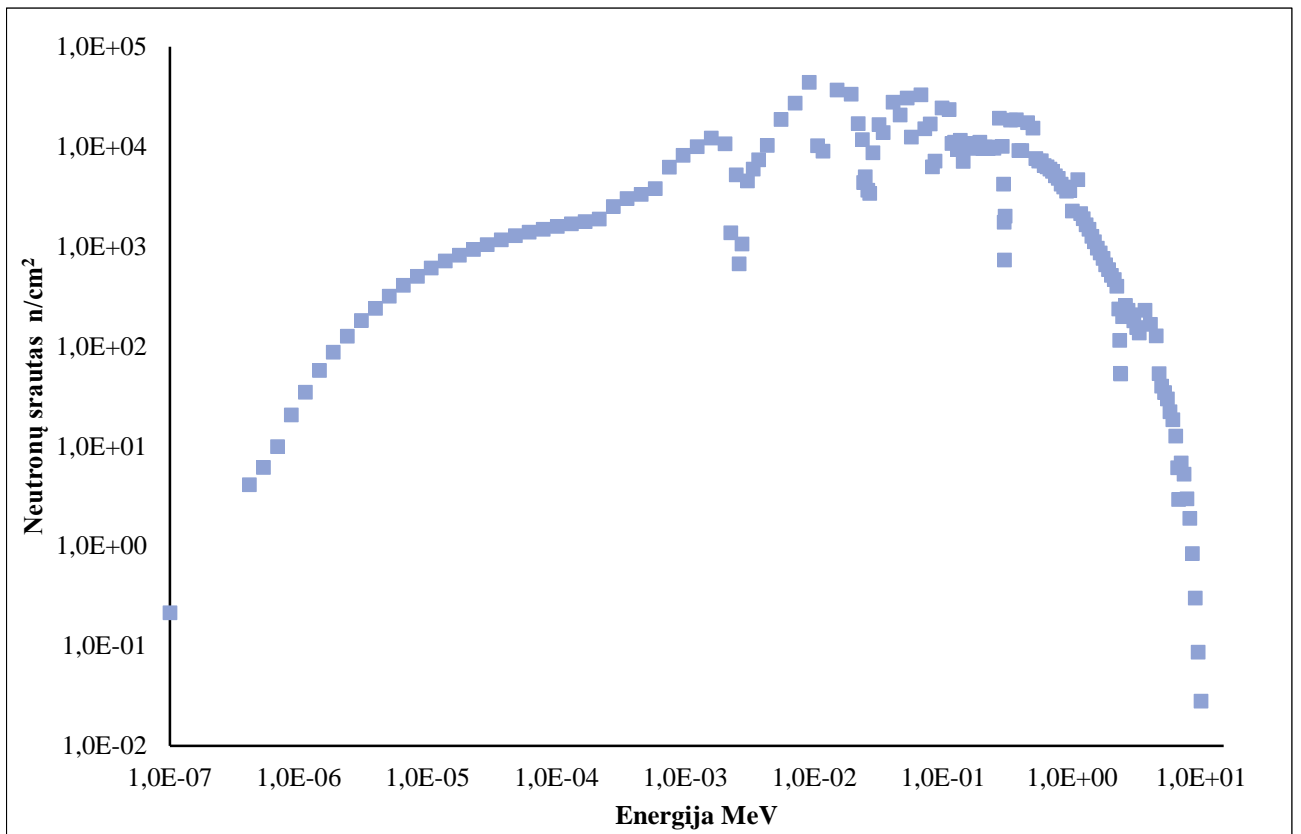
celė	Dalelių patenkančių į celę skaičius	Dalelių populiacija	Sąveikos procesų skaičius
Neutronai			
1	3,0E+00	3,0E+00	5,3E+02
2	1,5E+01	1,1E+01	4,8E+02
3	2,6E+06	1,1E+06	4,5E+07
4	3,8E+03	2,4E+03	4,8E+04
5	3,0E+00	2,0E+00	7,5E+01
6	2,3E+01	1,3E+01	2,1E+02
7	1,8E+01	1,0E+01	3,2E+03
8	3,9E+06	1,5E+06	9,7E+07
9	6,7E+05	2,2E+06	4,2E+07
10	4,9E+06	1,7E+06	0,0E+00
11	4,0E+06	1,1E+06	0,0E+00
12	3,0E+02	7,1E+01	4,1E+02
13	6,0E+01	1,2E+01	9,1E+02
14	0,0E+00	0,0E+00	0,0E+00

4.2. Neutronų srauto spektrai

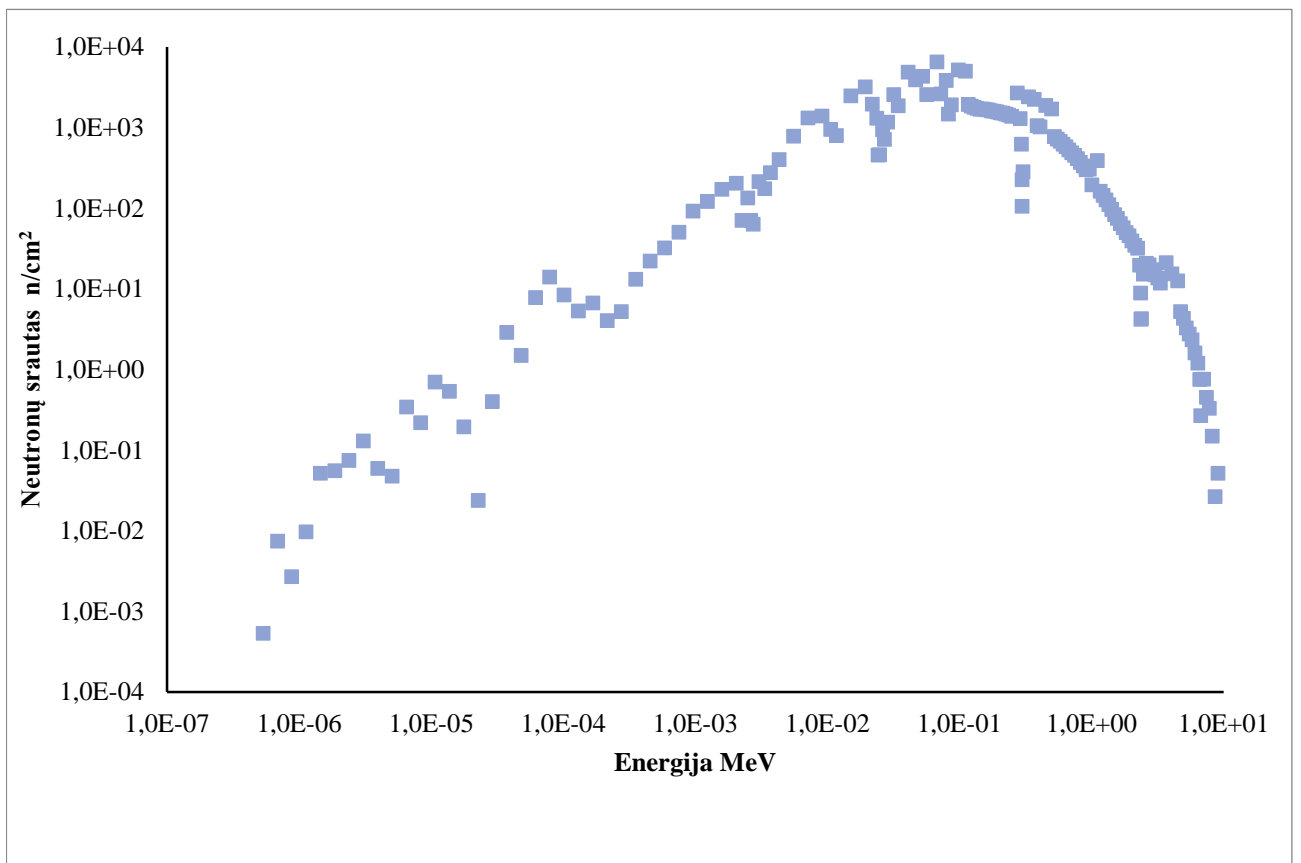
Srauto spektrai yra pateikiami naudojant VITAMIN - J energijos struktūrą. Iš paveikslėlių 23-25 galime pastebėti, kad sąveikos procesų metu neutronai įgyti energijas iš $1,1E-7$ – $1E+1$ MeV diapazono. Celių 2, 4, 13 neutronų spektrai pateikiami **2 priede**.

Galime pastebėti spektro profilio panašumų į Rahim Khabaz [38] darbą, tačiau šiame darbe atlikto modeliavimo atveju smailės yra išplatėjusios. Stebima smailė ties $5.0E-3$ - $1.1E+1$ MeV. Maksimalios neutronų srauto vertės yra $4,41E+04$ cm⁻², $6,51E+03$ cm⁻², $4,95E+03$ cm⁻² atitinkamai 8, 3 ir 9 celėms. (žr. Pav. 23-25)

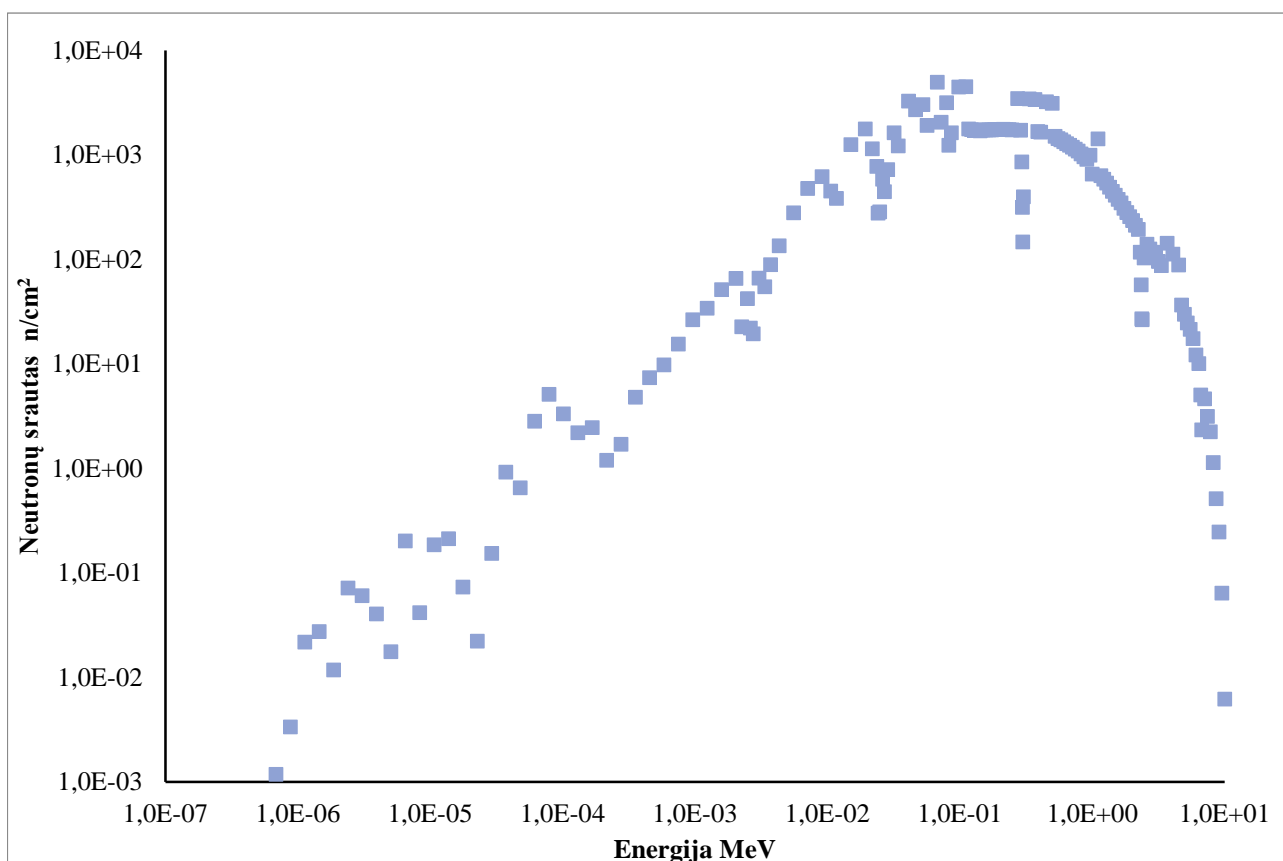
Modeliavimo metu neutronų spektro profiliai gali skirtis dėl skirtingų medžiagų elementinės sudėties, arba skirtingų izotopu koncentracijos ir dėl didesnės statistinės paklaidos ultra-šaltųjų ir šaltųjų neutronų energijos srityje



23 pav. Neutronų srauto spektras šaltinio apvalkale (celė 8)



24 pav. Neutronų srauto spektras 1 rentgeno absorbciniame sluoksnyje (celė 3)



25 pav. Neutronų srauto spektras taikinyje (celė 9)

4.3. Dozės galios ir aktyvacijos produktų analizė

Aktyvumo, dozės galios skaičiavimai buvo atlikti naudojantis kodu FISPACT-2010 [52] ir rekomenduojama duomenų baze EAF-2010 [91]. Skaičiuojama, kad apšvitos procedūra truko 3 minutes. Pasirinktas stebėjimo laikas inventorių aktyvumui, dozei: 0s, 1s, 5min., 10 min., 15 min., 20 min., 30 min., 40 min., 1h.

Pagrindiniai dominuojantys aktyvacijos radionuklidai 2 celėje pateikti 26 pav. Ši celė yra iš nerūdijančio plieno. Aktyvumas antroje celėje po procedūros yra 6,84 kBq ir išlieka toks pats visą pasirinktą stebėjimų laiką. Yra 2 radionuklidai ^{50}Cr (pusėjimo trukmė: $1,3 \times 10^8$ m.) ir ^{58}Ni (stabilus) abu yra medžiagos elementinėje sudėtyje. Dozės celėje nebuvo užfiksuota.

Celės 3, 4, 9 yra iš volframo, tad galima pastebėti ir panašias tendencijas: iškart po procedūros pabaigos dominuojantis radionuklidas yra $^{183\text{m}}\text{W}$ (pusėjimo trukmė: 5,3s), tačiau maždaug po minutės jis suskyla ir pradeda dominuoti $^{185\text{m}}\text{W}$ (pusėjimo trukmė: 1,6min.), tačiau maždaug po 30min jis taip pat suskyla ir tuomet galiausiai dominuoja radionuklidas ^{185}W (pusėjimo trukmė 75d.). Aktyvumo ir dozės galios skirtumai celėse atsiranda dėl skirtingų neutronų energijų ir skaičiaus atitinkamose celėse. Kur neutronų energija buvo didesnė ar jų buvo daugiau stebimas skirtingų radionuklidų atsiradimas, bei aktyvumo padidėjimas. Svarbu paminėti, kad skaičiavimų metų radionuklido ^{187}Re (pusėjimo trukmė: $1,4 \times 10^{10}$ m.) aktyvumas didėjo. Dozės galios skaičiavimuose visą pasirinktą stebėjimo laiką dominuojantis nuklidas buvo ^{187}W (pusėjimo trukmė 24h). Aktyvumo sąlygotuose dozės galios skaičiavimų rezultatuose stebima, kad mažiausios reikšmės gaunamos celėje 4, kur iš pernašos skaičiavimų matyti yra mažiausia neutronų

koncentracija, o didžiausios reikšmės yra taikinyje (celė 9) kur fotonų energija didžiausia ir yra sugeneruojama daugiausiai neutronų. (pav. 27-29).

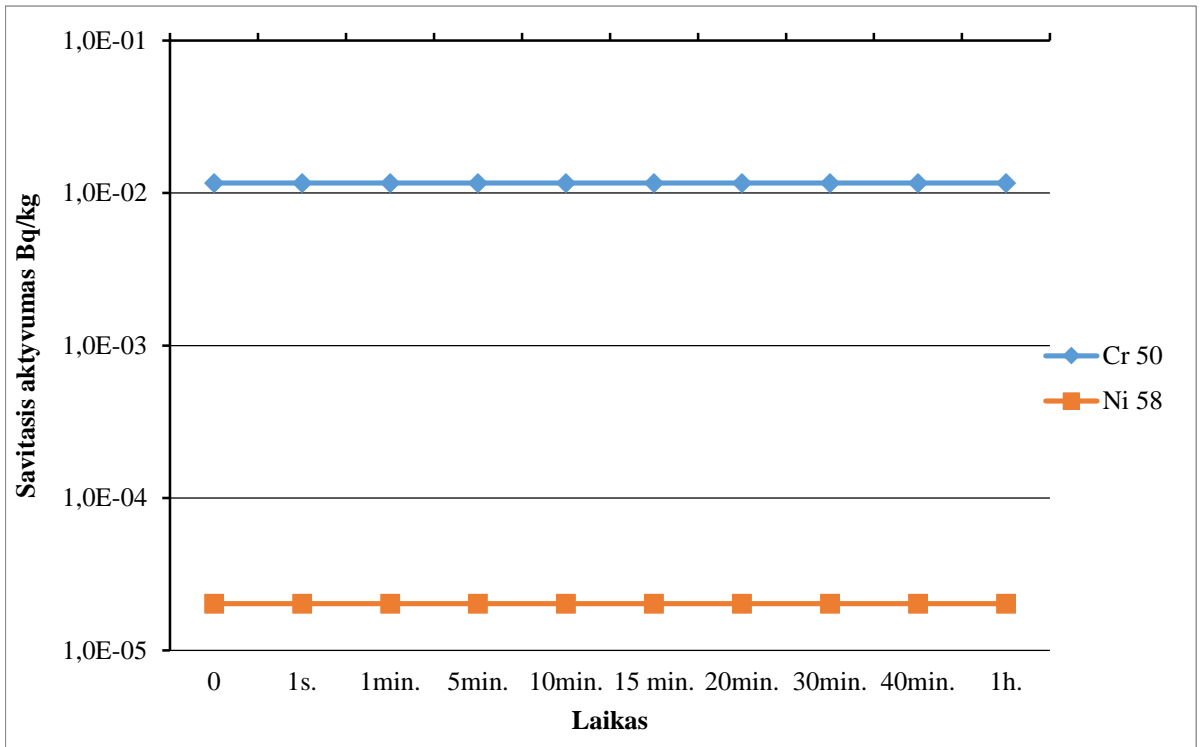
Šaltinio apvalkalas (8 celė) yra iš vario. Dvidešimt minučių po išjungimo dominuojantis radionuklidas buvo ^{66}Cu (pusėjimo trukmė: 5,1min.) tačiau po to pradeda dominuoti ^{64}Cu (pusėjimo trukmė: 12.7h.). Dozės galios skaičiavimų rezultatuose yra matoma panaši tendencija (Pav. 31,32).

Patalpos sienų aktyvumas išliko toks pats visą stebėjimo laiką 0.187Mbq. Buvo trys dominuojantys nuklidai: ^{50}Cr (pusėjimo trukmė: $1,3 \times 10^8$ metai), ^{50}V (pusėjimo trukmė: $1,4 \times 10^7$ metai), ^{48}Ca (pusėjimo trukmė: $1,9 \times 10^{19}$ metai). O dozė galios vertės buvo gautos labai mažos apie fSv/h (Pav 33).

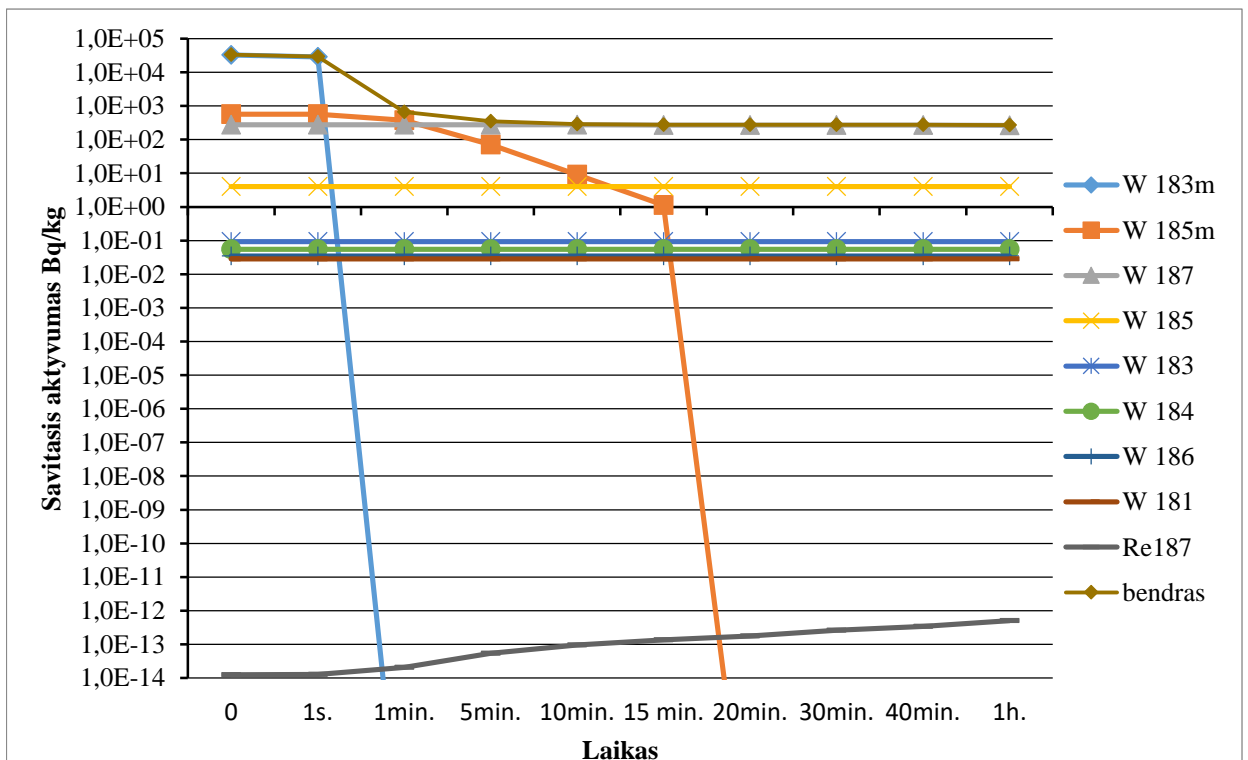
Pasirinktose celėse aktyvacijos produktų sąlygota dozės galia neviršyjo 0,1 Sv/h, o po kurio laiko yra tik apie 1 mSv/h. Ilgesnį laiką veikiant linijiniam mediciniam greitintuvui, jame gali susikaupti ^{187}Re nuklidas.

8 lentelė. Radionuklių atsiradimo reakcijos:

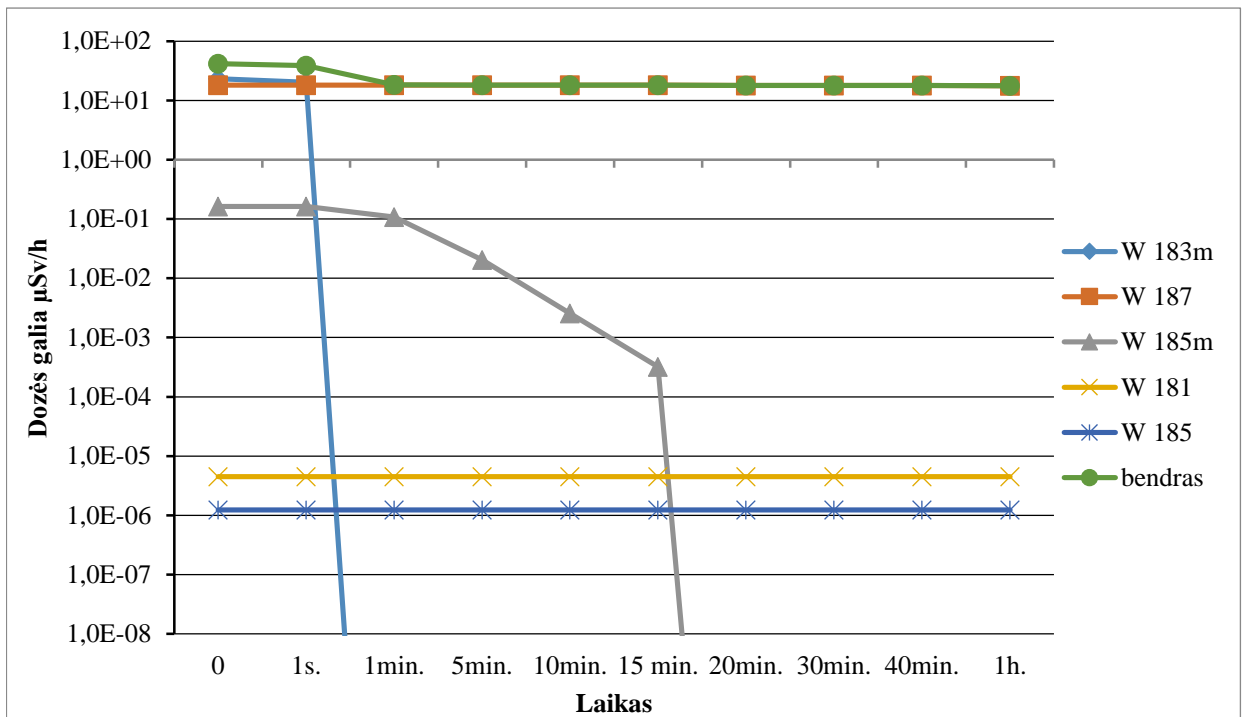
Pirminis nuklidas	Reakcija:	Galutinis nuklidas
^{182}W	(n, γ) arba (n,n')	$^{183\text{m}}\text{W}$
^{186}W	(n, γ)	^{187}W
^{184}W	(n, γ)	$^{185\text{m}}\text{W}$
^{184}W	(n, γ)	^{185}W
^{187}W	(β^-)	^{187}Re
^{65}Cu	(n, γ)	^{66}Cu
^{63}Cu	(n, γ)	^{64}Cu
^{50}V	(β^-)	^{50}Cr



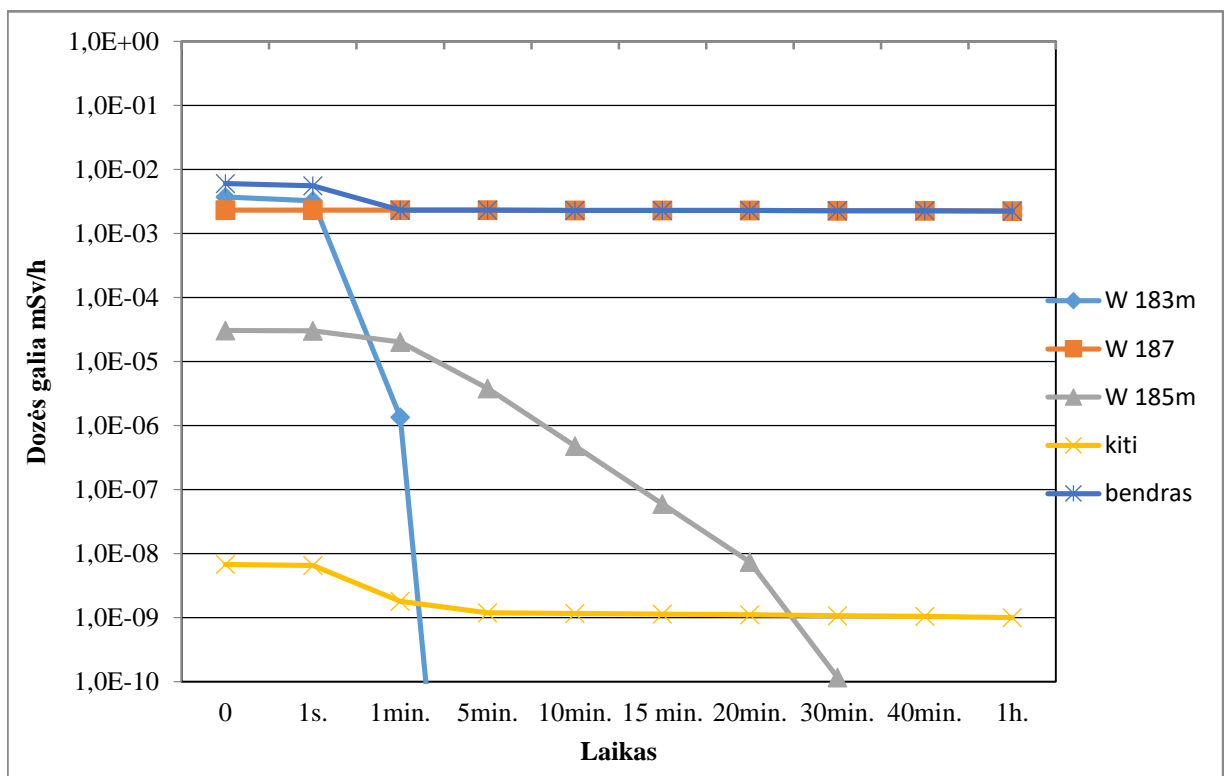
26 pav. Pagrindiniai aktyvacijos produktai celėje 2



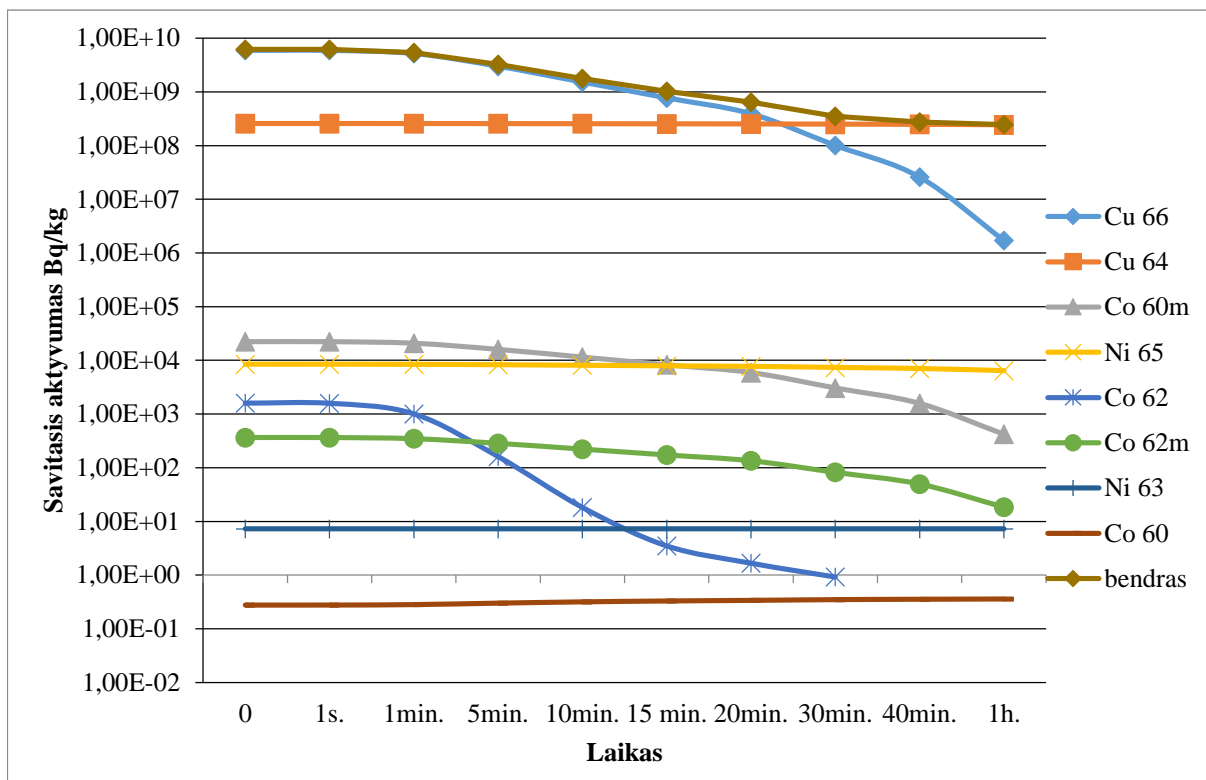
27 pav. Pagrindiniai aktyvacijos produktai celėje 3



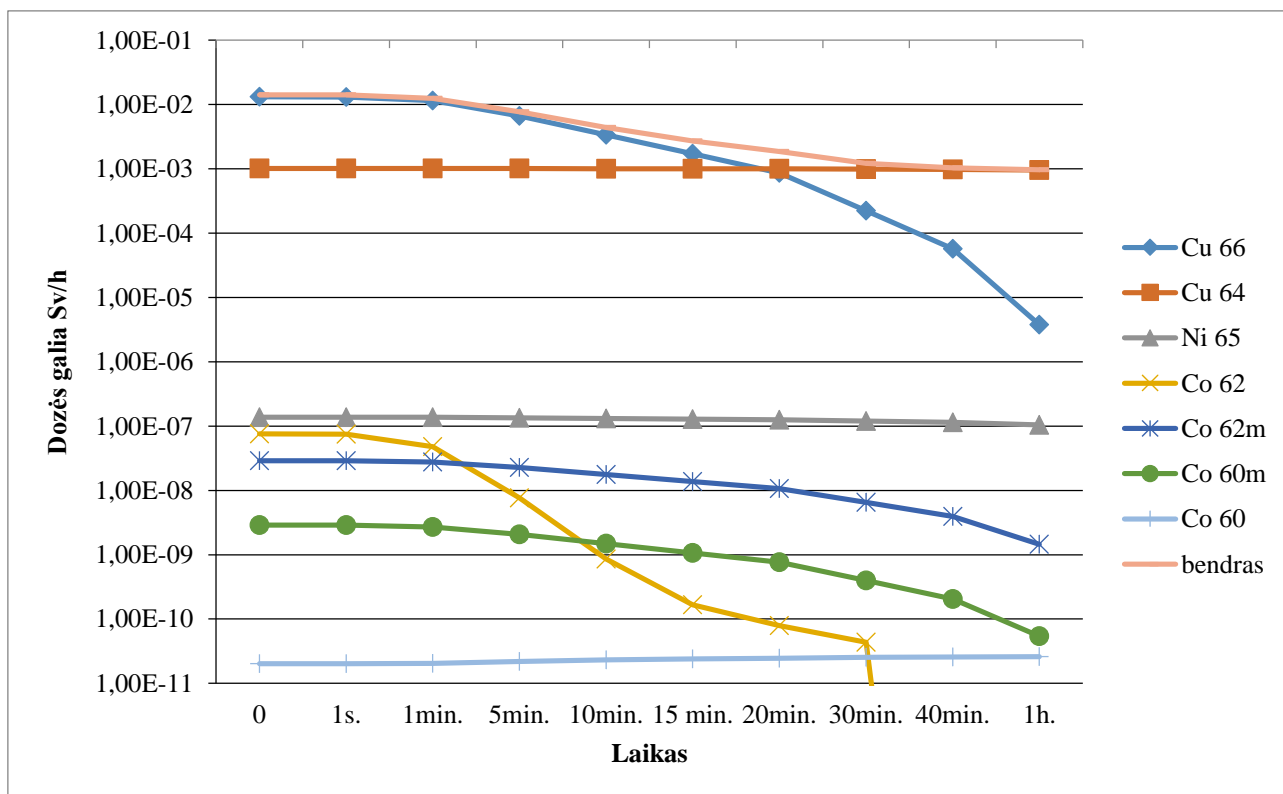
28 pav. Pagrindiniai dozės galios produktai celėje 3



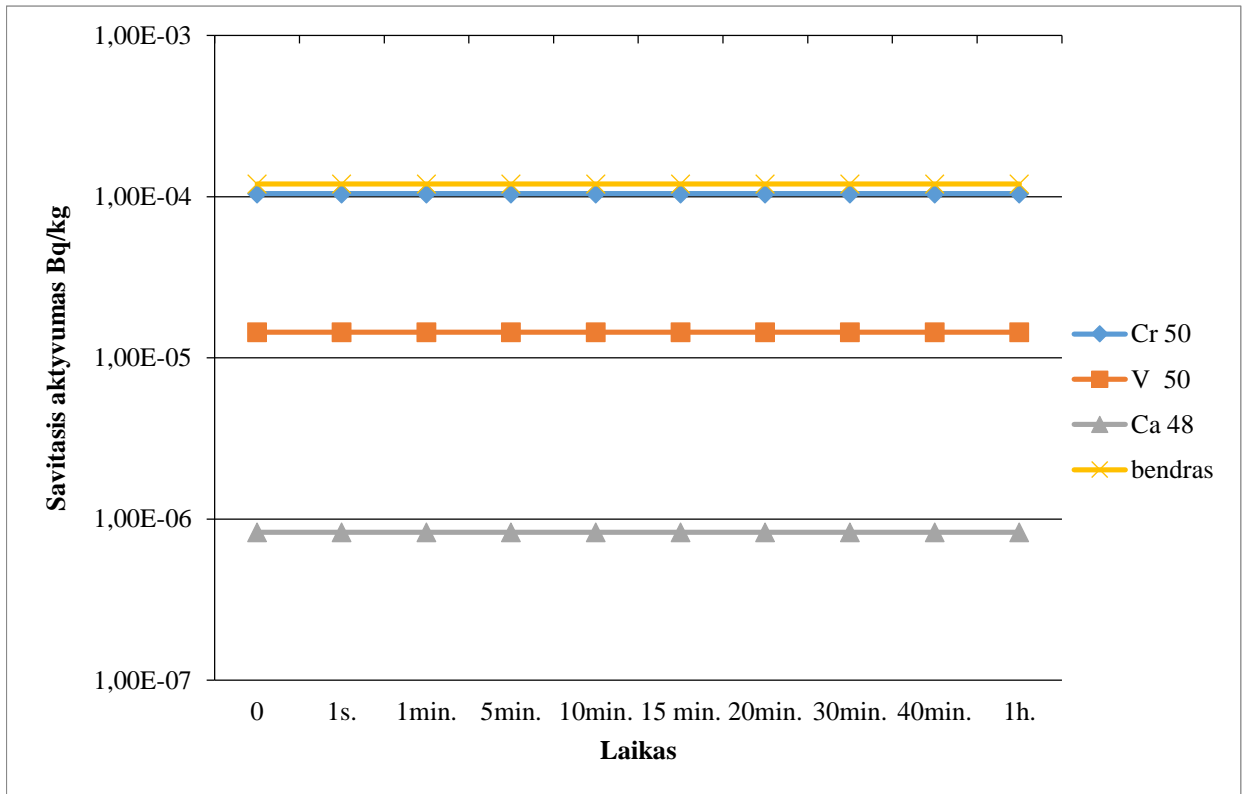
29 pav. Pagrindiniai dozės galios produktai celėje 4



30 pav. Pagrindiniai aktyvacijos produktai celėje 8

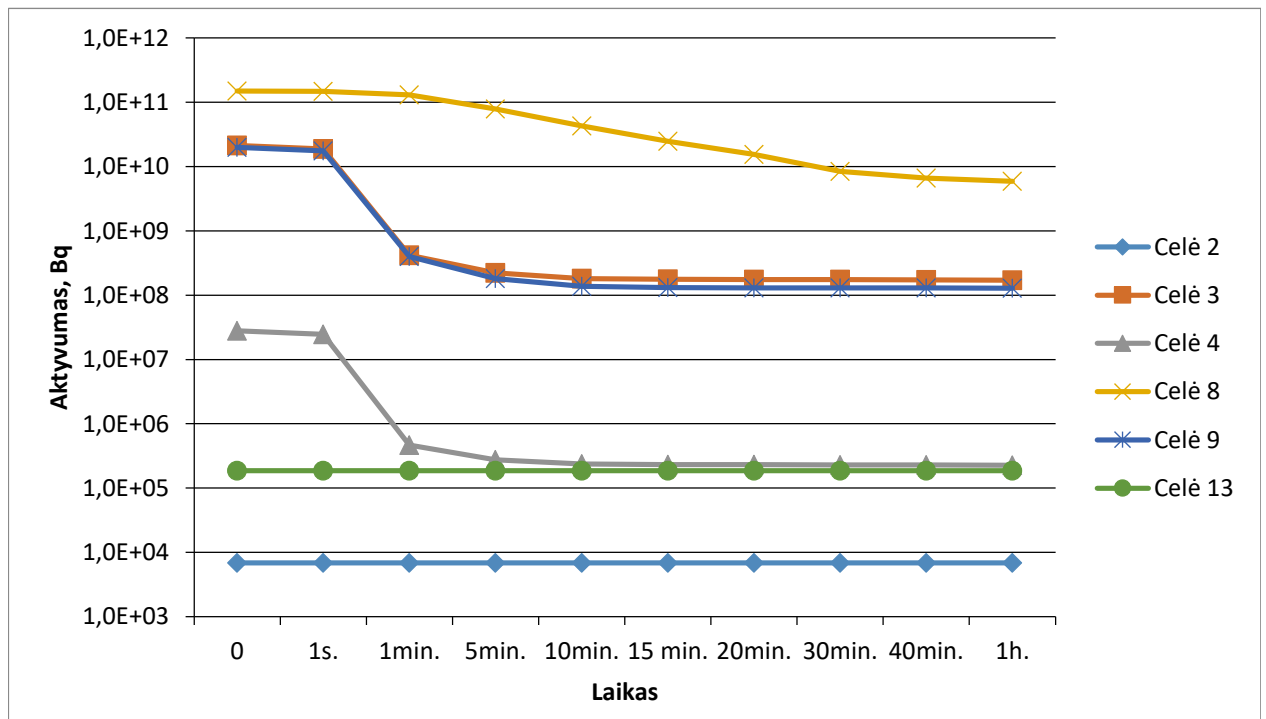


31 pav. Pagrindiniai dozės galios produktai celėje 8



32 pav. Pagrindiniai aktyvacijos produktai celėje 13

Bendra aktyvumo tendencija, aukščiau išvardintose celėse, yra matoma, kad didžiausios reikšmės yra celėje 8. Mažesnės reikšmės yra celių 3 ir 9, šiose celėse fotonų energija yra dar pakankamai didelė didelės energijos neutronams susidaryti. Mažiausia reikšmė yra celės 2.



33 pav. Aktyvumo palyginimas celėse: 2,3,4,8,9,13

Išvados

1. Remiantis literatūros šaltinių analize ir naudojant MCNP programinį paketą buvo sukurtas empirinis elektronų pernašos modelis greitintuvo stendo kiaute.
2. Naudojantis MCNP6 programiniu paketu buvo suformuotas įvesties failas, charakterizuojantis pagrindius įvesties parametrus, kuris buvo panaudotas modeliuojant antrinių elektronų sklaidos ir pernašos į spindulinės terapijos kabineto apsaugines konstrukcijas procesus.
3. Atlikus modeliavimą buvo nustatyta, kad vykstant neutronų pagavos procesams, greitintuvo stendo kiaute susidaro šie aktyvacijos produktai ^{183m}W , ^{185m}W , ^{185}W , ^{66}Cu , ^{64}Cu , ^{50}Cr , ^{58}Ni , o betoninėse spindulinės terapijos patalpos konstrukcijose - ^{50}Cr , ^{50}V . Modeliuojant nustatyta, kad bendra visų aktyvacijos produktų sąlygota dozės galia kiaučio išorėje neviršijo 0.01 mSv/h.
4. Remiantis literatūros šaltinių analize vykstant energingų dalelių sąveikai su apsauginių konstrukcijų medžiaga susidaro neutronai kurių energija yra tarp $1.1 \text{ E-7} - 1.0\text{E+1 MeV}$. Šiame energijų intervale yra stebima smailė ties $5.0\text{E-1} - 1.0\text{E+1 MeV}$, charakterizuojanti maksimalų sugeneruotą neutronų srautą. Mūsų atlikto modeliavimo atveju buvo stebimos išplatėjusios smailės su charakteringomis kiekvienai celei maksimalaus neutronų srauto vertėmis. Tikėtina, kad smailių išplatėjimas yra susijęs su didesnėmis ultra-šaltųjų ir šaltųjų neutronų generacijos tikimybės statistinėmis paklaidomis. Daugiausia neutronų buvo sugeneruota 8 ir 9 celių, ekranuojančioje medžiagoje.

Literatūros sąrašas

1. šaltinis internete <https://news.stanford.edu/news/2007/april18/med-accelerator-041807.html> [žiūrėta 2020 03-23].
2. Šaltinis internete. <https://www.varian.com/>. [žiūrėta 2020-03-23]
3. *Clinac IX Accelerator* [interaktyvus] 2014 [Žiūrėta žiūrėta 2020-03-23] Prieiga per : <https://varian.force.com/servlet/servlet.FileDownload?retURL=%2Fapex%2FCpEventPresList%3Fid%3Da00E000000pZaMdMAK&file=00PE000000VdYOPMA3>
4. MARTINEZ-OCALLE S. A., et al. Neutron dose equivalent and neutron spectra in tissue for clinical linacs operating at 15, 18 and 20 MV. *Radiat Prot Dosimetry* [interaktyvus]. 2011, 147(4), 498-511 [žiūrėta 2020-03-23]. doi:10.1093/rpd/ncq501.
5. BAUMGARTNER, A., A. STEUER, and F. J. MARINGER. Simulation of photon energy spectra from Varian 2100C and 2300C/D Linacs: simplified estimates with PENELOPE Monte Carlo models. *Applied Radiation and Isotopes* [interaktyvus]. 2009, vol. 67, no. 11, pp. 2007–2012 [žiūrėta 2020-03-23]. ISSN 0969-8043, Prieiga per: Science Direct.
6. KROESE, D. P., BRETONON, T., TAIMRE, T., BOTEV, Z. I. Why the Monte Carlo method is so important today. *WIREs Comput Stat* [Interaktyvus]. 2014, vol. 6 (6), 386–392 [žiūrėta 2020-03-23]. doi:10.1002/wics.1314.
7. WILLIAM L. Dunn and J. K. SHULTIS. *Exploring Monte Carlo Methods*. Elsevier (2011) ISBN: 978-0-444-51575-9
8. De VRIES, R., An EGSnrc Monte Carlo investigation of backscattered electrons from internal shielding in clinical electron beams, *University of Canterbury. Physics and Astronomy* [Interaktyvus]. 2014 [žiūrėta 2020-03-23], prieiga per: <http://hdl.handle.net/10092/9595>
9. Šaltinis internete: <https://indico.ph.tum.de/event/3955/sessions/752/attachments/2741/3114/fluka.at.geant4-course.pdf> [žiūrėta 2020 03 23]
10. GUATELLI, S., D., CUTAJAR, B., OBORN, A., ROSENFELD, Introduction to the Geant4 Simulation toolkit. Iš: Concepts and Trends in Medical Radiation Dosimetry Proceedings of SSD Summer School. AIP Conference Proceedings 2011, vol. 1345 (1), pp.303-322 doi: 10.1063/1.3576174.
11. Šaltinis internete: <http://www.fluka.org/fluka.php> [žiūrėta 2020-03-23]
12. SECO, Joao, Frank VERHAEGEN, *Monte Carlo Techniques in Radiation Therapy*, CRC Press 2016. 350 p. ISBN 9781466507944.
13. BATTISTONI, G., et al., Overview of the FLUKA code, *Annals of Nuclear Energy* [interaktyvus], 2015, Volume 82 [žiūrėta 2020-03-23], Prieiga per; doi: [10.1016/j.anucene.2014.11.007](https://doi.org/10.1016/j.anucene.2014.11.007).
14. STRIGANOV, S. I. On the Theory and Simulations of multiple Coulomb Scattering of Heavy Charged partikles. *Radiat. Prto. Dosim* [interaktyvus]. 2005, vol. 116. 293-6 [žiūrėta 2020-03-23]. Doi; 10.1093/rpd/nci107.
15. ŞTIRU, Irina - Eliza, T. RADON , A. SOKOLOV. Testing of FLUKA Monte Carlo transport code for different shielding materials. *U.P.B. Sci. Bull* [interaktyvus].2009, Vol. 81(2), Prieiga per: https://www.scientificbulletin.upb.ro/rev_docs_arhiva/fullc9a_904694.pdf.

16. ASHRAFINIA, Mohammad, et al., Neutron Contamination Unexpected Dose in Varian LINAC, *Iranian Journal of Medical Physics*, Mashhad University of Medical Sciences, 2018, vol 15, pp. 138-138, [10.22038/IJMP.2018.12632](https://doi.org/10.22038/IJMP.2018.12632).
17. ASHRAFINIA, Mohammad, et al., Investigation of LINAC Structural Effects on Photoneutron Specified Parameters Using FLUKA code, *Iranian Journal of Medical Physics*, Mashhad University of Medical Sciences 2020, vol 17(1). Psl. 7-14. doi:10.22038/ijmp.2019.37678.1481,
18. DAWN, Sandipan, et.al. Evaluation of in-field neutron production for medical LINACs with and without flattening filter for various beam parameters - Experiment and Monte Carlo simulation, *Radiation Measurements*, vol. 118, 2018, pp. 98-107. doi: [10.1016/j.radmeas.2018.04.005](https://doi.org/10.1016/j.radmeas.2018.04.005).
19. AGOSTINELLI, S. et al. **Geant4—a simulation toolkit**. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*. doi:[10.1016/S0168-9002\(03\)01368-8](https://doi.org/10.1016/S0168-9002(03)01368-8).
20. GUATELLI, S., D. CUATJAR, B. OBORN, A. ROSENFELD. (2011). “Introduction to the Geant4 Simulation toolkit.” *AIP Conference Proceedings*. 1345. 303-322. [10.1063/1.3576174](https://doi.org/10.1063/1.3576174).
21. EL BAKKALI, J., T. EL BARDOUNI. Validation of Monte Carlo Geant4 code for a 6MV Varian linac, *Journal of King Saud University - Science*, Vol 29, Issue 1, 2017, pp. 106-113, ISSN 1018-3647, doi: [10.1016/j.jksus.2016.03.003](https://doi.org/10.1016/j.jksus.2016.03.003).
22. BRUALLA, L. et al. PENELOPE/PRIMO-calculated photon and electron spectra from clinical accelerators. *Radiat Oncol.* vol. 14(6), 2019. Doi: [10.1186/s13014-018-1186-8](https://doi.org/10.1186/s13014-018-1186-8)
23. SAIVAT, F. PENELOPE-2014: A Code System for Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport; Iñ: Nuclear Energy Agency. Data-Bank Workshop Proceedings, (Barcelona, Spain, 29) 2015
24. BUENO, G., et.al. (2009), Fast Monte Carlo simulation on a voxelized human phantom deformed to a patient. *Med. Phys.*, vol. 36,pp. 5162-5174. doi:[10.1118/1.3245877](https://doi.org/10.1118/1.3245877)
25. ROGERS D. W. O., B. WALTERS, I. KAWRAKOW. BEAMnrc User Manual. *Ionizing Radiation Standards*. National Council of Canada, Ottawa, 2011. Preiga per.: <http://www.irs.inms.nrc.ca/inms/irs/BEAM/beamhome.html>.
26. P. EDIMO, C. CLERMONT, M.G. KWATO, S. VYNCKIER. Evaluation of a commercial VMC++ Monte Carlo based treatment planning system for electron beams using EGSnrc/BEAMnrc simulations and measurements, *Physica Medica*, Vol 25(3), 2009, doi:[10.1016/j.ejmp.2008.07.001](https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2008.07.001).
27. Šaltinis internete: <https://nrc-cnrc.github.io/EGSnrc/doc/pirs898/common.html>
28. MORALES, J.E., et al. A comparison of surface doses for very small field size x-ray beams: Monte Carlo calculations and radiochromic film measurements. *Australas Phys Eng Sci Med.* Vol (37) , pp.303–309. 2014. Doi: [10.1007/s13246-014-0260-2](https://doi.org/10.1007/s13246-014-0260-2).
29. KIM Jung-Ha, R. HILL, Z. KUNCIC. An evaluation of calculation parameters in the EGSnrc/BEAMnrc Monte Carlo codes and their effect on surface dose calculation. *Physics in Medicine and Biology*, vol 57(147). 2012. doi :[10.1088/0031-9155/57/14/n267](https://doi.org/10.1088/0031-9155/57/14/n267).
30. Lei Deng, Ning Zhou, Yi-shui Chen, Yu Tu. Photoneutron radiation field of ducts in barrier of 15MV medical electron accelerators, *Radiation Physics and Chemistry*, Vol. 140, 2017, doi:[10.1016/j.radphyschem.2017.02.001](https://doi.org/10.1016/j.radphyschem.2017.02.001).

31. JABBARI, I., S. MONADI. Development and validation of MCNPX-based Monte Carlo treatment plan verification system. *Journal of medical physics*. vol. 40(2), 2015, pp 80-90. doi:10.4103/0971-6203.158678.
32. X-5 MONTE CARLO TEAM, *MCNP- a General Monte Carlo N-particle transport code*, version 5, 2003, LA-UR-03-1987.
33. JUSTE B., et al. Monte Carlo code application to the study of 3D neutrons distribution in a radiotherapy bunker and validation with experimental measurements. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*, vol. 954, 2020. Doi: 10.1016/j.nima.2018.09.083.
34. FACURE A. et. al. A study of neutron spectra from medical linear accelerators. *Applied Radiation and Isotopes*, 2005, Vol. 62(1), pp. 69-72, doi: 10.1016/j.apradiso.2004.05.072.
35. KIM, Yoon Sang, et.al., Estimation of photoneutron yield in linear accelerator with different collimation systems by Geant4 and MCNPX simulation codes, *Physics in Medicine and Biology*. Vol 61(7), pp 2761-2779. 2016 doi: 10.1088/0031-9155/61/7/2762.
36. GHERGHEREHCHI, M., *et al.* Optimisation of a hybrid photoneutron source in a linear accelerator using GEANT4 and MCNPX Monte Carlo codes. *Pramana - J Phys*. 2018. vol 91(35) doi:10.1007/s12043-018-1606-1
37. MAIGNE, L. et.al., Comparison of GATE/GEANT4 with EGSnrc and MCNP for electron dose calculations at energies between 15 keV and 20 MeV, *Physics in Medicine and Biology*, Vol 56(3) , doi 10.1088/0031-9155/49/3/003.
38. Sung-Joon Ye et.al. Benchmark of PENELOPE code for low-energy photon transport: dose comparisons with MCNP4 and EGS4, *Physics in Medicine and Biology*. 2004, Vol-49(3), pp. 387-397. doi: 10.1088/0031-9155/49/3/003.
39. ZABIHI, M., M. HASHEMINIA. Calculation of Neutron Contamination from Medical Linear Accelerator in Treatment Room. *Advanced Studies in Theoretical Physics*. [interaktyvus] 2011 Vol. 5(9). [žiūrėta 2020-03-23], 2011, pp. 421 – 428
Preiga per: https://www.researchgate.net/publication/267951501_Calculation_of_Neutron_Contamination_from_Medical_Linear_Accelerator_in_Treatment_Room/citations
40. GRAY, T., et al. Implementation of a simple clinical linear accelerator beam model in MCNP6 and comparison with measured beam characteristics, *Applied Radiation and Isotopes*, Volume 155, 2020 , ISSN: 0969-8043. Preiga per: Science direct.
41. SHAHMOHAMMADI, Beni M., et al. Conversion coefficients for determination of dispersed photon dose during radiotherapy: NRUrad input code for MCNP. *PLOS ONE*. Vol. 12(3). pp. 1-15. doi: 10.1371/journal.pone.0174836
42. JUNTONG, N., K. PHARAPAHN. The Optimized X-ray Target of Electron Linear Accelerator for Radiotherapy, *17th International Particle Accelerator Conference*, 2016. Nr 7. Pp. 1933-1953 doi: 10.18429/JACoW-IPAC2016-TUPOY016
43. VEGA - CARRILLO, H.R., BALtAXAR – RAIGOSA. A. Photoneutron spectra around an 18 MV LINAC. *Radioanal Nucl Chem*. (2011) vol. 287(1), pp. 323–327. ISSN: 1588-2780. Preiga per: SpringerLink.
44. GHASEMI-JANGJOO, A., H. GHIASI. Application of the phase-space distribution approach of Monte Carlo for radiation contamination dose estimation from the (n, γ), (γ ,n) nuclear reactions

- and linac leakage photons in the megavoltage radiotherapy facility, *Reports of Practical Oncology & Radiotherapy*. 2020. vol 25(2), pp. 233-240, doi: [10.1016/j.rpor.2020.01.006](https://doi.org/10.1016/j.rpor.2020.01.006).
45. CRAVO SA A. et. al., Assessment of out-of-field doses in radiotherapy treatments of pediatric patients using Monte Carlo methods and measurements, *Physica Medica*. 2020. vol. 71, pp. 53-61. ISSN: 1120-1797., doi: [10.1016/j.ejmp.2020.02.008](https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2020.02.008)
 46. JIMENEZ J. S., M. DIAZ LAGOS, S. A. MARTINEZ-OVALLE. A Monte Carlo Study of the Photon Spectrum due to the Different Materials Used in the Construction of Flattening Filters of LINAC. *Computational and Mathematical Methods in Medicine*, [interaktyvus]. 2017 [žiūrėta 2020-03-23] doi: [10.1155/2017/3621631](https://doi.org/10.1155/2017/3621631)
 47. RAHIM, Khabaz, Effect of each component of a LINAC therapy head on neutron and photon spectra. *Applied Radiation and Isotopes*, 2018 Vol. 139, pp. 40-45. Doi [10.1016/j.apradiso.2018.04.022](https://doi.org/10.1016/j.apradiso.2018.04.022)
 48. Sandipan Dawn, et.al., Evaluation of in-field neutron production for medical LINACs with and without flattening filter for various beam parameters - Experiment and Monte Carlo simulation, *Radiation Measurements*, 2018. vol 118. pp 98-107, ISSN 1350-4487. Prieiga per: Science direct
 49. EZZATI A.O., M.T. STUDENSKI. Neutron dose in and out of 18MV photon fields, *Applied Radiation and Isotopes*, 2017. vol 122. ISSN: 0969-8043. Prieiga per Science Direct.
 50. HODGES M., A. BARZILOV, Y. CHEN, D. LOWE, Characterization of the radiation environment at the UNLV accelerator facility during operation of the Varian M6 linac, *Radiation Physics and Chemistry*, 2016 vol. 127, pp. 72-77 ISSN 0969-806X. Prieiga per: Science Direct
 51. GHIASI, H., A. MESBAHI, Monte Carlo characterization of photoneutrons in the radiation therapy with high energy photons: a comparison between simplified and full Monte Carlo models. *Interantionasl Journal of radiation*. 2010. Vol. 8(3), pp. 187-193 ISSN: 2322-3243. Prieiga per: [SID](https://www.sciencedirect.com/journal/interantionasl-journal-of-radiation)
 52. FORREST, R. (2007). FISPACT-2007: User manual. 2007 Prieiga per: Research Gate
 53. Šaltinis internete https://www.radiation-therapy-review.com/Linear_Accelerator.html [žiūrėta 2018-12-23].
 54. *The Novice's Guide to Electron Linear accelerators*. [interaktyvus] 1996 [žiūrėta 2020-02-11] prieiga per: <http://users.ox.ac.uk/~atdgroup/referencematerial/The%20novices%20guide%20to%20electron%20linear%20accelerators.pdf>
 55. Min, Sun-Hong et.al. Low-level RF control of a klystron for medical linear accelerator applications, *AIP Advances*, Vol- 9(2), 2019 , doi: [10.1063/1.5084172](https://doi.org/10.1063/1.5084172)
 56. *LINAC -3, Advances in medical Linear Accelerator Technology* [Interaktyvus], [žiūrėta 2018-10-14], Prieiga per <http://www.ampi-nc.org/essayresult/LINAC-3.pdf>
 57. Juntong, Nawin; Chimchang, R; Rimjaem, S; et al., Design of electron gun and S-Band structure for medical linear eccelerator. (2016), Prieiga per: [ResearchGate](https://www.researchgate.net/publication/311811111)
 58. Šaltinis internete: <https://simaclinac.com/backstory/#1469797252350-cf7c8461-5949> [žiūrėta 2020-01-21]
 59. PODOGORSK, E.B. *Radiation Oncology Physics: A Handbook for teachers and Students*. Viena: IAEA. 2005. ISBN 92-0-107304-6

60. J. G. M. Kok (2001) Fixed bending current for Elekta SL25 linear accelerators, *Journal of Medical Engineering & Technology*, 2001. Vol: 25(4), pp. 169-172, Doi: 10.1080/03091900110060758
61. Li Quanfeng, et.al. (1996). 270 degree bending magnet system for 14 MeV medical electron LINAC. *Journal of Tsinghua University Science and Technology*, 1996. Vol: 36(6), pp. 31-35. ISSN 1000-0054. Prieiga per IAEA
62. MAYLES, P., A. NAHUM, J. C. ROSENWALD. *Handbook of Radiotherapy physics: Theory and Practice*, 2014 New York: CRC Press Taylor & Francis group, 2014 ISBN 13:9781420012026,
63. Šaltinis internete *Linear accelerator vinay* [interaktyvus]. 2017. [žiūrėta 2018-10-11]. Prieiga per : <https://www.slideshare.net/vinayDesai12/linear-accelerator-vinay>
64. MACISZEWSKI, W. Anna Wysocka – Rabin. Thr photon beam characteristics of linear accelerator equipped with additional narrow beam collimator. *Nukleonika* [Interaktyvus]. 2001 46(1):91. Prieiga per Research Gate.
65. HANNA, Sammy. RF Linear accelerators for Medical and Industrial Applications. *Norwood: Artech house*. 2012. ISBN 13: 9781608070909
66. Šaltinis internete <http://www.hldesign.co.uk/oncology--radiotherapy-treatment-room-design.html> [žiūrėta 2020-01-21]
67. MESHABU, A.,H GHIASI, S MAHADVI. (2010). Photoneutron and capture gamma dose equivalent for different room and maze layouts in radiation therapy. *Radiation protection dosimetry*. 2010, vol 40. Pp. 242-9.doi: 10.1093/rpd/ncp303
68. *Radiological Safety Aspects of the Opeartion of Electron Linear Accelerators* . INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. 1979 Austria :IAEA. ISBN: 92-0-125179-3.
69. Šaltinis internete: <http://www.rsc.org/periodic-table/element/26/iron>. [žiūrėta 2019-12-18]
70. COBB, Harold M. *The History of Stainless Steel*. 2010 Materials Park, OH: ASM International. ISBN 9781615030118.
71. Šaltinis internete <http://www.rsc.org/periodic-table/element/82/lead> [žiūrėta 2018-19-18]
72. Šaltinis internete <http://www.rsc.org/periodic-table/element/74/tungsten> [žiūrėta 2019-12-18]
73. Šaltinis internete <http://terminai.vlkk.lt/paieska?search=Jonizuojan%C4%8Dioji+spinduliuot%C4%97> [žiūrėta 2019-12-18]
74. Šaltinis internete: <https://www.desy.de/~beckerj/medphys/files/Simulation%20of%20neutron%20creation%20at%20a%20medical%20linear%20accelerator.pdf> [žiūrėta 2020-01-21]
75. Arvidas Galdikas, *Spinduliuotės sąveika su medžiaga nanotechnologijose*. Šiaulių universiteto leidykla, 2008. ISBN 978-9986-38-870-8 [žiūrėta 2019-12-23],
76. Šaltinis internete: <https://www.microscopy.ethz.ch/downloads/Interactions.pdf> [žiūrėta 2019-12-23],
77. KONEFAL Adam, Nirmal SINGH. *Radioisotopes: A. Undesirable Radioisotopes Induced by Therapeutic Beams from Medical Linear Accelerators*, IntechOpen, DOI: 10.5772/22044.
78. Attix, F.H., W.C. Roesch, and E. Tochilin. *Radiation Dosimetry*. New York: Academic Press, 1966.

79. *Chapter 2: Interaction of Photon with Matter* [interaktyvus] [žiūrėta 2018-10-18]. Prieiga per: http://shodhganga.inflibnet.ac.in/bitstream/10603/154205/12/12_chapter%202.pdf
80. JANESICK, James R. *Photon Transfer*. Bellingham :SPIE Publications. 2007. ISBN 9780819467225
81. PARKS, James E. *The Compton Effect – Compton Scattering and Gamma Ray Spectroscopy*. [interaktyvus]. 2015. [žiūrėta 2020-01-21]. Prieiga per: <http://www.phys.utk.edu/labs/modphys/Compton%20Scattering%20Experiment.pdf>
82. BERMAN, B.L., et. Al. Atlas of photonuclear cross sections obtained with monoenergetic photons., *Atom Data Nucl. Data Tables*, 38: 199-338.
83. BELOV, A., Yu GANGRSKII, K. GUDIMA, P. ZUZAAN. *Integral cross sections of photonuclear reactions near the giant dipole resonance*. 2012, Atomic Energy. Vol 88. Pp. 408-413. doi: 10.1007/BF02680537.
84. LAMARSH J. R., *Introduction to nuclear reactor theory*. 1996 Massachusetts, Addison-Wesley Publication Company, 1966, ISBN 978-0201041200
85. Šaltinis internete: <https://www.vle.lt/Straipsnis/neutronas-8494> [žiūrėta 2019-12-23],
86. Šaltinis internete: <https://www.periodic-table.org/what-is-interaction-of-neutrons-with-matter-definition/>
87. Šaltinis internete: <https://www.sbir.gov/sbirsearch/detail/347683> [žiūrėta 2019-12-23],
88. Šaltinis internete: EASY-II, <http://www.ccfе.ac.uk/EASY.aspx>
89. C.J. Werner, *MCNP Users Manual - Code Version 6.2*, LA-UR-17-29981, 2017.
90. CHADWICK, M.B., et.al., ENDF/B-VII.1: Nuclear Data for Science and Technology: Cross Sections, Covariances, Fission Product Yields and Decay Data, *Nucl. Data Sheets* 112(2011)2887.
91. SUBLET, J.-Ch, et.al. *The European Activation File: EAF-2010 neutron-induced cross section library*. Technical Report CCFE-R(10)05, CCFE (2010)

Priedai

1 priedas. MCNP input failas

MCNPX Visual Editor Version 740X_23z

c c c Creat d on: Tuesday, May 07, 2019 at 10:02

```
1 252 11.35 -1 14 5 #10
2 488 7.92 -14 27 5 10 #10
3 272 19.3 -27 26 10 #10
4 272 19.3 (-13 11 9 12 -10):(11 -13 12 -9):(12 -9 -10 13):
    (11 -9 -13 12):(12 13 -9 -10)
5 272 19.3 (-5 37 -38 34 -18 17):(-5 34 39 -40 -18 17)
6 272 19.3 (-34 37 -41 35 -18 17):(35 -34 -40 44 -18 17)
7 252 11.35 (37 -35 36 -42 -18 17):(-35 -40 36 45 -18 17)
8 1 8.96 52 48 -57 -49 -50 51 (-52 :46 :-47 :-51 :50 :55)
    (-47 :-56 :46 :57 :50 :-51)
9 272 19.3 56 -46 -54 47 -57 -50 51
10 0 54 47 -46 51 -50 -50 51 47 -46 -53
11 0 (((26 -10 9 13):-26)(57 :-52 :-48 :49 :-51 :50)):
    (47 -55 -46 51 -50 52))#10
12 204 0.0015224 #1 #2 #3 #4 #5 #6 #7 #8 #9 #10 #11 -2000 #13 #14 #15
13 232 3.53 ((63 -59 -64 61 71 -67 (58 :-62 :-60 :65 :-70 :66)):
    (69 63 -68 -64 -59 61))(-72 :65 :-69 :68 :-60 :58)
    (62 :-63 :69 :-70 :-60 :58)
14 1 8.96 70 63 -62 -69 60 -58
15 264 8 -74 -73 75 76 -77 60
16 0 2000

1 so 40
5 pz -22
```


9 pz -7
11 kz -5.1 0.33333 -1
12 pz -7.1
13 kz -5 0.3333 -1
14 so 30
17 py -89.4427
18 py 89.4427
26 so 3
27 so 20
10 kz 0 0.071796769720193 -1
34 pz -27
35 pz -37
36 pz -47
37 px -33
38 px -10
39 px 10
40 px 33
41 px -8
42 px -6
44 px 8
45 px 6
46 px 0.3
47 px -0.3
48 px -1.7
49 px 1.7
50 py 1.7
51 py -1.7
52 pz -1.7

53 pz 2.5
54 pz 0.6
55 pz 0
56 pz 0.3
2000 so 1000
57 pz 1.7
58 pz 190
59 pz 290
60 pz -290
61 pz -390
62 px -390
63 px -490
64 px 490
65 px 390
66 py 390
67 py 490
68 py -390
69 py -490
70 py -570
71 py -670
72 px 300
73 pz -150
74 px 30
75 px -17
76 py -170
77 py 50

mode n p e

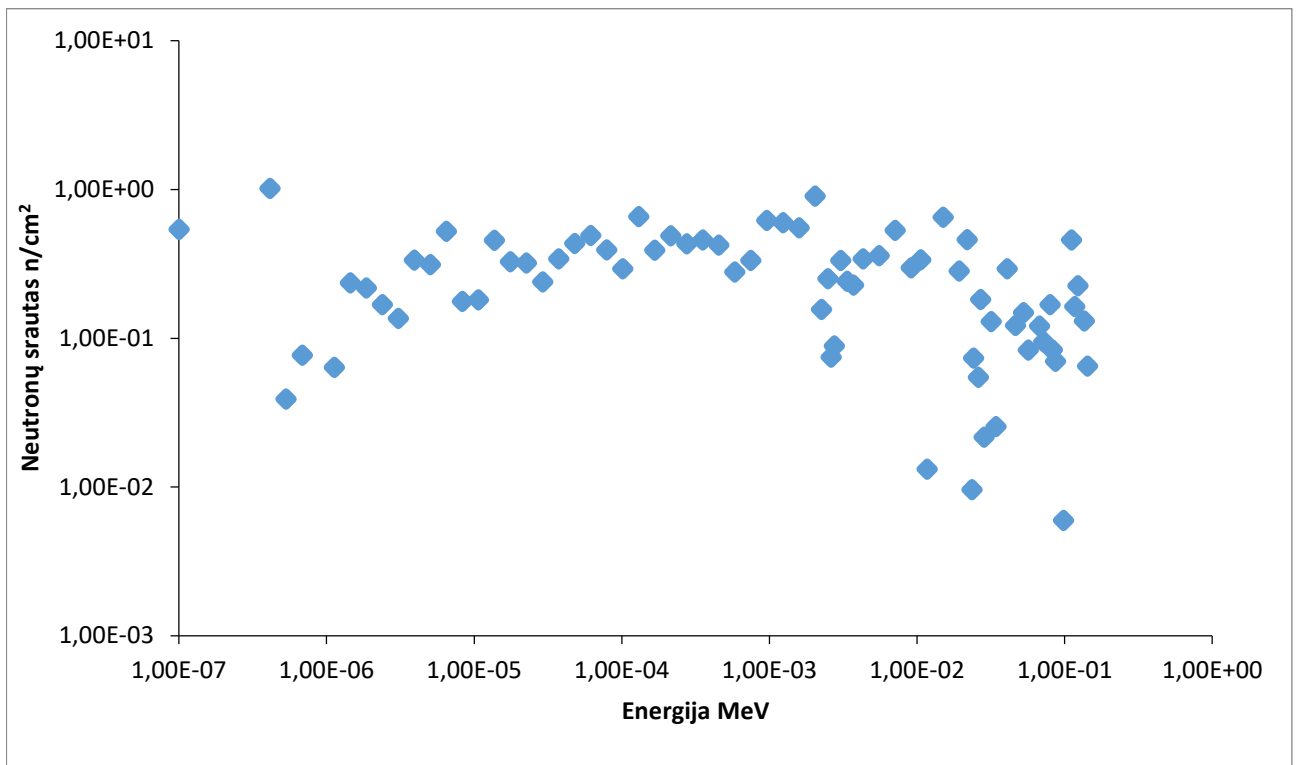
m1	29065.	0.056988	\$MAT1	
	29063.	0.084912		
m244	26054.	0.056988	\$MAT244	
	26056.	0.918697	26057.	0.02141 26058.
				0.002905
m252	82206.	0.242902	\$MAT252	
	82207.	0.223827	82208.	0.53327
m272	74182.	0.263	\$MAT272	
	74183.	0.143	74184.	0.3067 74186.
				0.2896
m204	7014.	0.755636	\$MAT204	
	8017.	0.231475	18036.	0.012889
m488	14028.	0.009187	\$MAT488	
	14029.	0.000482	14030.	0.000331 24050.
				0.007095
	24052.	0.142291	24053.	0.016443 24054.
				0.004171
	25055.	0.02	26054.	0.037326 26056.
				0.601748
	26057.	0.014024	26058.	0.001903 28058.
				0.080873
	28060.	0.031984	28061.	0.001408 28062.
				0.004546
	28064.	0.001189	42092.	0.003554 42094.
				0.002264
	42095.	0.003937	42096.	0.004169 42097.
				0.002412
	42098.	0.006157	42100.	0.002507
m232	1002.	0.003113	\$MAT232	
	8016.	0.330504	12024.	0.007279 12025.
				0.00096
	12026.	0.001099	13027.	0.023486 14028.
				0.023657
	14029.	0.001241	14030.	0.000852 16032.
				0.001341
	16033.	1.1e-005	16034.	6.3e-005 20040.
				0.068668
	20042.	0.000481	20043.	0.000103 20044.
				0.00161
	20046.	3e-006	20048.	0.000159 22046.
				0.004171
	22047.	0.003889	22048.	0.040153 22049.
				0.003055
	22050.	0.00306	23051.	0.003113 24050.
				7.1e-005

24052. 0.001421 24053. 0.000164 24054. 4.1e-005
 25055. 0.001981 26054. 0.027027 26056. 0.435692
 26057. 0.010154 26058. 0.001378
 m264 6012. 0.0003 \$MAT264
 14028. 0.004594 14029. 0.000241 14030. 0.000165
 16032. 0.000142 16033. 1e-006 16034. 7e-006
 24050. 0.00793 24052. 0.159031 24053. 0.018378
 24054. 0.004661 25055. 0.01 26054. 0.039996
 26056. 0.644764 26057. 0.015026 26058. 0.002039
 28058. 0.06234 28060. 0.024654 28061. 0.001085
 28062. 0.003504 28064. 0.000917
 imp:n 1 14r 0 \$ 1, 16
 imp:e 1 14r 0 \$ 1, 16
 imp:p 1 14r 0 \$ 1, 16
 phys:p 3j 1
 phys:n j 150
 cut:p j 1
 cut:e j 1
 sdef dir=-1 erg=16 par=e pos=0 0 1.9 vec=0 0 1 wgt=1
 lost 1000
 nps 1.e6
 prdmp j 1.e5 2 1 1.e5
 f34:n 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 11 12 13 14 15
 sd34 1 14r
 e34 1.0000E-07 4.1399E-07 5.3158E-07 6.8256E-07 8.7643E-07
 1.1254e-06 1.4450E-06 1.8554E-06 2.3824E-06 3.0590E-06
 3.9279e-06 5.0435E-06 6.4760E-06 8.3153E-06 1.0677E-05
 1.3710e-05 1.7604E-05 2.2603E-05 2.9023E-05 3.7267E-05
 4.7851e-05 6.1442E-05 7.8893E-05 1.0130E-04 1.3007E-04
 1.6702e-04 2.1445E-04 2.7536E-04 3.5358E-04 4.5400E-04
 5.8295e-04 7.4852E-04 9.6112E-04 1.2341E-03 1.5846E-03
 2.0347e-03 2.2487E-03 2.4852E-03 2.6126E-03 2.7465E-03

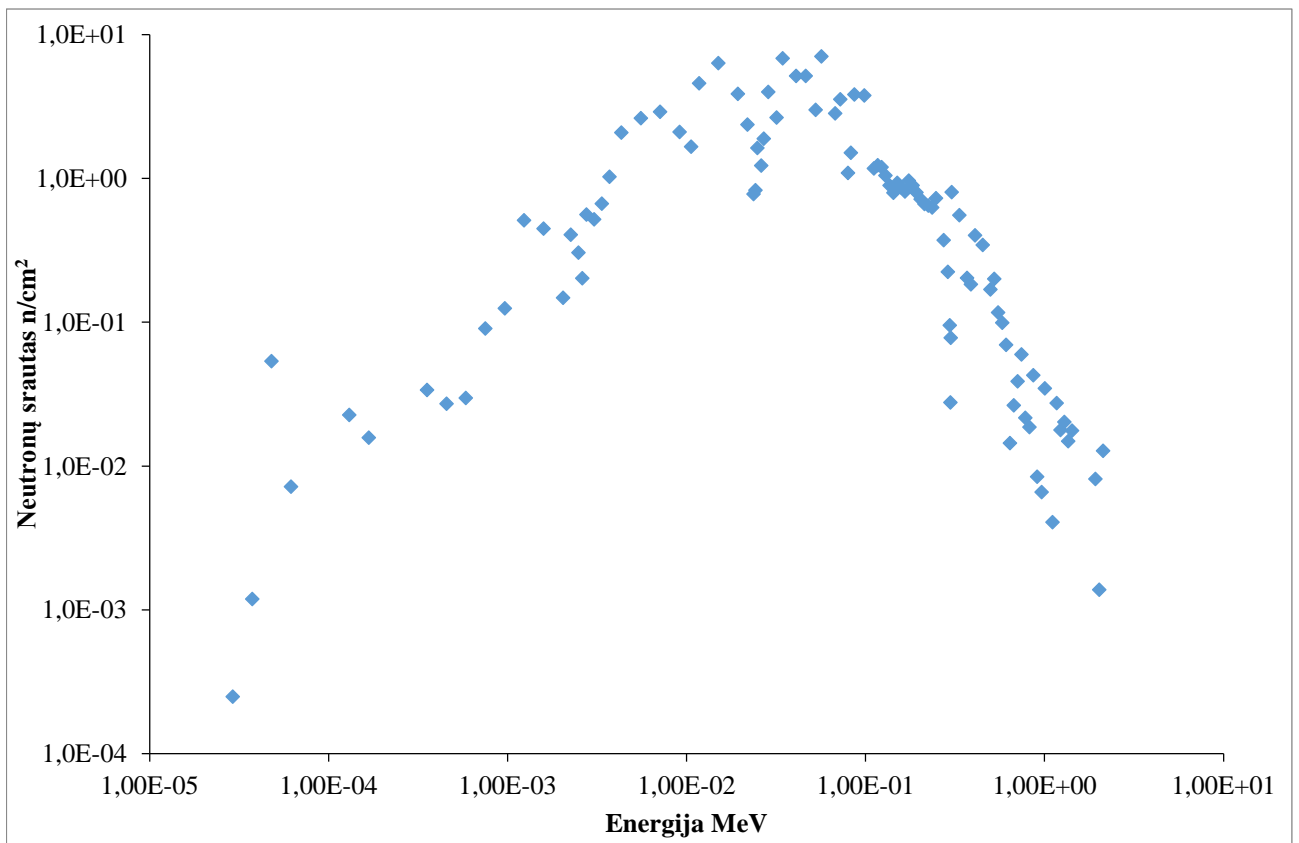
3.0354e-03 3.3546E-03 3.7074E-03 4.3074E-03 5.5308E-03
7.1017e-03 9.1188E-03 1.0595E-02 1.1709E-02 1.5034E-02
1.9305e-02 2.1875E-02 2.3579E-02 2.4176E-02 2.4788E-02
2.6058e-02 2.7000E-02 2.8501E-02 3.1828E-02 3.4307E-02
4.0868e-02 4.6309E-02 5.2475E-02 5.6562E-02 6.7380E-02
7.2025e-02 7.9499E-02 8.2503E-02 8.6517E-02 9.8037E-02
1.1109e-01 1.1679E-01 1.2277E-01 1.2907E-01 1.3569E-01
1.4264e-01 1.4996E-01 1.5764E-01 1.6573E-01 1.7422E-01
1.8316e-01 1.9255E-01 2.0242E-01 2.1280E-01 2.2371E-01
2.3518e-01 2.4724E-01 2.7324E-01 2.8725E-01 2.9452E-01
2.9721e-01 2.9849E-01 3.0197E-01 3.3373E-01 3.6883E-01
3.8774e-01 4.0762E-01 4.5049E-01 4.9787E-01 5.2340E-01
5.5023e-01 5.7844E-01 6.0810E-01 6.3928E-01 6.7206E-01
7.0651e-01 7.4274E-01 7.8082E-01 8.2085E-01 8.6294E-01
9.0718e-01 9.6167E-01 1.0026E+00 1.1080E+00 1.1648E+00
1.2246e+00 1.2874E+00 1.3534E+00 1.4227E+00 1.4957E+00
1.5724e+00 1.6530E+00 1.7377E+00 1.8268E+00 1.9205E+00
2.0190e+00 2.1225E+00 2.2313E+00 2.3069E+00 2.3457E+00
2.3653e+00 2.3851E+00 2.4660E+00 2.5924E+00 2.7253E+00
2.8651e+00 3.0119E+00 3.1664E+00 3.3287E+00 3.6788E+00
4.0657e+00 4.4933E+00 4.7237E+00 4.9659E+00 5.2205E+00
5.4881e+00 5.7695E+00 6.0653E+00 6.3763E+00 6.5924E+00
6.7032e+00 7.0469E+00 7.4082E+00 7.7880E+00 8.1873E+00
8.6071e+00 9.0484E+00 9.5123E+00 1.0000E+01 1.0513E+01
1.1052e+01 1.1618E+01 1.2214E+01 1.2523E+01 1.2840E+01
1.3499e+01 1.3840E+01 1.4191E+01 1.4550E+01 1.4918E+01
1.5683e+01 1.6487E+01 1.6905E+01 1.7333E+01 1.9640E+01

fq34 e f

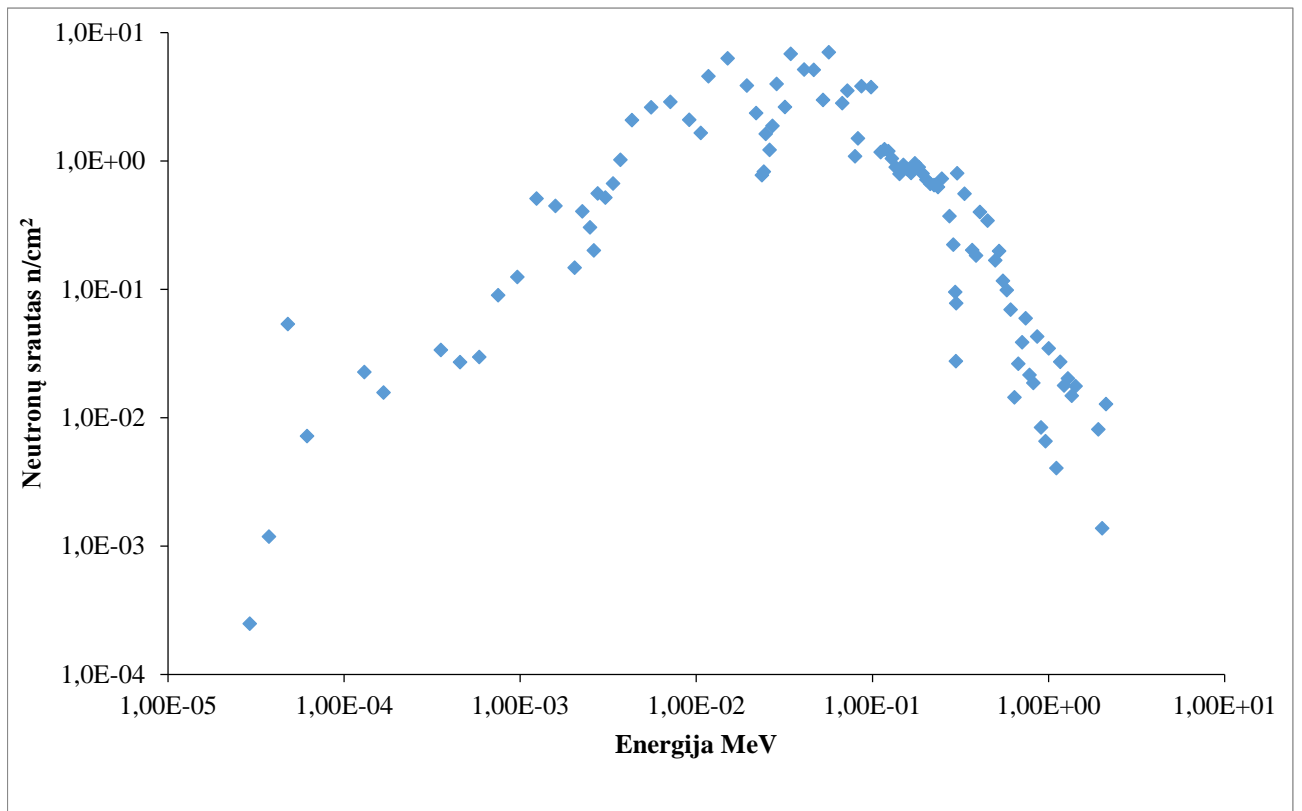
2 priedas. 2, 4, 13 celių neutronų srauto spektrai



34 pav. Neutronų srautas šaltinio apvalkale (celė 2)



35 pav. Neutronų srautas šaltinio apvalkale (celė 4)



36 pav. Neutronų srautas šaltinio apvalkale (celė 13)