

VILNIAUS UNIVERSITETAS
MATEMATIKOS IR INFORMATIKOS FAKULTETAS
INFORMATIKOS INSTITUTAS
PROGRAMŲ SISTEMŲ STUDIJŲ PROGRAMA

Realaus laiko aukštos dozės galios brachiterapijos skaičiavimai ir vertinimas

Real-time computations and estimation of high-dose-rate brachytherapy

Magistro baigiamojo darbo planas

Atliko:	Rimantas Januškevičius	(parašas)
Darbo vadovas:	doc. dr. Linas Petkevičius	(parašas)
Darbo konsultantas:	dr. Jonas Venius	(parašas)
Recenzentas:	prof. dr. Aistis Raudys	(parašas)

Vilnius – 2025

Padēka

Darbo autorijs dēkoja Nacionaliniam Vēžio Institutui, Radiacinės onkologijos centro vadovui dr. Jonui Veniui ir medicinos fizikui Mariui Burkanui už pateiktą uždavinį, duomenis ir konsultacijas.

Santrauka

Nacionalinis Vėžio Institutas siekia pagerinti brachiterapijos (procedūra vėžio gydymui) atlikimo kokybę. Tam iškėlė naują uždavinį - nustatyti radiacijos šaltinio vietą realiu laiku bei modeliuoti skleidžiamą radiaciją. Uždaviniui spręsti sukurti radiacijos dozimetrai.

Šiame darbe buvo sukurtas modelis, galintis nustatyti šaltinio lokaciją, sumodeliuoti apšvitą bei prasmingai vizualizuoti. Sukurtas sistemos prototipas, įgyvendinantis šį modelį. Sukurtas modelis gali atlikti lokalizaciją ir apšvitos modeliavimą realiu laiku, nors prototipas įvesčiai priima tik užbaigtus matavimus.

Radiacijos šaltinio lokalizacijai išbandyti skirtingi metodai. Su visais metodais, naudojant turimus duomenis, lokalizacija buvo netiksli, tačiau paklaida tiesiogiai priklauso nuo naudojamos radialinės ir anizotropijos funkcijų.

Spręsta supaprastinta kelio optimizacija, randanti optimalų kelią, kuriuo apšvitinama visa suplanuota erdvė. Tam pritaikytas dinaminio programavimo algoritmas.

Raktiniai žodžiai: lokalizacija, Python, radioterapija, brachiterapija, dinaminis programavimas, vizualizavimas

Summary

National Cancer Institute seeks to improve the performance of brachytherapy (a procedure used to treat certain types of cancer). They presented a problem - how to track the location of the radiation source in real-time and model the accumulation of emitted radiation.

The model was successfully created, capable of locating the location of the radiation source as well as creating a visualization of the accumulated radiation. A program prototype was created to realize the created model. Though program prototype only accepts complete data input, it and the model are suitable for real-time localization and radiation accumulation solving.

Radiation source localization tested with multiple approaches. All approaches localized with big error, however, error was directly dependant on precision of radial and anisotropy functions.

Solved simplified path optimisation, finding the optimal path, irradiating all planned space in minimal time. A dynamic programming algorithm was used for this.

Keywords: localization, Python, radiation therapy, brachytherapy, dynamic programming, visualisation

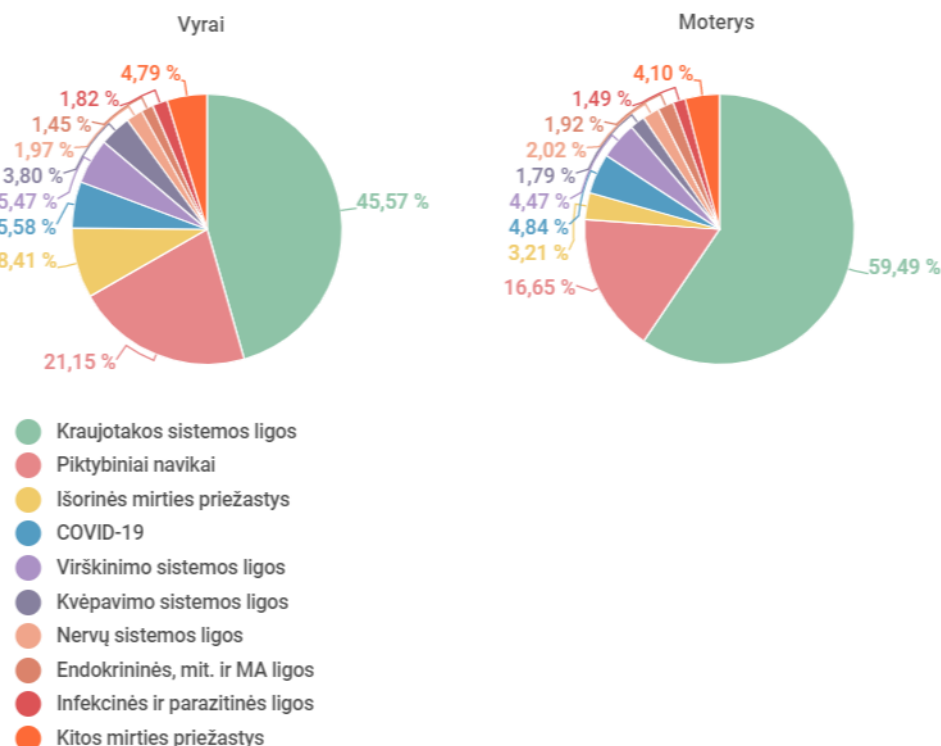
TURINYS

SANTRAUKA	2
SUMMARY	3
IVADAS	6
1. MOKSLINĖS LITERATŪROS APŽVALGA	8
1.1. Lokalizacija.....	8
1.1.1. Diskrečiu laiko momentu	8
1.1.2. Per laiko seriją.....	9
1.2. Fizikiniai iššūkiai	11
1.2.1. Radiacijos šaltinis	11
1.2.2. Apšvitos sugertis	13
1.3. Vizualizavimas	14
2. SISTEMOS REIKALAVIMAI	17
3. IDENTIFIKUOTI SPRENDIMAI	18
3.1. Lokalizacija.....	18
3.2. Fizikiniai iššūkiai	18
3.3. Vizualizavimas	19
4. METODIKA	20
4.1. Lokalizacija vienu laiko momentu	20
4.1.1. Radialinė funkcija	20
4.1.2. Anizotropijos funkcija	20
4.1.3. Lokalizacija naudojant radiacijos intensyvumą.....	21
4.1.4. Išskirti lokalizacijos metodai	23
4.2. Lokalizacija serijoje.....	23
4.3. Dozės skaičiavimas	24
4.4. Vizualizavimas	24
4.5. Kelio optimizacija.....	24
5. EKSPERIMENTAS	26
5.1. Įranga	26
5.1.1. Dozimetrai.....	26
5.1.2. Radiacijos šaltinis	26
5.1.3. Fantomas.....	26
5.2. Duomenys	27
5.3. Lokalizacija diskrečiu laiko momentu	28
5.3.1. Radialinė funkcija	28
5.3.2. Anizotropijos funkcija	29
5.3.3. Lokalizacija naudojant anizotropijos ir radialinę funkcijas	30
5.4. Lokalizacija laiko serijoje.....	33
5.4.1. Lokalizacijos metodų tikslumo priklausomybė estimuoto atstumo	35
5.4.2. Kalmano filtras	36
5.5. Radiacijos dozės matavimas	37
5.6. Kelio optimizacija.....	38
5.7. Reikalavimų išpildymas	39
6. REZULTATAI	41
7. IŠVADOS	42

LITERATŪRA	43
------------------	----

Įvadas

Vėžys - antra dažniausia mirties priežastis Lietuvoje (1 pav.). 2020 metais Higienos instituto duomenimis 18,9 procentų mirčių buvo sukelta piktybinių navikų. Dažniausia tipas - priešinės liaukos.



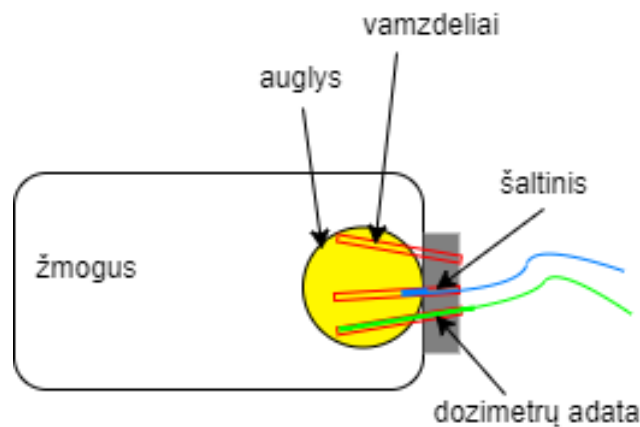
1 pav. Vyrų ir moterų mirties priežastys Lietuvoje 2020 metais [Ins21]

Šiais laikais vėžys gydomas įvairiais būdais [vins22], priklausomai nuo vėžio tipo. Viena gydymo formų - radioterapija, joje naudojama Rentgeno ir gama elektromagnetinės spinduliuotės. Tokia spinduliuotė naikinama vėžines ląsteles arba lėtina jų augimą, tačiau pažeidžia ir sveikas ląsteles. Radioterapija gali būti atliekama išoriškai arba invaziniu būdu iš vidaus. Pastaruoju atveju naudojamas kietas radiaciją skleidžiantis objektas, jis leidžiamas į vėžinių ląstelių vietą arba šalia jos. Toks radioterapijos tipas, su kietu radiacijos šaltiniu, vadinamas brachiterapija. Brachiterapija skirstoma į mažos ir didelės galios dozės. Pirmosios metu naudojamas nedidelio galingumo radiacijos šaltinis, kuris į reikiamą vietą įleidžiamas ilgam laikui. Kita vertus didelės dozės galios procedūra naudoja galingesnę radiacijos šaltinį, kuris procedūros metu įleidžiamas kelis kartus į skirtingas vietas, o pabaigoje yra ištraukiamas.

Brachiterapijos privalumas - kad radiacijos poveikis kūne yra lokalus ir gali mažiau pažeisti aplinkines sveikas ląsteles, nei išoriniai radioterapijos būdai. Siekiant procedūros metu optimaliai spinduliuote paveikti naviką, kuo mažiau pažeidžiant sveikas ląsteles reikia tiksliai sekti radiacijos šaltinį.

Iliustracijoje (2 pav.) pavaizduotas žmogaus kūnas ir jame esantis auglys (geltonas). Į auglį leidžiami vamzdeliai (raudoni) tada į vamzdelius statomas radiacijos šaltinis (mėlynas), esantis ant laido galo. Tada radiacijos šaltinis slankiojamas po vamzdelį. Netikslumas atsiranda kai leidžiami vamzdeliai, nes neišeina jų visų suleisti tiksliai lygiagrečiai kur buvo planuota.

Nacionalinis Vėžio Institutas (toliau - NVI) vykdo brachiterapiją ir susiduria su šia problema. Galimas problemos sprendimas - sekti radiacijos šaltinio lokaciją realiu laiku, procedūros metu. Tam būtų naudojami radiacijos davikliai (dozimetrai) (žalias), kurie taip pat būtų leidžiami į vamzdelius.



2 pav. Brachiterapijos iliustracija. Iliustruotos tik paaiškinimui reikalingos dalys. Realios operacijos metu naudojama daugiau įrangos.

Darbo tikslas yra sukurti matematinę ir kompiuterinę Brachiterapijos proceso modelį ir praktinę jo realizaciją bei modelius įvertinančius radiacijos šaltinio lokaciją, apšvitos sklidimą ir kaupimąsi laike. Tikslui įgyvendinti išskirti šie uždaviniai:

1. Atlikti mokslinės literatūros apžvalgą radiacijos šaltiniui lokalizacijai, apšvitimo sklidimui laike ir erdvėje vertinimo, trimačio vizualizavimo būdų,
2. Atlikti apšvito šaltinio lokalizaciją trimatėje erdvėje vienu laiko momentu;
3. Sumodeliuoti apšvitos šaltinio lokacijos tikslinimą laiko serijoje,
4. Atlikti apšvitos sklidimo modeliavimą nuo šaltinio trimatėje erdvėje,
5. Atlikti apšvitos kaupimosi laike ir erdvėje modeliavimą bei informatyvią vizualizaciją;
6. Sukurti praktinę algoritmo/vizualizacijos realizaciją,
7. Ištestuoti modelį lyginant modelio apskaičiuotą lokaciją bei apšvitos susikaupimą su žinoma lokacija bei apšvita,
8. Atlikti minimalios apšvitos optimizavimo uždavinį.

1. Mokslinės literatūros apžvalga

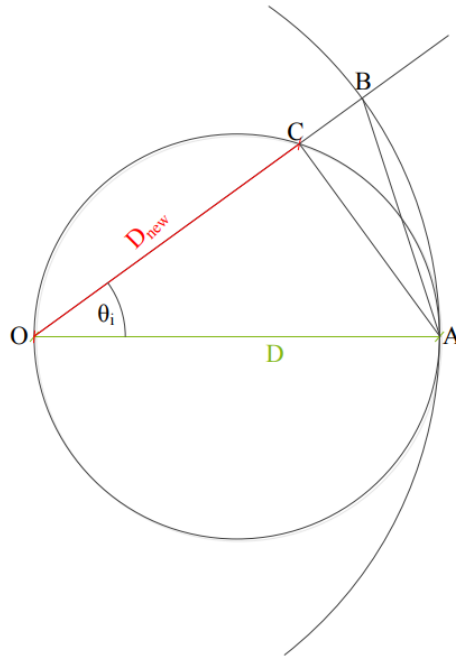
1.1. Lokalizacija

Lokalizacija buvo atlikta bakalauro darbe, tačiau nebuvo gautas geras tikslumas, todėl magistro darbe bus ieškoma, kaip atlikti lokalizaciją su didesniu tikslumu. Toliau aprašomi nagrinėti straipsniai, kurie manoma, jog turi potencialo būti naudingi gerinant lokalizacijos metodologiją. Toliau šiame poskyryje nagrinėjami straipsniai apie tai, kaip gerinti lokalizacijos tikslumą vienu laiko momentu, būdus tikslinti trajektoriją naudojant laiko seriją, biblioteką padėsiančią spręsti lokalizacijos lygtis.

1.1.1. Diskrečiu laiko momentu

Straipsnis [KEO09] rašo apie belaidžių ryšių komunikuojančių šaltinių lokalizaciją naudojant ryšio sensorius. Lokacija tokiais atvejais gali būti skaičiuojama naudojant signalo stiprumą, signalo priėmimo kampą, signalo priėmimo laiką bei signalų laiko skirtumus, iš šių parametrų dažniausiai skaičiuojamas atstumas iki šaltinio, kuris naudojamas lokalizacijai su multilateracija. Bet tokiu atveju įprastai reikia turėti inkarus - sensoriai kurie gali nuskaityti minėtus matavimus ir kurie žino savo lokaciją, nors literatūroje galima rasti ir metodų, kur sensoriai savo lokacijos nežino. Straipsnyje siūloma lokalizacijos metodika skirta naudoti, kai sensorių matavimai triukšmingi, technika pavadinta *Adaptuota Multilateracijos technika* (ang. Adapted Multi-Lateration technique, AML). Straipsnyje apibūdinama ši technika, lyginama su elementaria multilateracija tiek naudojant minimalų skaičių, tiek ir daugiau sensorių.

Straipsnis [ACM⁺17] yra apie *Python* programavimo kalbos atviro kodo biblioteką *SciPy*. *SciPy* yra kompiuterinė algebros sistema, implementacija parašyta Python kalba, o naudojimo sąsaja taip pat per Python. Biblioteka naudojama atlikti simbolinius skaičiavimus. Biblioteka taikoma kituose įrankiuose astronomijai, grynajai ir taikomajai matematikai ir t.t., gali būti naudojama išspręsti stambias lygčių sistemas naudojamas multilateracijoje. Toliau straipsnyje rašoma apie tai, kaip veikia *SciPy*, apie pagrindinius funkcionalumus.

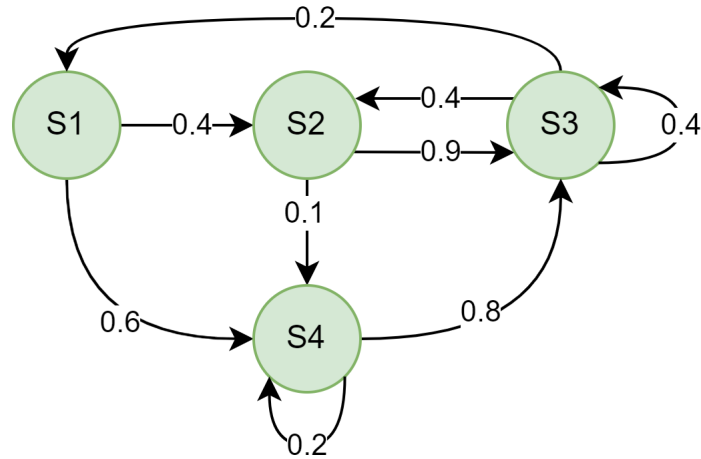


3 pav. Ilustracija iš [NKG⁺11]. O yra antena, A yra antenos kryptingumo taškas, su sąlyginiu atstumu D . C yra RFID žyma, o ϕ - kampas tarp antenos kryptingumo ir RFID žymos. Taip geometriškai iliustruojamas santykis tarp antenos fiksuojamos signalo stiprumo ir kampo. T.y. jei RFID žymos būtų padėtos taškuose A ir C, jų fiksuojamas signalo stiprumas būtų vienodas, nors iki žymos taške C atstumas mažesnis.

Straipsnyje [FDQ⁺21] kalbama apie kooperatyvią lokalizaciją, kai naudojami reliatyvūs atstumo ir kampo matavimai tarp lokalizuojamų mazgų. Pagrindinis dėmesys skiriamas naudojant signalo stiprumą, laikant, kad jis reprezentuoja atstumą. Tada taikomas Broyden–Fletcher–Goldfarb–Shanno algoritmas lokalizacijai.

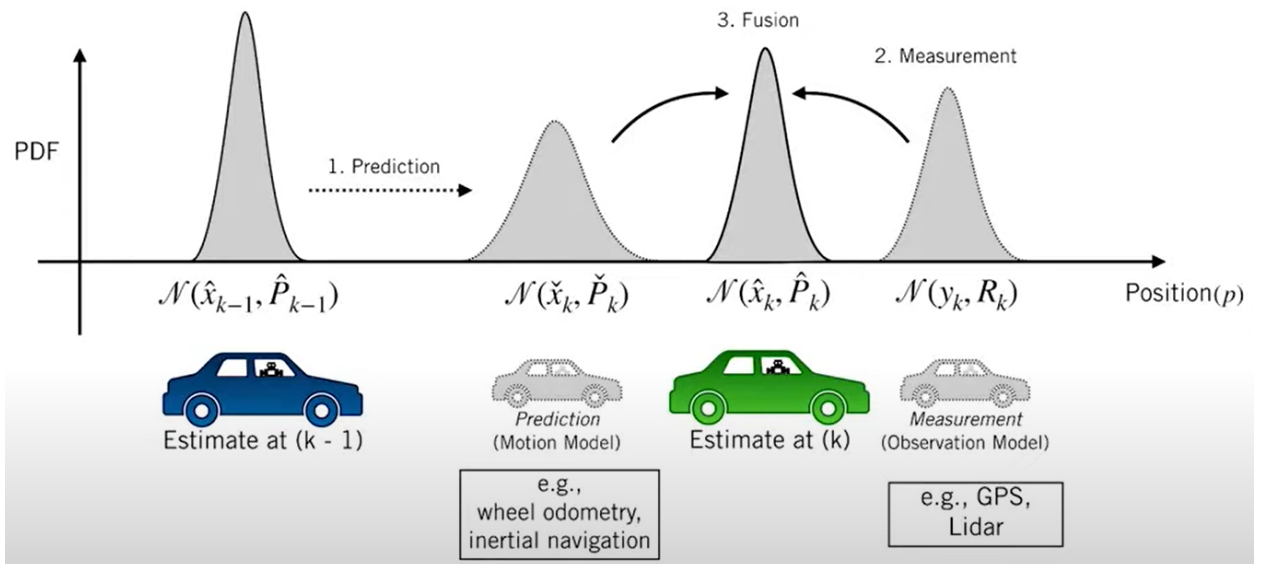
1.1.2. Per laiko seriją

Straipsnyje [LCB⁺16] lyginamas tik *stebėjimais-grįstos* (ang. observation-only, O2) lokalizacijos tikslumas su alternatyva, kai naudojami įvairūs regresiniai metodai į lokacijos estimaciją įtraukiantys anksčiau apskaičiuotus taškus. Kai lokalizacija atliekama diskretiems laiko momentams naudojant O2 metodus, tai lokacijos tikslumas kiekvienu laiko momentu priklauso tik nuo stebėjimų paklaidos, tad jos nereikia modeliuoti. Kita vertus, jei taikomi regresiniai metodai turi būti modeliuojamas būsenų kitimas, įprastai naudojant Markovo grandinių modelį (ang. Markov chain model), iliustruotą 4. Tačiau taikyme kuriami regresiniai modeliai gali būti netikslūs ir į skaičiavimus pridėti modeliuojant atsiradusią paklaidą, arba gali per drastiškai koreguoti rezultatus juos iškraipant vietoj patikslinimo. Toliau straipsnyje O2 metodas naudojamas kaip atskaitos taškas ir su juo lyginami rekursyvūs estimatoriai. Autoriai daro išvadą, jog regresiniai metodai ne visada padeda pasiekti geresnį rezultatą.



4 pav. Autoriaus iliustracija. Markovo grandinės modelis. Sistema turi apibrėžtas diskrečias būsenas (žalios), ir perėjimus tarp būsenų su tikimybėmis. Tikimybė patekti į būseną priklauso nuo ankstesnės būsenos ir būsenų perėjimo tikimybės.

Straipsnyje [NKG⁺11] siekiama sukurti modelį lokalizuoti pašto vežimėlius pašto sandėliuose. Tai daroma naudojant radijo bangų identifikacines (ang. Radio Frequency Identification, RFID) žymas, kurios prisegamos prie kiekvieno vežimėlio. Naudojant anteną fiksuojamas signalo stiprumas (ang. Received Signal Strength Indicator, RSSI). Šiame straipsnyje atkreipiamas dėmesys, kad antenos fiksuotas RSSI priklauso nuo kampo tarp antenos ir RFID žymos, ir tai išreikšta dviem matematiniais metodais, *geometrinės korekcijos* metodas atvaizduojamas iliustracija 3. Naudojant vieną iš pateiktų metodų atstumui nustatyti, taikomas *bekvapis Kalmano filtras* (ang. Unscented Kalman Filter, UKF) lokalizacijai atlikti, Kalmano filtras iliustruotas 5. Toliau straipsnyje detalai aiškinama, kaip perteiktus matematinius atstumo nustatymo metodus naudoti su UKF. Atlikus bandymus gauti rezultatai rodo, kad atsižvelgimas į kampą tarp antenos ir RFID ženkliai pagerino lokalizacijos tikslumą.



5 pav. Kalmano filtro iliustracija iš [TV21]. Ant vertikalios ašies - tikimybė, ant horizontalios - pozicija. Mėlyna mašinėlė (pozicija laiko momentu $k - 1$) naudojama pozicijos spėjimui laiko momentu k (pilka mašinėlė kairėje). Tada atliekamas pozicijos laiko momentu k matavimas naudojant sensorius (pilka mašinėlė dešinėje). Laiko momentu k spėjamos ir išmatuotos pozicijų tikimybinių tankio funkcijos sudedamos, gautos tikimybinių tankio funkcijos aukščiausias taškas - apskaičiuota pozicija laiko momentu k (žalia mašinėlė)

Konferencijos pristatyme [CAM08] aprašomas darbas, kuriuo siekta nustatyti judančio roboto lokaciją ir pasisukimą dvimatėje erdvėje. Roboto koordinatės nustatomos su palydoviniu pozicionavimu (Global Positioning System, GPS). Tada pritaikomas *išplėstinis Kalman filtras* (ang. Extended Kalman Filter, EKF), kuris yra Bajesinio filtro (ang. Bayesian filter) implementacija. Filtras naudojamas su Markovo grandinės modeliu. Darbe EKF naudotas nustatyti roboto pasisukimo kampą ir patikslinti roboto lokaciją, pirmiau nustatyta su GPS. Pranešimo rezultatuose teigiama, kad EKF sėkmingai nustatė roboto pasisukimo kampą ir pagerino lokacijos tikslumą (lyginant su originaliai nustatyta lokacija naudojant GPS). Straipsnyje [KJ15] rašoma apie būdus nustatyti objekto lokaciją naudojant jo *nuskaitytą skleidžiamo signalo stiprumą* (ang. Received Signal Strength Indicator, RSSI), tinklo įrenginiais (maršrutizatoriais). Autoriai mini, jog įprastai naudojamas signalo stiprumo antspaudavimas (ang. fingerprinting) naudoja ženklus kompiuterinius išteklius. Autoriai mini, kad rentabili alternatyva naudoti *išplėstinį Kalman filtrą* (ang. Extended Kalman Filter, EKF), tačiau jis turi aukštą skaičiavimo sudėtingumą. Darbe siūloma naudoti *pasvertą bekvapį Kalman filtrą* (ang. Scaled Unscented Kalman Filter, SUKF). Toliau straipsnyje rašoma kaip filtras buvo implementuotas, lyginami EKF ir SUKF naudojant skirtingus signalo sensorių skaičius. Rezultatuose gaunama, jog SUKF lokaciją nustatė tiksliau ir stabiliau, nei EKF.

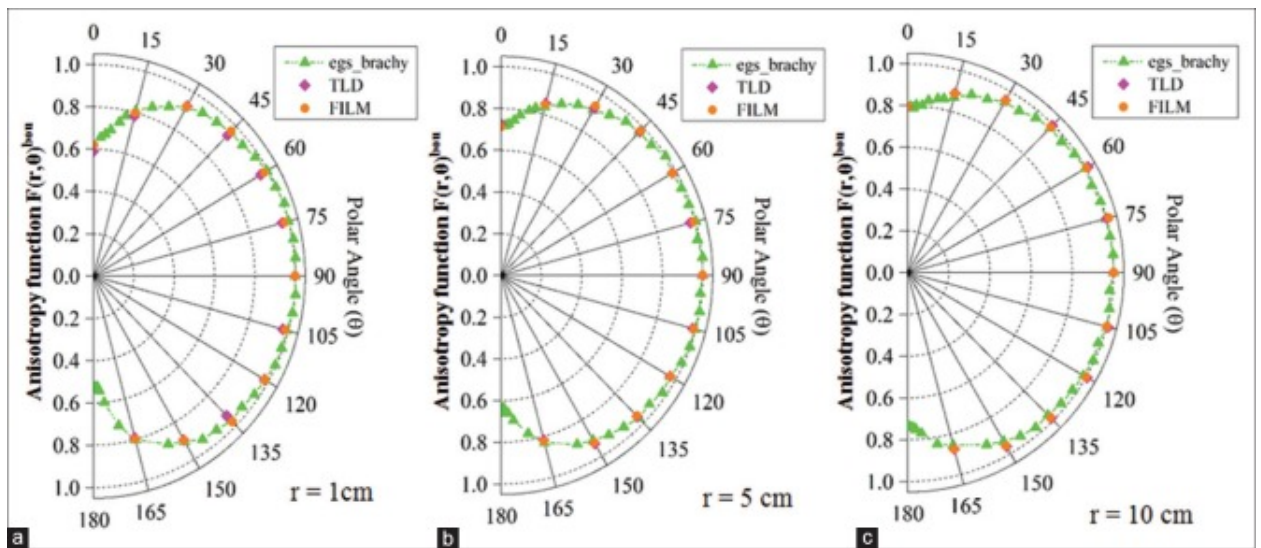
1.2. Fizikiniai iššūkiai

Realiam taikyme yra susiduriama su iššūkiais - neaišku kaip žmogaus kūno terpė paveikia apšvitos sugertį, kaip tiksliai sklinda radiacija priklausomai nuo radiacijos šaltinio konstrukcijos. Yra skirtingos metodikos skaičiuoti ir planuoti švitinimo dozę. Šiame poskyryje nagrinėjami straipsniai, kuriuose aptarinėjami ir eksperimentais tikslinami išvardinti neaiškumai, pateikiamos praktikoje naudojamos metodologijos.

1.2.1. Radiacijos šaltinis

Radiacijos šaltinio forma lemia ne vienodą radiacijos sklaidą į visas puses. Bakalauro darbe buvo naudotas supaprastintas modeliavimas, laikant, kad šaltinis skleidžia radiaciją į visas puses vienodai. Tačiau radiacijos šaltinis susideda iš radioaktyvaus elemento apvalkale, pritvirtinta prie troselio.

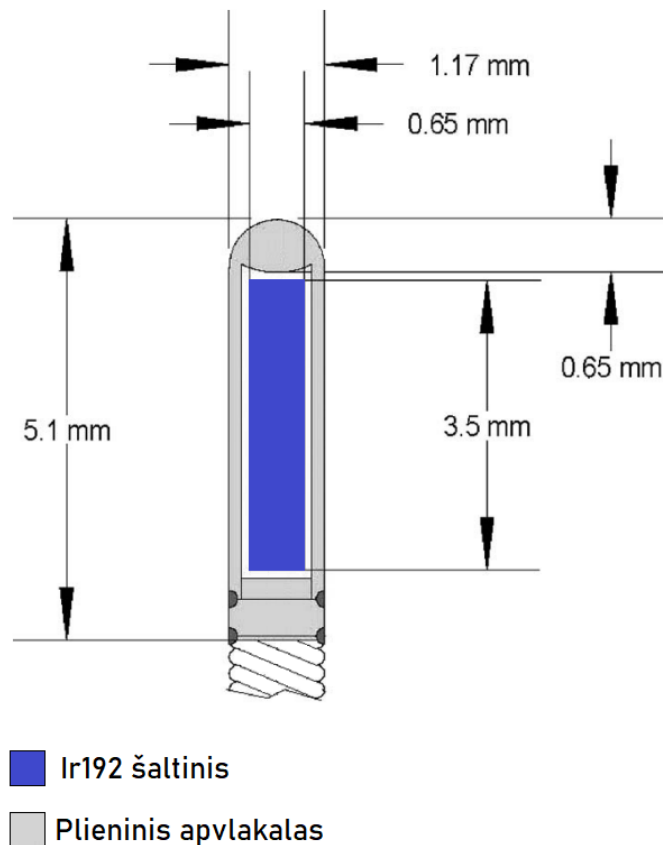
Straipsnyje [BMC19] siekiama išmatuoti praktikoje dažnai naudojamo radiacijos šaltinio *GammaMed Plus 192Ir* spindulinės (radialinės) apšvitos dozės funkciją ir anizotropijos (ang. anisotropy) funkciją. Atkreipiamas dėmesys į radiacijos šaltinio konstrukciją - pailga, išilgai nesimetriška, aplinkui simetriška. Siekiama rasti kaip skiriasi spinduliuotė priklausomai nuo kampo su radiacijos šaltinio ilguma, atsižvelgiant į tai jog šaltinio galai ne vienodi (vienas galas pritvirtintas prie troselio). Modeliuojama dviem būdais. Pirmas - eksperimentinis, naudojamas vandens fantomas į kurį leidžiamas radiacijos šaltinis ir matuojama spinduliuotė keičiantis spinduliuotės kampui. Antru atveju naudojamas Monte Karlo metodas, kuomet modeliuojamas radiacijos šaltinis. Vėliau straipsnio autorius lygina rezultatus gautus naudojant minėtus du metodus, rezultatai vaizduojami iliustracijoje 6.



6 pav. Matome straipsnyje [BMC19] pateiktus rezultatus. Tai yra anizotropijos funkcijos priklausomybė nuo kampo su radiacijos šaltiniu. Vertikaliuoji ašis, tai anizotropijos funkcijos vertė, puslankiu matome kintantį kampą su šaltiniu. 0 ir 180 laipsnių kampai yra radiacijos šaltinio galo ir troselio pusės, tačiau iš aprašo nėra aišku, kuris galas yra kuris. Matome trijų eksperimentų rezultatus skirtingu atstumu nuo radiacijos šaltinio, atitinkamai 1, 5 ir 10 centimetrų.

Prieš pristatant kitą išnagrinėtą straipsnį, svarbu pristatyti TG 40. TG40 (Test Group 40) buvo Amerikos Medicinos Fizikos Asociacijos (ang. American Association of Physics in Medicine) sukurta Radiacijos Terapijos Komitetas, kuris pateikė išsamią ataskaitą apie radioterapijos onkologijoje padėtį, pasiekimus bei kokybės užtikrinimo rekomendacijas. Ataskaitoje rašoma apie išorinės spinduliuotės radioterapiją, procedūrų planavimo kompiuterio sistemą, brachiterapiją. Brachiterapijos skyriuje dėstoma kokia informacija turi būti pateikta apie radiacijos šaltinį, šaltinį slankiojantį įrenginį (ang. afterloader) ir t.t. Literatūroje ši ataskaita sutinkama - autoriai seka rekomendacija, atlieka matavimus minimus ataskaitoje, taip gaunami nuoseklesni matavimai tarp mokslinių darbų.

Kitame straipsnyje [MM07] išleistame gerokai seniau buvo atliekamas panašus darbas (kaip anksčiau šiame poskyryje aptartame straipsnyje [BMC19]) - siekiama sumodeliuoti radiacijos šaltinio M-19 192Ir, matomo iliustracijoje 7 (Kitas radiacijos šaltinio modelis nei straipsnyje [BMC19]) apšvitos parametrus. Šis straipsnis sekė TG40 rekomendacijas. Buvo matuojama spinduliuotė ir nepriklausomai nuo kampo su šaltiniu ir priklausomai (anizotropija), modeliavimas atliktas dviejuose aplinkose - vandens ir oro, vertintas matavimo paklaidos priklausomybė nuo atstumo. Naudotas Monte Karlo metodas, realaus pasaulio eksperimentai nebuvo atlikti.



7 pav. Radiacijos šaltinis M-19 192Ir, nagrinėtas straipsnyje [BMC19] iš kurio paimta ir iliustracija, su autoriaus koregavimu išskiriant spalvas. Radiacijos šaltinis pavaizduotas nukreiptas į viršų, apačioje pavaizduotas troselis, prie kurio pritvirtinta kapsulė su radioaktyviu elementu.

1.2.2. Apšvitos sugertis

Eksperimentų metu adatos su dozimetrais ir radiacijos šaltinis leidžiami į fantomą, vienas toks matomas iliustracijoje 18. Fantomas yra ertmė, kurioje atliekami radioterapijos eksperimentai. Fantomų medžiaga gali būti vanduo, ledas, polimetilmetakrilato, polistireno ar kitos medžiagos. Tačiau realios operacijos metu ertmė yra žmogaus kūnas, o tiksliau - vėžio auglys. Toliau pristatomi straipsniai, kuriuose nagrinėjama, kaip apšvita priklauso nuo aplinkinės medžiagos.

Straipsnyje [SSV⁺10] siekiama ištirti kaip apšvita priklauso nuo fantomo medžiagos. Atskaitos tašku laikomas vanduo, visos kitos fantomų medžiagos lyginamos su vandeniu. Šiame darbe apart vandens naudoti tik kieti fantomai pagaminti iš: polimetilmetakrilato, polistireno, ledo ir RW1. Eksperimentai atlikti modeliuojant apšvitą Monte Karlo metodu. Toliau straipsnyje nustatoma, kiek kitos fantomų medžiagos skiriasi nuo vandens, kaip skirtumas didėja didėjant atstumui nuo radiacijos šaltinio.

Kitame straipsnyje [Fow11] išsamiai nagrinėjama kaip tiksliau reprezentuoti dozę. Siūlomas alternatyvus matavimas - biologiškai aktyvi dozė (ang. Biologically Effective Dose - BED), kurios skaičiavime atsižvelgiame į tokius faktorius kaip laiką, per kurį buvo sušvitinta dozė, kaip dozės efektyvumą paveikia laikotarpis tarp operacijų, kokia auglio radiacijos sugertis. Toliau straipsnyje nuodugniai nagrinėjami dozės skaičiavimo metodai ir matematiniai būdai tai atlikti.

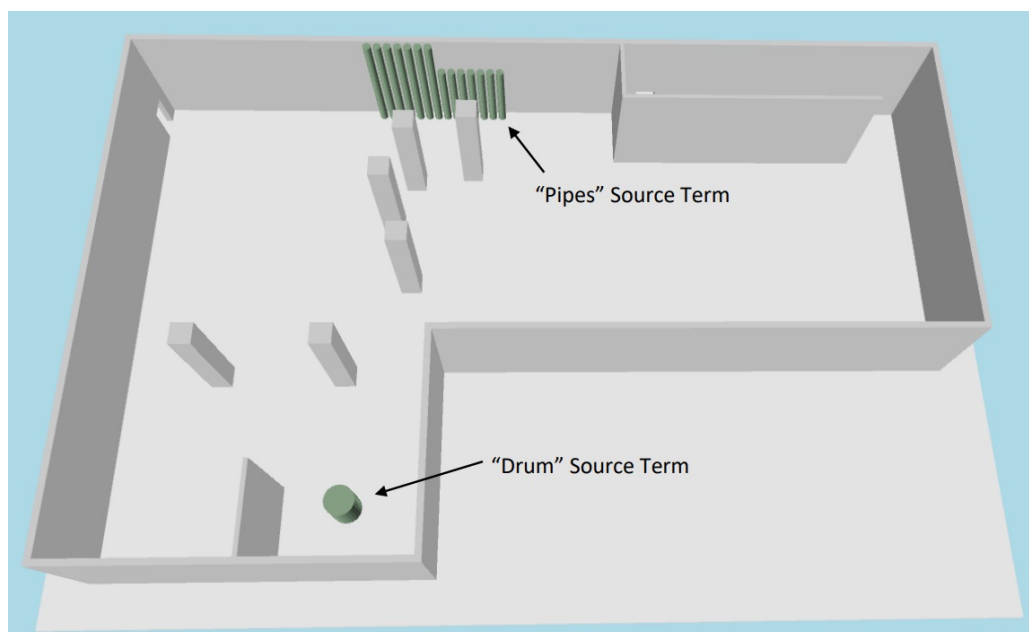
Straipsnyje [KLB⁺21] apžvelgiamos modernios metodikos išorinės radiacijos terapijos ir brachiterapijos (tiek aukštos tiek žemos dozėms) dozių planavimui ir sekimui per laiką. Pažymima jog anksčiau įprasta praktika buvo dvimačių nuotraukų darymas, iš jų analizuojant pažeistą vietą, planuojant operacijas ir sekant pasikeitimus. Kaip pagrindinis pasiekimas pastaraisiais metais iškeliamas perėjimas prie erdvinų modelių. Atkreipiamas dėmesys į dažnai naudojamą erdvinį mo-

deliavimą su vokseliais. Toliau aprašomi būdai kaip sumuojama apšvita, dažniausiai naudojama praktika pasitelkianti dozės-tūrio histogramą ir tiesiškai sumuojama apšvita iš skirtingų procedūrų.

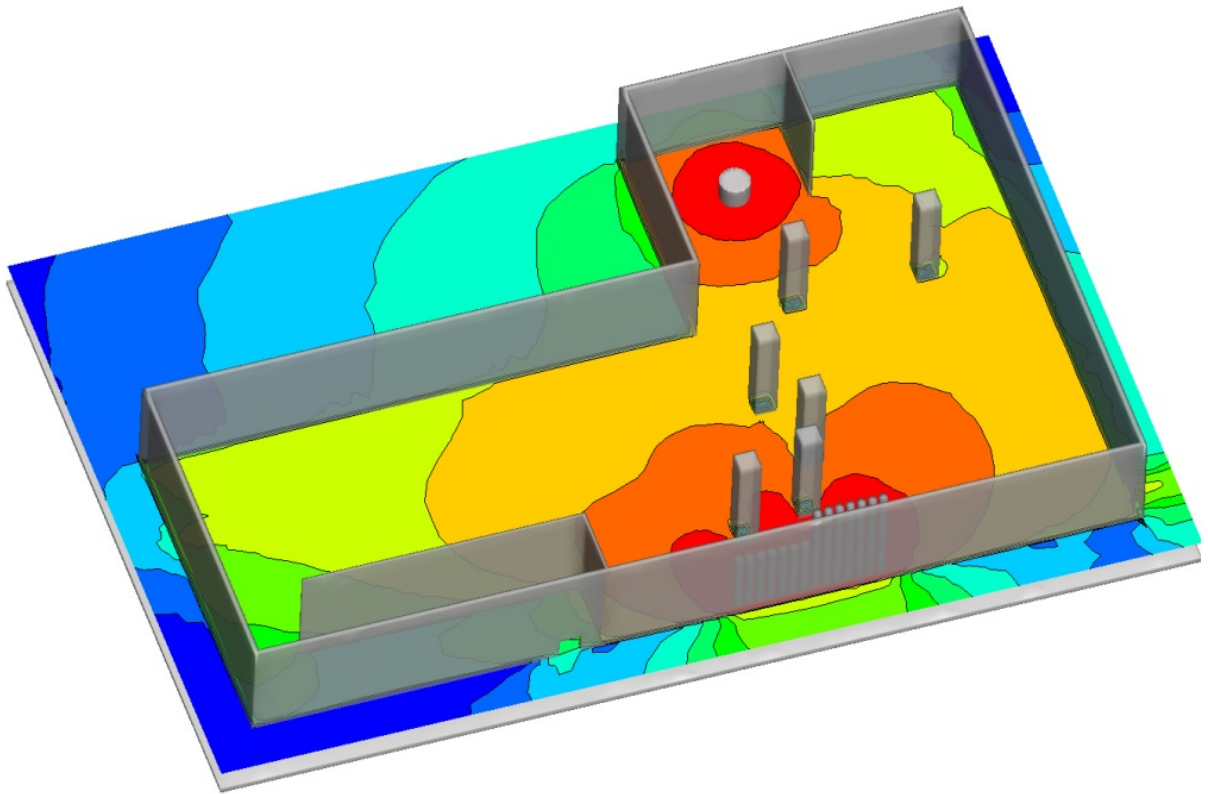
1.3. Vizualizavimas

Siekiant pritaikyti praktikoje sumodeliuotą radiacijos sklidimą ir kaupimąsi, šią informaciją reikia atvaizduoti taip, kad ji būtų naudinga radioterapijos specialistams. Turi būti aišku kiek apšvitos gavo skirtingi regionai erdvėje, vaizduojama apšvita negali uždengti kitų regionų, turi būti atvaizduota kita aktuali informacija: radiacijos šaltinis, dozimetrai, auglys. Toliau šiame poskyryje nagrinėjami straipsniai kuriuose naudotos vizualizacijos gali padėti sukurti vizualizavimo metodiką atitinkančią reikalavimus.

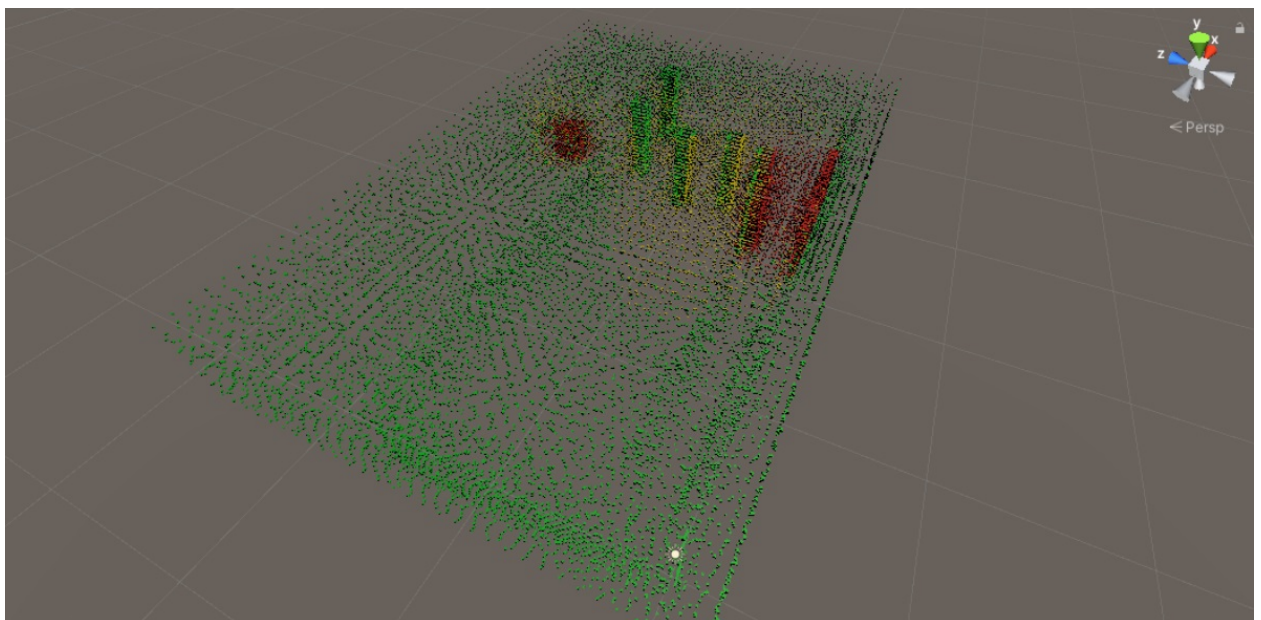
Straipsnyje [SPN⁺22] siekiama sumodeliuoti branduolines sistemas ir radiacijos dozės pasiskirstymą jose prieš sistemos eksploatacijos nutraukimą. Straipsnyje integruojami įvairūs įrankiai. Naudojant įrankį CAD (Computer-Assisted Design) sumodeliuojama branduolinė patalpa, matoma iliustracijoje 8. Įrankiu ADEPT (Advanced Dose Exposure Planning Tool) modeliuojama radiacijos dozė erdvėje, pritaikyta naudoti su virtualia realybe. Į ADEPT gali būti integruota informacija gauta iš kitų įrankių. Radiacijos dozė modeliuojama su PSIM (Particle Swarm Imaging), kuri naudoja radiacijos matavimus iš skirtingų branduolinės patalpos vietų bei dozė modeliuojama su Atila, kuris modeliuoja radiacijos sklidimą nuo šaltinio, kaip matoma iliustracijoje 9. Patalpos modelis, PSIM radiacijos dozės duomenys ir kitais įrankiais gauti duomenys suintegruojami į ADEPT, taip gauntas branduolinės patalpos modelis su sumodeliuotu apšvitos intensyvumu, su ADEPT sukurtas modelis tik be vaizduojamos patalpos matomas iliustracijose 10, 11 Tokią patalpą galima naršyti pasitelkus virtualią realybę ir planuoti darbų eigą, apsaugas nuo radiacijos, užtikrinti darbuotojų saugumą.



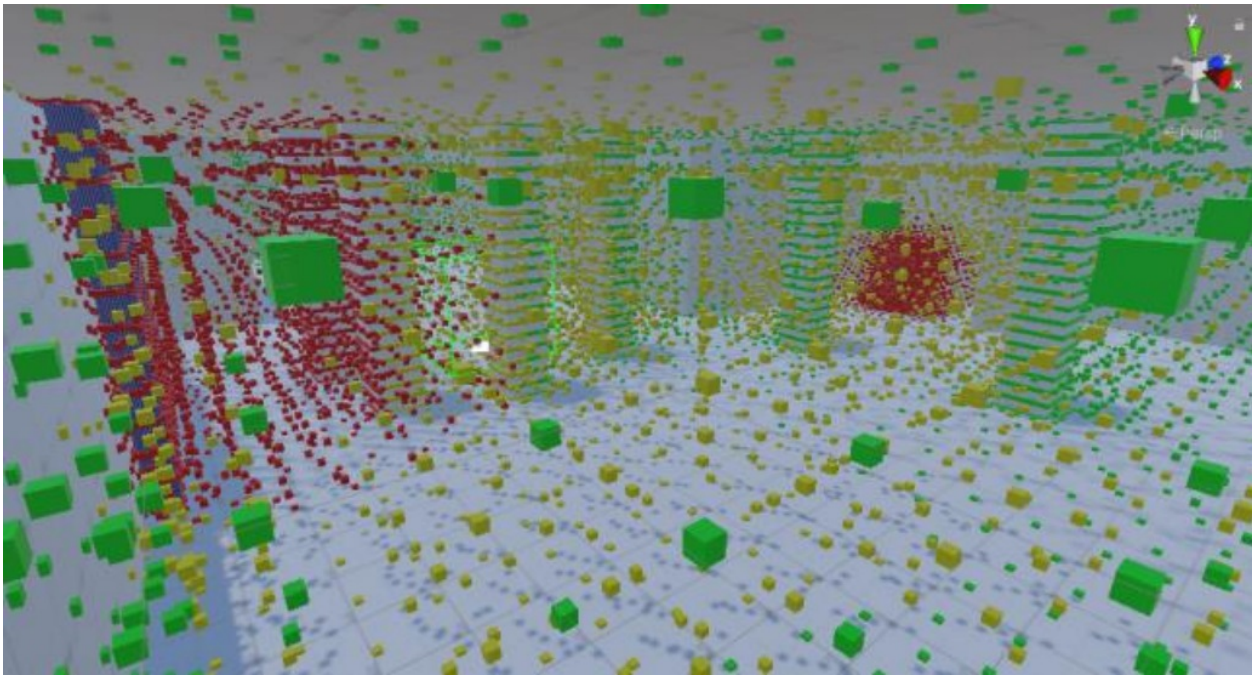
8 pav. Straipsnyje [SPN⁺22] sukurtas branduolinės patalpos modelis su CAD. Žali cilindrai skleidžia radiaciją.



9 pav. Iliustracijoje matome patalpą iš ankstesnės iliustracijos 8, bet su pridėtu dvimačiu spalvų intensyvumo žemėlapiu vaizduojančiu apšvitos dozės intensyvumą, kuris buvo gautas su įrankiu Atilla.

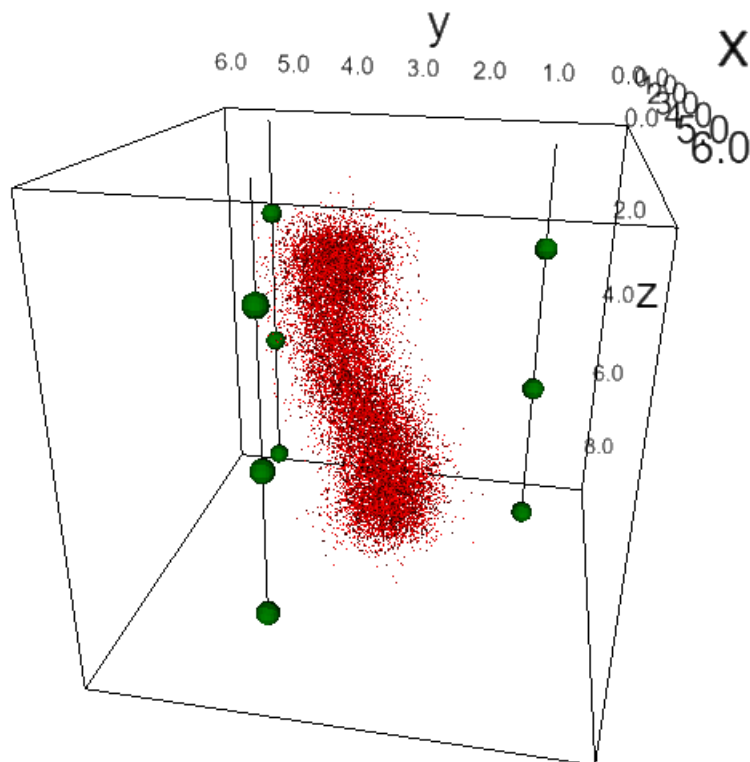


10 pav. Iš straipsnio [SPN⁺22], matoma ta pati patalpa, kaip iliustracijoje 8. Tačiau šioje iliustracijoje vaizduojama tik apšvitos dozės intensyvumas trimatėje erdvėje. Modelis gautas naudojant ADEPT įrankį, atvaizduota su įrankiu Unity.



11 pav. Iš straipsnio [SPN⁺22]. Iliustracija iš to pačio modelio kaip iliustracija 10, tik iš kitos pozicijos - sumodeliuotos patalpos vidaus.

Python biblioteka *matplotlib* [Hun07] gali būti naudojama kurti trimates vizualizacijas. Biblioteka suteikia įrankius atvaizduoti įvairias geometrines formas, pasirinkus spalvas, permatumą, įvairius kitus įrankius. Vizualizacija gali būti interaktyvi ir dinamiškai kintanti. Su *matplotlib* kurtos vizualizacijos pavyzdys yra iliustracija 12, kurioje vaizduojami brachiterapijos eksperimento rezultatai iš autoriaus bakalauro darbo.



12 pav. Autoriaus kurtoje vizualizacijoje pavaizduotos adatos su dozimetrais (žalia) ir viso eksperimento metu sukurta apšvita (raudona).

2. Sistemos reikalavimai

Šiame darbe kuriamas sistemos prototipas su modelio implementacija. Galutinė sistema būtų naudojama nacionalinio vėžio instituto brachiterapijos metu. Kurtam modeliui ir sistemos implementacijai buvo iškelti reikalavimai, kuriuos siekta dalinai arba pilnai išpildyti kuriant prototipą:

1. R1. Priima ir sprendžia uždavinį su realiu laiku gaunamais duomenimis;
2. R2. Veikia su devyniais ir daugiau dozimetų;
3. R3. Priima konfigūraciją su nustatytomis dozimetų lokacijomis bei pradine radiacijos šaltinio lokacija;
4. R4. Lokalizuoja radiacijos šaltinį su iki 2mm paklaida;
5. R5. Atvaizduoja apšvitą;

3. Identifikuoti sprendimai

Atlikus literatūros analizę į identifikuotas problemas buvo išaiškinti sprendimai arba daliniai sprendimai kurios eksperimento fazėje bus bandoma apjungti į veikiantį sprendimą.

3.1. Lokalizacija

Lokalizacija buvo spęsta bakalauro darbe naudojant multilateraciją, skaičiuojant lokaciją keletą kartų su skirtingomis dozimetų kombinacijomis iš šių tarpinių rezultatų galutinę lokaciją įvertinta brėžiant normaliuosius skirtingus kiekvienam tarpiniam rezultatui, juos sudedant. Gauti rezultatai buvo ženkliai netikslūs, šis lokalizacijos metodas eksperimente nebus kartojamas.

Bus bandoma atlikti lokalizacija kitais metodais. Iš dozimetų fiksuoto radiacijos stiprumo įvertinti atstumą iki radiacijos šaltinio bus bandoma atsižvelgiant į kampą tarp dozometro ir radiacijos šaltinio, kaip aprašyta straipsnyje [NKG⁺11]. Tačiau radiacijos šaltinis radiaciją skleidžia kitaip nei antena, todėl bus naudojama radiacijos sklaidimo priklausomybė nuo kampo praktikoje naudojamo radiacijos šaltinio M-19 192Ir, kuri buvo ištirta [MM07]. Nustačius atstumus bus galima modeliuoti galimas tarpines lokacijas, o galutinę gauti naudojant normaliuosius skirtingus, kaip iliustruota 15. Kitas metodas - apskaičiuoti vidutinį atstumą nuo kiekvieno dozometro ir pritaikyti BFGS, kaip tai buvo daroma [FDQ].

Sprendžiant iš išvadų pateiktų [CAM08; KJ15; LCB⁺16; LPC16] sprendžiama, kad regresiniai metodai trajektorijai tikslinti gali būti naudingi. Tad planuojama kurti Markovo grandinės modelį radiacijos šaltinio judėjimui, tačiau Markovo grandinės modelis naudojamos su diskrečiomis būsenomis, todėl darbe bus taikomas Markovo grandinės variantas pritaikytas tolydžiai būsenų aibei, kaip aprašyta [PSS23]. Kuriant Markovo grandinės modelį reikės atsižvelgti į tai, kad radiacijos šaltinis slankiojamas tiesiose vamzdeliuose, tad tikėtina, kad ir radiacijos šaltinis judės tiesiomis linijomis, nebent pajudėtų vamzdeliai (taip gali nutikti, nes operacija vykdoma žmogaus kūne). Taip pat bus pritaikytas *Kalman filtras* [KJ15] patikslinti radiacijos šaltinio pasisukimo kampui ir esamai vietai. Šis metodas pasirinktas, nes [KJ15] išvadose vaizduojama, kad jis turėjo geriausią rezultatą.

3.2. Fizikiniai įšūčiai

Apie dozimetrus šio teksto rašymo metu informaciją nėra publikuota, tad dėl aktualios informacijos apie dozimetrus eksperimentams bus kreipiamasi į Nacionalinio Vėžio Instituto medicinos fizikus.

Reikalingi radiacijos šaltinio parametrai bus naudojami iš [BMC19; MM07]. Kiekvienu laiko momentu bus sumodeliuojama paskleista radiacijos dozė nuo praeito laiko momento, atsižvelgiant į tai, kokia medžiaga naudojama kaip radiacijos šaltinis ir į naudojamo radiacijos šaltinio spinduliuotės priklausomybę nuo kampo. Dozė bus modeliuojama vokseliais, atitinkamai pagal planuojamą vizualizavimą. Kur kiekvienam vokseliui bus sumuojama dozė kiekvienu laiko momentu. Sprendžiant iš [KLB⁺21] dozės bus sumuojamos tiesiškai, tačiau vokselio modeliuojama sugertis priklausys nuo eksperimento terpės, t.y. fantomo medžiagos arba žmogaus kūno [SSV⁺10]. Dozė bus matuojama *grėjais* (Gy), netaikant *biologiškai efektyvios dozės* (ang. Biologically Effective Dose, BED) metodikos [Fow11], dėl dviejų priežasčių. Pirma, šis darbas atliekamas aukštos spinduliuotės dozės brachiterapijos kontekste, šios procedūros trunka trumpai. Antra, šiame darbe neatsižvelgiama į radiacijos dozės sumavimą per kelias operacijas. BED didelį dėmesį skyrė į tai, per kokį laiką išdėstoma dozė, kaip dozės efektyvumas priklauso nuo laiko tarpo tarp operacijų, todėl šiame darbe taikyti BED neprasminga.

3.3. Vizualizavimas

Vizualizacijai bus naudojama *python* biblioteka *matplotlib* [Hun07]. Atvaizduojama bus: dozimetų adatos su pažymėtais dozimetrais, esama radiacijos šaltinio lokacija ir pasisukimo kampas, buvusi radiacijos šaltinio trajektorija, visos operacijos metu susikaupusi apšvitos dozė. Vizualizavimas eksperimento metu bus dinamiškas, kiekvienu laiko momentu atnaujinant radiacijos šaltinio lokaciją ir kryptį bei apšvitos dozę. Vizualizacija bus interaktyvi, jog būtų galima stebėti iš norimo kampo. Dozė bus vizualizuojama, kaip radiacijos pasklidimas buvo vaizduojamas [SPN⁺22], paveiksle 10 11. Eksperimento erdvė bus suskirstyta į vokselius, kiekvieną vokselį reprezentuos nedidelė trimatė forma vokselio centre, pasirenkant jų didį tokį, jog būtų aiškiai matoma dozė visoje eksperimento erdvėje. Šių geometrinių formų kintanti spalva reprezentuos to vokselio gautą dozę.

4. Metodika

4.1. Lokalizacija vienu laiko momentu

Anksčiau buvo spręsti atskirai spręsti atstumo tarp šaltinio ir dozimetro skaičiavimą naudojant dozimetro matavimus, o atskirai - radiacijos šaltinio lokacijos skaičiavimą, naudojant minėtus atstumus. Tačiau toks lokalizacijos dalinimas į du žingsnius turėjo problemą - iš išmatuotos radiacijos negalima nustatyti atstumo, nes matavimai priklauso ir nuo kampo [BMC19].

Radiacijos intensyvumas, dėl naudojamo radiacijos šaltinio formos, priklauso nuo dviejų kintamųjų - atstumo ir kampo. Reikalingos dvi funkcijos: radiacijos intensyvumui nuo atstumo - radialinė, o nuo kampo - anizotropija.

Dozimetrai visos procedūros metu nejuda, jų vietos žinomos. Šaltinis procedūros metu juda. Kiekvienas dozimetras kiekvienu laiko momentu atsiunčia radiacijos matavimą. Dozimetro matavimas, tai vienas skaičius, indikuojantis fiksuotos radiacijos sąlyginį stiprumą.

4.1.1. Radialinė funkcija

Radialinė funkcija - radiacijos priklausomybė nuo atstumo ir sugerties. Radiacija, tolstant nuo šaltinio mažėja eksponentiškai, priklausimai nuo terpės sugerties pagal formulę (1), kur dozė d , atstumas r , o k_1 ir k_2 - koeficientai sugerčiai.

$$d(r) = k_1 \cdot e^{k_2 \cdot r} \quad (1)$$

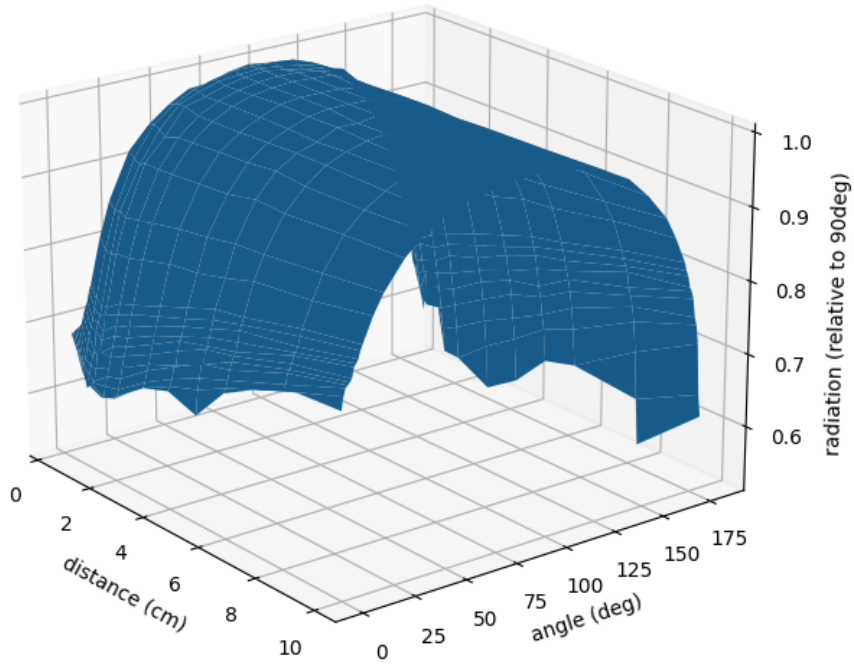
Koeficientai nėra žinomos, jos priklauso nuo medžiagos, per kurią sklinda radiacija. Tačiau jos gali būti pritaikytos su kontroliniu bandymu, kai žinomas ir atstumas nuo šaltinio iki dozimetro ir dozimetro matavimas.

4.1.2. Anizotropijos funkcija

Radiacijos šaltinis naudojamas brahiterapijoje susideda iš radioaktyvios medžiagos, plieniniame apvalkale, o viename gale kapsulė yra pritvirtinta prie troso, kuris eina iki slankiojimo aparato. Radiacijos šaltinio struktūra (pav. 7) lemia ne vienodą radiacijos sklaidą į visas puses - dėl troso ir storo antgalio, šiomis kryptimis radiacija sklinda prasčiausiai, o geriausiai - stačiai nuo šaltinio. Radiacijos šaltinis ant išilgosios ašies yra panašus į cilindrą ir visomis kryptimis simetriškas.

Anizotropijos funkcija naudoja du kintamuosius - kampą ir atstumą, tačiau ja apskaičiuojamas ne realus radiacijos intensyvumas, o sąlyginis fiksuotu atstumo, lyginant su stačiu kampu. Straipsniuose [WXD+21; BMC19] buvo modeliuota šaltinio Ir192 anizotropija Monte Karlo metodu. Ilustracijoje 6 pavaizduota sąlyginė intensyvumo priklausomybė nuo kampo trim skirtingais atstumais, kur ties 90° intensyvumo vertė lygi vienam. Radiacijos šaltinio galo kryptis yra ties 0°, o troso kryptis - ties 180°. Radiacija neženkliai geriau sklinda 0° kryptimi, nei 180°.

Straipsnyje [BMC19] buvo pateikta detali sąlyginių matavimų lentelė (duomenys vizualizuoti iliustracijoje 13). Priklausomybė nuo kampo panaši į parabolę. Priklausomybė nuo atstumo - tiesioginė, tiesinė. Todėl didėjant atstumui parabolės plokštėja.



13 pav. Anizotropijos duomenų iš [WXD+21] vizualizacija. Duomenys rodo radiaciją, sąlyginai su 90 prie to atstumo. Radiacijos priklausomybė nuo kampo yra panaši į parabolę. Didėjant atstumui parabolė plokštėja, nes radiacijos priklausomybė nuo kampo mažėja

Straipsniuose [WXD+21; BMC19] intensyvumas modeliuotas Monte Carlo metodu, tačiau lokalizacijai reikalinga anizotropijos funkcija. Pagal turimus duomenis modeliuota sąlyginė intensyvumo priklausomybė nuo sklaidimo kampo ir atstumo. Imta bendra parabolės formulė (2), priklausomai nuo kampo ir atstumo, nors atstumas tiesiogiai parabolės formulėje nenaudotas. Tačiau koeficientai a_1, a_2, a_3 pakeistos tiesinėmis funkcijomis 3 4 5. Lieka nežinomos koeficientai $a_{11}, a_{12}, a_{21}, a_{22}, a_{31}, a_{32}$. Nežinomas konstantas galima atitaikyti naudojant anizotropijos lentelės duomenis, iliustruotus 13.

$$d_a(r, \theta) = a_1(r) + a_2(r) \cdot \theta + a_3(r) \cdot \theta^2 \quad (2)$$

$$a_1(r) = a_{11} + a_{12} \cdot r \quad (3)$$

$$a_2(r) = a_{21} + a_{22} \cdot r \quad (4)$$

$$a_3(r) = a_{31} + a_{32} \cdot r \quad (5)$$

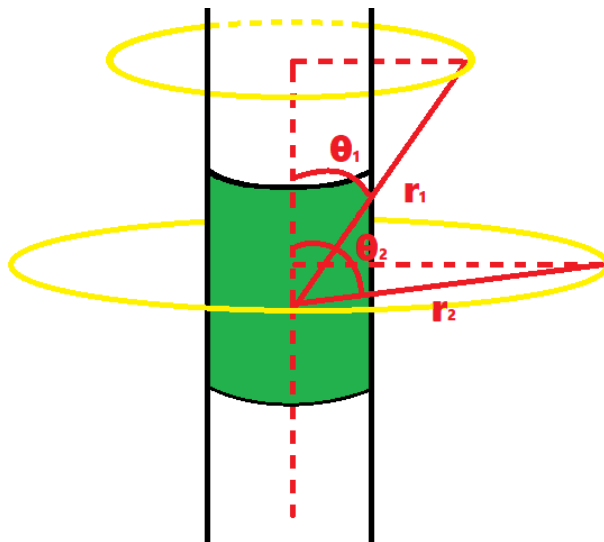
4.1.3. Lokalizacija naudojant radiacijos intensyvumą

Turimas radialinę (1) ir anizotropijos (2) funkcijas sudauginus gaunama radiacijos intensyvumo priklausomybė nuo kampo ir atstumo (6), šis intensyvumas sąlyginis tik dozimetų matavimams. Gauti intensyvumą, įprastai naudojamais matais - grėjais - reiktų padauginti iš dar vieno koeficiento, kuris priklauso nuo šaltinio, tačiau šiame darbe apsiribota naudoti tik sąlyginį intensyvumą.

$$d(r, \theta) = (a_1(r) + a_2(r) \cdot \theta + a_3(r) \cdot \theta^2) \cdot (k_1 \cdot e^{k_2 \cdot r}) \quad (6)$$

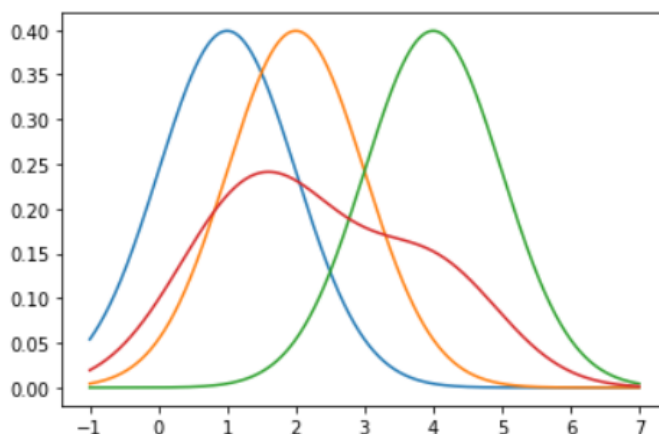
Vienu laiko momentu turimas tik vienas matavimas kiekvienam dozimetui, tačiau du nežinomieji, todėl iš turimos formulės (6) išsivesti atstumą r arba kampą θ nenaudinga. Turint dozimetų matavimą, galimi sprendiniai yra begaliniai, nes kampas yra realus skaičius, priklausantis aibei $\theta \in [0^\circ, 180^\circ]$, o taip pat atstumas $r \in (0, \infty)$.

Naudojant intensyvumo formulę bus sudaroma detali intensyvumo priklausomybės nuo kam-
po ir atstumo lentelė. Kiekvienam dozimetromatavimui lentelėje ieškomi atitikmenys su įvesta
paklaida ϵ , surenkama aibė galimų atstumo ir kampo porų. Kiekvienai atstumo ir kampo porai ap-
skaičiuojamas taškas (14 iliustruota raudonai), tačiau, dėl simetriškumo apie išilginę ašį, šaltinis
tuo atstumu ir kampu gali būti iš bet kurios dozimetrompusės (14 iliustruota geltonai). Šiuo atveju,
pagal kiekvieną tokį apskritimą bus generuojami taškai.



14 pav. Autoriaus iliustracija. Pavaizduota radiacijos dozimetromadata, su dozimetrom(žalias). Su
matavimu d , yra daug galimų atstumo ir kampo porų, dvi poros (r_1, θ_1) ir (r_2, θ_2) vaizduojamos
ilustracijoje. Geltonai pažymėtos visos galimos radiacijos šaltinio vietos su viena atstumo ir kampo
pora.

Aplink kiekvieną dozimetromsugeneruojamos galimos radiacijos šaltinio lokacijos. Kiekvie-
nai lokacijai ant kiekvienos ašies brėžiamas normalusis skirstinys, kaip iliustruojama 15. Kiek-
vienai ašiai sumuojamos normaliųjų skirstinių funkcijos, imama didžiausia šios sumos vertė. Taip
randama, kur taškai sugeneruoti tankiausiai, laikant, kad tai labiausiai tikėtina radiacijos šaltinio
vieta tuo laiko momentu.



15 pav. Normaliųjų skirstinių ir jų sumos funkcijos. Mėlynas, geltonas ir žalias - normalieji skirs-
tiniai, raudona - jų suma. Sumos didžiausia vertė 1.5. Skirstiniai iliustraciniai, ne iš eksperimento

4.1.4. Išskirti lokalizacijos metodai

Pirmu lokalizacijos metodu bus generuojami žiedai įvairiais kampais nuo dozometro, kaip paveiksle 14. Naudojant normaliųjų skirstinių sumą randama tankiausia šių taškų vieta, laikant, kad tai tikėtina radiacijos šaltinio lokacija.

Antras metodas lokalizacijai spręsti taip pat naudos radialinę ir anizotropijos funkcijas, tačiau bus bandoma rasti tikėtiną atstumą nuo dozometro atmetant nuožulnius kampus, kuriais apšvita sklinda prasčiausiai. Taip bus formuojama sfera apytiksliai atitinkanti galimas lokacijas, pagal fibonači sferos [HN04] algoritmą bus generuojami taškai sferos paviršiuje. Kaip ir pirmu metodu, bus naudojama taškų normaliųjų skirstinių suma tankiausiai vietai rasti.

Trečiu metodu bus randamas atstumas nuo dozometro iki radiacijos šaltinio, kaip ir antrame metode. Tačiau nebus generuojami papildomi taškai. Naudojant dozimetų koordinates ir rastus radiacijos šaltinio atstumus iki jų bus taikomas Broyden–Fletcher–Goldfarb–Shanno algoritmas radiacijos šaltiniui.

4.2. Lokalizacija serijoje

Radiacijos šaltinis nešokinėja atsitiktinai, jis yra slenkamas adatų viduje. Todėl kiekviena lokacija priklauso nuo buvusios anksčiau. Naudojant ankstesnes šaltinio lokacijas galima tikslinti einamas.

Straipsnyje [NKG⁺11] buvo naudojama radijo antena sekant robotų vietas patalpoje. Robotai buvo sekami nuolat, o jų trajektorijoms tikslinti buvo naudojamas Kalmano filtras. Kalmano filtras gali naudoti įvairius galimus matavimus. Kiekviename žingsnyje yra atliekamas spėjimas, patikslinamas matavimais, bei patikslinama spėjimams naudojama kovariacijos matrica. Kadangi radiacijos šaltinis juda tolygiais žingsniais ir vienoda trajektorija, tai Kalmano filtras procedūros eigoje rezultatą gerintų. Tačiau reikia parinkti tinkamus parametrus.

Modelis naudoja dvi kintamas vertes - būseną a ir kovariacijos matricą P , kurioms parenkamos pradinės vertės a_0 7 ir P_0 8. Kadangi modeliuojamas trimatėje erdvėje judantis radiacijos šaltinis, būseną modeliuojama su šešiais elementais - trys kiekvienai koordinatei ir trys greičiui kiekviena ašimi. Pradinės būsenos koordinatės spėjamos pagal skylės, į kurią leidžiamas radiacijos šaltinis, koordinatės ir gylį, pradinis greitis kiekviena ašimi - 0. Pradinė kovariacijos matrica - tapatumo matrica.

$$a_0 = [x, y, z, v_x, v_y, v_z]; v_x, v_y, v_z = 0 \quad (7)$$

$$P_0 = I_6 \quad (8)$$

Nekintantys parametrai yra būsenos pokyčio modelis F , kontrolinės įvesties modelis B su kontroliniu vektoriumi u , stebėjimų modelis H , proceso kovariacijos triukšmas Q , ir stebėjimų kovariacijos triukšmas R , parinkti su bazinėmis vertėmis 9.

$$F = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & 1 \\ 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}, H = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}, B = \begin{bmatrix} 1/2 \\ 1 \\ 1/2 \\ 1 \\ 1/2 \\ 1 \end{bmatrix}, Q = I_6, R = I_3 \quad (9)$$

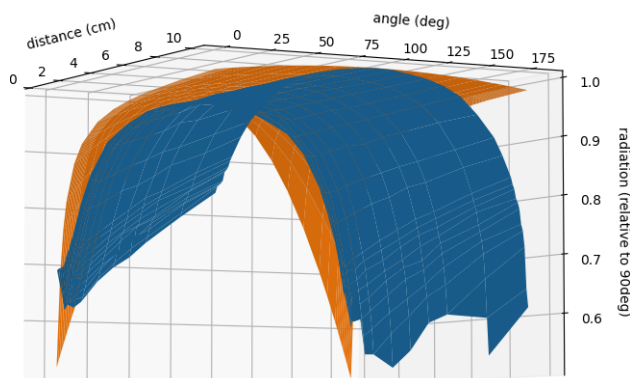
Jei lokalizacija vienu laiko momentu pakankamai tiksli, Kalmano filtras gali tik labiau iškraipyti vertes. Taip pat gali būti netikslumo dėl šaltinio judėjimo žingsniais, nes tokiu atveju būsenos greičio parametrai neatitiks judėjimo.

4.3. Dozės skaičiavimas

Žinant radiacijos šaltinio lokaciją kiekvienu laiko momentu, galima skaičiuoti apšvitą erdve. Supaprastinant skaičiavimus, laikoma, kad radiacijos šaltinio 0° kryptis sutampa su ašimi z . Erdvė sudalinama į vokselius. Apskaičiuojamas Euklido atstumas tarp radiacijos šaltinio ir kiekvieno vokselio. Su sinuso formule trikampiui apskaičiuojamas kampas tarp šaltinio ir kiekvieno vokselio. Turint atstumus ir kampus tarp šaltinio ir vokselių, naudojame dozės formulę 6. Dozės formulė yra sekunde, tai dozė dar padauginama iš laiko skirtumo tarp dviejų matavimų. Apšvitos dozės skaičiuojamos su kiekvienu matavimu ir sumuojamos. Rezultate - vokseliai reprezentuojantys apšvitą erdvės taške.

4.4. Vizualizavimas

Tarpiniams dvimačiams skaičiavimams, pradiniais duomenimis, daugeliui kitų dvimačių vizualų naudojama *Python* biblioteka *matplotlib*. Ši biblioteka leidžia atvaizduoti duomenis tiksliai ir aiškiai, galima konfigūruoti ašis ir gradavimą. Tačiau trimatėms vizualizacijoms dažnai netinka, nes trimačiai duomenys vaizduojami iš dvimatės perspektyvos, trimačius paviršius piešiant vieną ant kito 16.



16 pav. Anizotropijos duomenys neteisingai persidengia su anizotropijos funkcija

Kai kuriems trimačiams vizualams naudojama *Python* biblioteka *PyVista*. Ši biblioteka naudoja 3D vizualizacijai kurtą variklį, galima paišyti daug, įvairių, prasikeičiančių figūrų. Tačiau ši biblioteka turi nemažai problemų su ašimis ir gradavimu, todėl duomenų įprastai nėra galimybės atvaizduoti tiksliai. Su šia biblioteka sukurti vizualai yra sąlyginiai, todėl nors ašių vertės ir gradavimai gali būti netikslūs, tačiau matomas bendresnis vaizdas.

4.5. Kelio optimizacija

Kelio optimizacija, tai atvirkščias uždavinys lokalizacijai ir dozės skaičiavimui. Tokio uždavinio įvestis būtų erdvė ir jai reikiamas apšvitos kiekis, o rezultatas - lokacijos ir laikai radiacijos šaltiniui, kuriomis būtų užtikrinama, kad identifikuota erdvė būtų pakankamai apšvitinta per minimalų laiką, taip sumažinant aplinkinės erdvės apšvitą.

Ankstesniame skyriuje nagrinėtą metodiką, išdalinant erdvę į vokselius, kiekvienam vokseliui priskiriant radiacijos vertę, galima pritaikyti ir čia. Dalis erdvės yra ta, kurią reikia apšvitinti.

Radiacijos šaltinis gali judėti tik palei adatą fiksuotais intervalais, todėl jo judesys gali būti modeliuojamas ant vienos ašies. Radiacijos šaltinis sprendimo pradžioje ir pabaigoje turi grįžti į pradinį tašką.

Tokiam keliui optimizuoti galima pritaikyti dinaminio programavimo algoritmą. Algoritmas rekursyviai bandytų skirtingus galimus kelius, kol rastų tinkamą sprendimą. Modeliui būtų apibrėžtos tokios sąlygos:

- Radiacijos šaltinis juda tik fiksuoto ilgio žingsniais. Galimi manevrai: paeiti atbulomis, stovėti, paeiti priekin,
- Jei einamoji radiacijos šaltinio pozicija nėra apšvitos plane, stovėti negalima,
- Kelias tinkamas, jei visa suplanuota erdvė pakankamai apšvitinta,

Tačiau tokiam algoritmui radiacijos planą reikia išreikšti, jog atitiktų radiacijos šaltinio pozicijas. Tam apskaičiuojama kiekvienai pozicijai apšvita, reikalinga statmenai adatai tolimiausiam plano taškui. Algoritmas tada po kiekvieno žingsnio skaičiuoja apšvitą kiekvienai pozicijai.

5. Eksperimentas

5.1. Įranga

5.1.1. Dozimetrai

Dozimetrai yra radiacijos sensoriai, fiksuojantys spinduliuotę. Dozimetrai buvo kurti medicinos fizikų iš NVI. Po tris dozimetrus buvo tvirtinta ant adatos lygiais atstumais, kaip pavaizduota iliustracijoje 17. Operacijos metu adatos su dozimetrais leidžiamos į kūną, kaip ir radiacijos šaltinis, tačiau adatos su dozimetrais neslankiojamos, o dozimetų lokacijos žinomos. Kiekvienas dozimetras kiekvienu laiko momentu gražina sąlyginę radiacijos vertę, kuri neatitinka jokio standartiškai naudojamo mato. Ši informacija buvo pateikta medicinos fizikų žodžiu ir šio darbo rašymo metu nėra išleista literatūra apie šiuos dozimetrus.



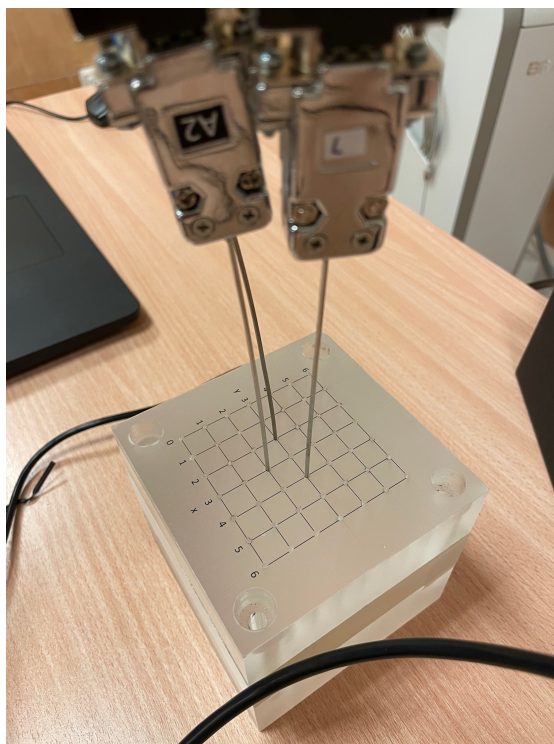
17 pav. Nacionalinio Vėžio Instituto medicinos fizikų darytoje nuotraukoje matomas adata prie kurios pritvirtinti radiacijos dozimetrai (mėlyni)

5.1.2. Radiacijos šaltinis

Naudojamas radiacijos šaltinis, toks pat koks modeliuotas straipsniuose [W XD+21; BMC19]. Todėl eksperimentui bus naudojama anizotropijos lentelė 13 iš [W XD+21]. Tačiau [W XD+21] naudojo vandens fantomą, o vėžio institutas iš skirtingų plastikų - tai gali turėti įtakos radiacijos sugerčiai.

5.1.3. Fantomas

Eksperimentui atlikti naudojami du fantomai. Fantomas - tai blokas su skylutėmis pagamintas iš plastiko. Fantomas imituoja žmogaus kūno terpę, o skylutės fantome - susmeigtas tuščiavidurės adatos, į kurias leidžiamos dozimetų adatos ir radiacijos šaltinis. Fantomo gylis - 123mm, skylutės sugręžtos septyniomis eilėmis ir septyniais stulpeliais kas 10mm.



18 pav. Nacionalinio Vėžio Instituto medicinos fizikų darytoje nuotraukoje matomas kietas fantomas, su suleistomis adatomis su dozimetrais.

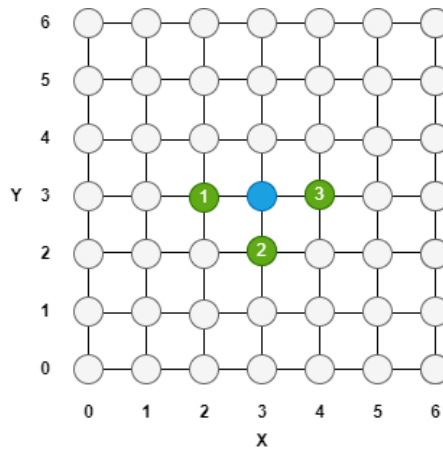
Pirmo fantomo skylutės buvo gręžtos ir galimai nėra visai statmenos, tačiau nežinoma kokia paklaida gali būti. Antras fantomas spausdintas trimačiu plastiko spausdintuvu, laikoma, kad jis yra tikslesnis.

5.2. Duomenys

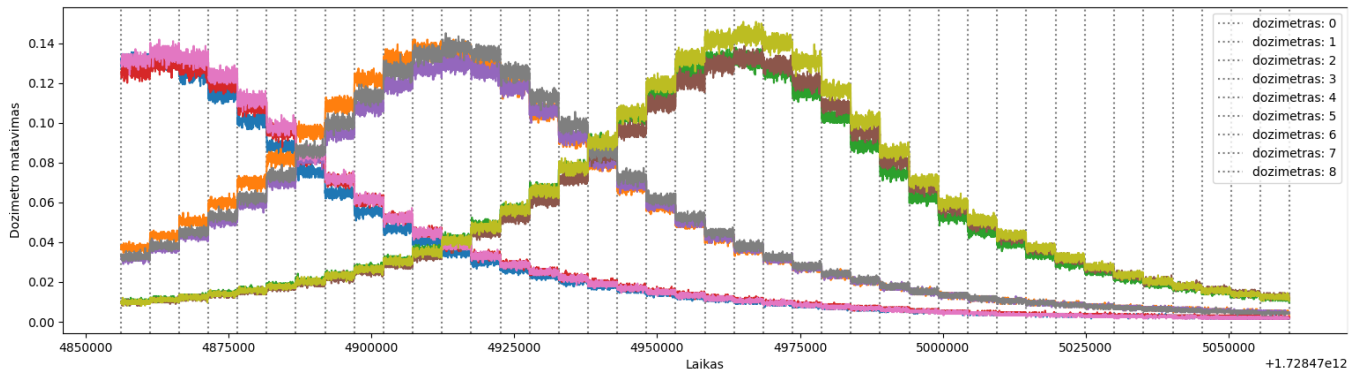
Eksperimento metu viso bandymų duomenys turimi iš karto. Duomenys gaunami csv formatu, kur pateikiamas laikas milisekundėmis, kada paimtas matavimas ir kiekvieno dozimetromatavimas.

Duomenis modelio eksperimentui pateikė vėžio instituto fizikai, patys atlikę matavimus su turima įranga. Pateikti du duomenų rinkiniai. Pirmam duomenų rinkiniui naudotas pirmasis fantomas, schema kaip iliustracijoje 19, tačiau radiacijos šaltinis praveistas per visas skyles, kuriose nėra dozimetų. Šis duomenų rinkinys gerokai didesnis, tačiau galimos paklaidos, kurių nebuvo galimybės išmatuoti. Antram duomenų rinkiniui naudotas antrasis, manoma tikslenis fantomas, naudota schema iliustruota 19 - radiacijos šaltinis buvo praveistas tik per centrinę skylę.

Matavimai imti apytiksliai kas 15 - 30 ms. Dozimetai ir radiacijos šaltinis eksperimento pradžioje pilnai sustumiamas į fantomą (123mm gylį), eksperimento eigoje radiacijos šaltinis traukiamas iš fantomo po 3mm (radiacijos šaltinio traukimo atstumo paklaida nežinoma), apytiksliai kas 5034 - 5157 ms. Kiekvieno dozimetromatavimai antrame duomenų rinkinyje matomi iliustracijoje 20. Kiekvienoje dozimetų skylutėje yra po tris dozimetrus 30mm, 60mm ir 90mm gyliuose. Dozimetro paklaidos nėra žinomos, tačiau žinoma, kad dozimetų jautrumas šiek tiek skiriasi - tai matosi iš nesutampančių kreivių iliustracijoje. Kadangi šio eksperimento metu visos adatos nuo šaltinio įleistos vienodu atstumu, jei dozimetų jautrumas būtų vienodas, matavimai sutaptų. Patys duomenys eksperimentui neapdirbami, naudojami tokie, kokie yra iliustracijoje.



19 pav. Antro duomenų rinkinio schema. Apskritimai yra fantomo skylės. Mėlyna skylė - kur buvo radiacijos šaltinis, žali - sunumeruotos dozimetų adatos.

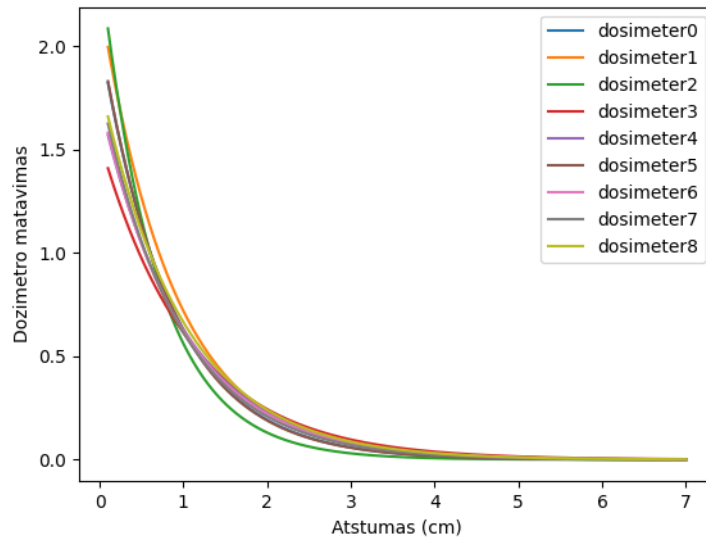


20 pav. Radiacijos dozimetų matavimai eksperimento metu. Vertikali ašis rodo sąlyginius dozimetų matavimus, horizontali ašis rodo laiką milisekundėmis. Vertikaliuomis punktyrinėmis linijomis sužymėta kuriais laiko momentais judėjo šaltinis.

5.3. Lokalizacija diskrečiu laiko momentu

5.3.1. Radialinė funkcija

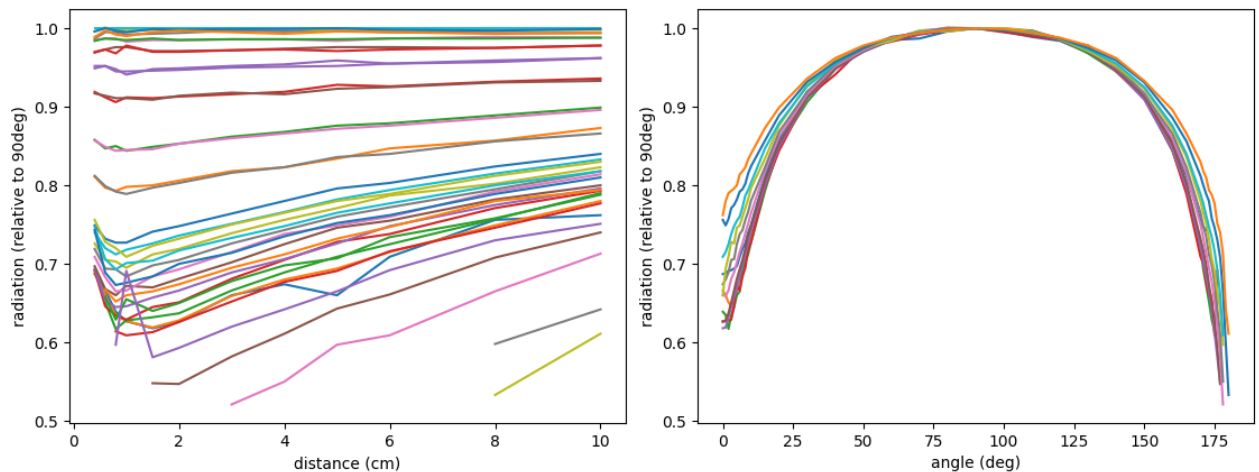
Radialinė funkcija nusako radiacijos sklaidimą statmenu kampu nuo radiacijos šaltinio. Šiai funkcijai 1 reikia atitaikyti du koeficientus k_1, k_2 . Šiuo atveju buvo naudojami duomenys iš pirmo duomenų rinkinio - su kiekvienu dozimetru imti matavimais skirtingais atstumais, statmenai nuo šaltinio. Naudojant *Python* bibliotekos *SciLearn* [PVG⁺11], funkciją *LinearRegression.fit()* su kalibraciniais matavimais koeficientai k_1, k_2 atitaikyti kiekvienam dozimetru atskirai. Taip per šiuos koeficientus įskaičiuojamas ir medžiagos sugerties koeficientas ir kiekvieno dozimetromatavimų jautrumo koeficientas. Iliustracijoje 21 matome kiekvieno dozimetromatavimų priklausomybę nuo atstumo.



21 pav. Kiekvieno dozimetromatavimų priklausomybė nuo atstumo. Eksponentės skiriasi dėl skirtingų koeficientų kiekvienam dozimetru dėl dozimetų jautrumo skirtumų.

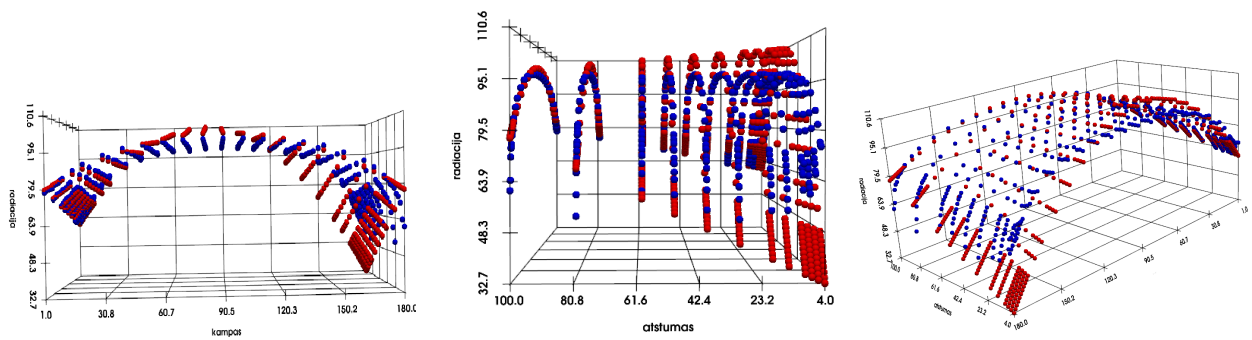
5.3.2. Anizotropijos funkcija

Anizotropijos lentelė paimta iš straipsnio [W XD+21], tačiau anizotropijos funkcija 2 formuluota autoriaus. Iš iliustracijos 22 dešinėje matoma radiacijos priklausomybė nuo kampo, panaši į parabolę, o iš iliustracijos kairėje aiškiai matoma sąlyginės radiacijos intensyvumo tiesioginė priklausomybė nuo atstumo. Todėl ir pasirinktos tokios formulės 2.



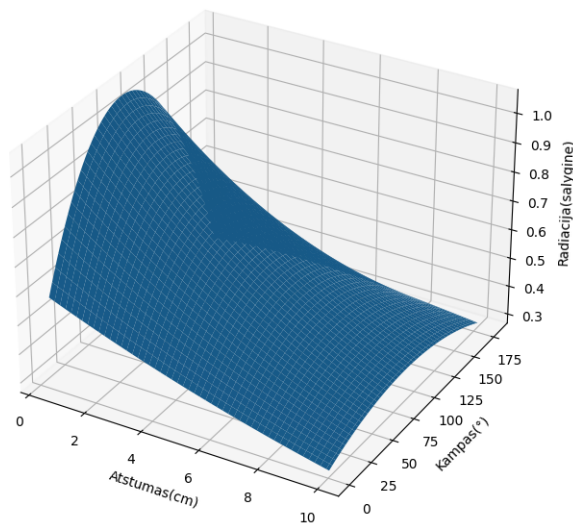
22 pav. Anizotropijos lentelės duomenys dvimatėje erdvėje. Kairėje - sąlyginio radiacijos intensyvumo priklausomybė nuo atstumo įvairiais kampais nuo 0° iki 180°. Dešinėje - sąlyginio radiacijos intensyvumo priklausomybė nuo kampo įvairiais atstumais nuo 0,4cm iki 10cm

Eksperto metu naudojant *Python* bibliotekos *SciLearn* [PVG⁺11], funkciją *LinearRegression.fit()* su anizotropijos lentelės duomenimis buvo atitaikytos formulės 3 4 5 koeficientai $a_{11}, a_{12}, a_{21}, a_{22}, a_{31}, a_{32}$. Iliustracijoje 23 matomi anizotropijos lentelės ir naujai suformuotos funkcijos vertės, matoma, kad didėjant atstumui funkcija geriau atitinka turėtus duomenis.



23 pav. Anizotropijos duomenys (mėlyni) ir anizotropijos funkcija (raudona). Iš kairės į dešinę matoma: sąlyginio intensyvumo priklausomybė nuo kampo, sąlyginio intensyvumo priklausomybė nuo atstumo, ir priklausomybė nuo abiejų su iš izometrinės perspektyvos. Atstumas pateiktas milimetrais, kampas - laispniais, intensyvumas padaugintas iš 10

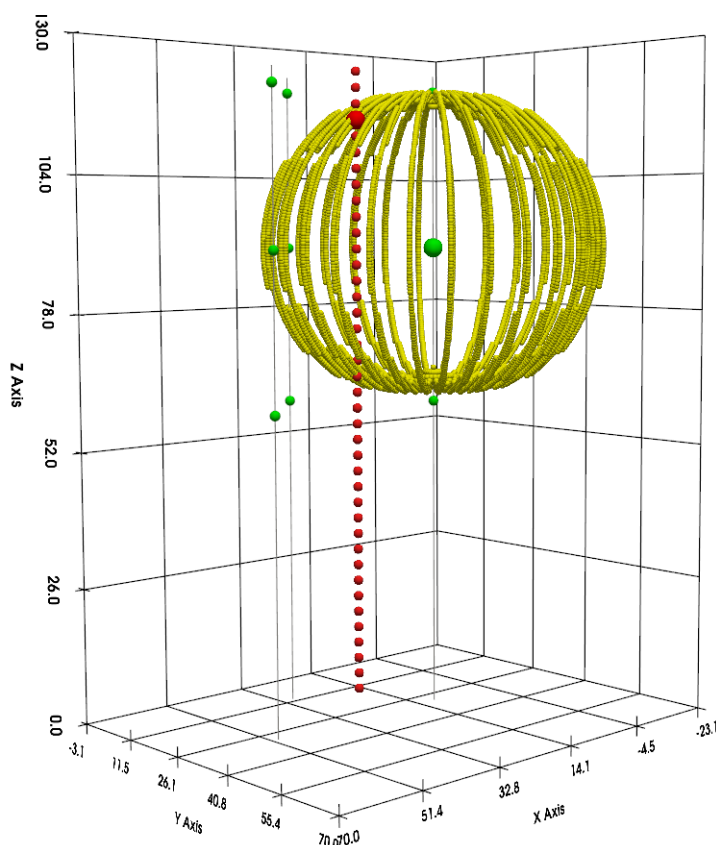
Nesąlyginiams anizotropijos duomenims gauti reikia anizotropijos funkciją padauginti iš radialinės funkcijos kaip formulėje 6. Gauta funkcija atrodytų panašiai į iliustraciją 25. Tačiau iš anksto šias funkcijas sudauginti neprasminga, nes eksperimente naudojama vieną anizotropijos funkcija, bet radialinės funkcijos priklauso nuo kiekvieno dozimetromatavimų.



24 pav. Anizotropijos funkcija sudauginta su pirmo dozimetromatavimų radialine funkcija, taip gaunant nesąlyginį radiacijos intensyvumą.

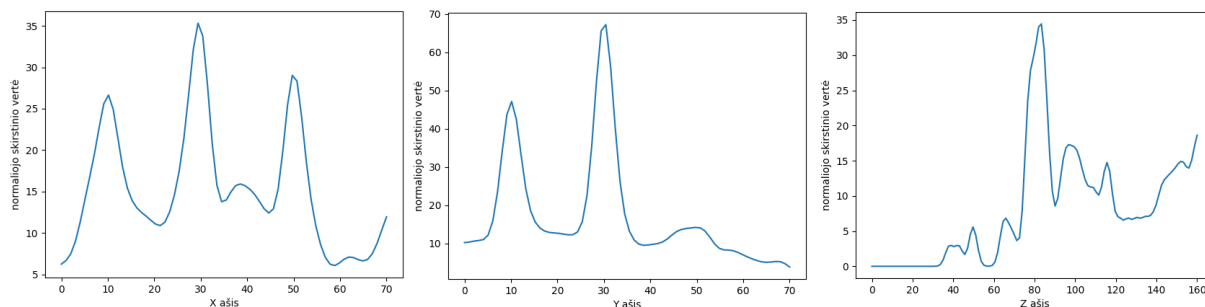
5.3.3. Lokalizacija naudojant anizotropijos ir radialinę funkcijas

Kadangi su turimais duomenimis ir funkcijomis negalima vienareikšmiškai apskaičiuoti radiacijos šaltinio lokacijos, einama kitu keliu. Pirmiausia sugeneruota anizotropijos lentelė 2mm ir 3°tikslumu. Kiekvienu laiko momentu kiekvieno dozimetromatavimas lyginamas su lentelės matavimais pridedant paklaidą ϵ (pasirinkta vertė 0.01, didinant paklaidą atitiktų daugiau verčių, tačiau ženkliai didėja skaičiavimo laikas). Imama kiekvieno atitikusio matavimo atstumo ir kampo pora. Kaip iliustruota 14 kiekvienai porai randamas galimų radiacijos šaltinių ratas. Kas $\pi/6$ sugeneruojamas erdvinis taškas. Taip sugeneravus taškus kiekvienai atstumo ir kampo porai, vienam dozimetromatavimui, vienu laiko momentu gaunami galimos radiacijos šaltinio lokacijos vienu laiko momentu, sudarančios formą panašią į sferą su įdubimais galuose ant ašies, lygiagrečios šaltiniui.

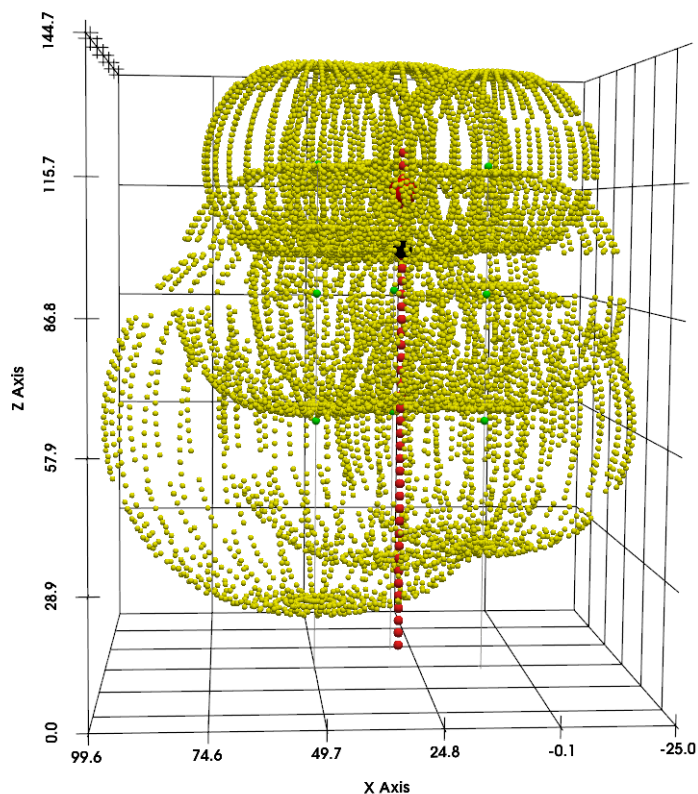


25 pav. Fantomo erdvės iliustracija. X, Y ir Z - erdvės ašys milimetrais. Z ašis yra fantomo gylis, t.y. didėjantis gylis atitinka didėjančią Z ašies vertę. Žali burbuliukai - dozimetrai su neryškiai pažymėtomis pilkomis adatomis. Raudoni burbuliukai - radiacijos šaltinio realios lokacijos eksperimento metu. Iliustruojamas lokacijų estimavimas, su vienu dozimetru, vienu laiko momentu. Didesni raudonas ir žalias burbulai - reali šaltinio lokacija ir naudotas dozimetras iliustracijos laiko momentu. Geltoni burbulai - sugeneruotos estimuotos radiacijos šaltinio lokacijos pagal dozimetromatavimą.

Taip vienu laiko momentu su visais dozimetrais sugeneravus šaltinio lokacijos estimacijas iš jų reikia išvesti labiausiai tikėtiną. Kiekvienai estimacijai, ant kiekvienos ašies atskirai brėžiamas normalusis skirstinys. Tada ant kiekvienos ašies visi skirstiniai susumuojami ir gaunamas mišrus skirstinys, kaip pavaizduota iliustracijoje 26. Iš kiekvieno mišraus skirstinio imama horizontalios ašies vertė, kur skirstinio reikšmė didžiausia. Taip gaunamos labiausiai tikėtinos radiacijos šaltinio koordinatės, kaip iliustruota juoda žymia 27. Iliustracijose 26 ir 27 skirtingi laiko momentai, todėl koordinatės neatitinka.

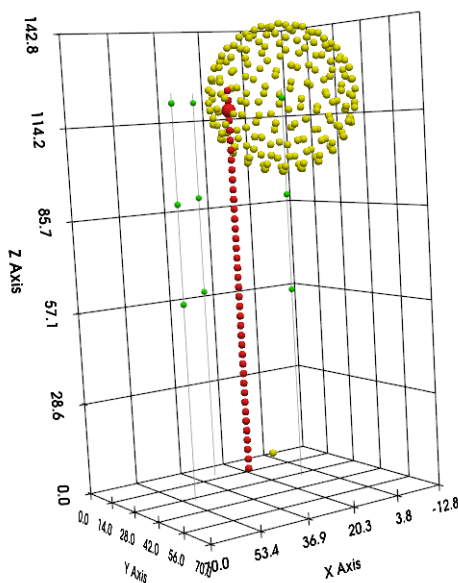


26 pav. Mišraus skirstinio funkcijos kiekvienai ašiai vienu laiko momentu.



27 pav. Ankstesnės iliustracijos 25 tęsinys. Matomos vienu laiko momentu visų dozimetų sugeneruotos galimos radiacijos šaltinio lokacijos. Taip pat matomas juodas burbulas - tai iš visų geltonai pažymėtų estimacijų apskaičiuota šaltinio lokacija, tačiau matomas ir didesnis raudonas burbulas, kur tikroji šaltinio lokacija.

Antras metodas naudotas lokalizacijai vienu laiko momentu taip pat naudojo anizotropijos lentelę. Kiekvienam dozimetui, kiekvienu kampu pasirinktas atstumas geriausiai atitinkantis matavimą, tačiau imti tik kampai nuo 20 iki 160, išvestas atstumų vidurkis, tada generuojami taškai pagal fibonači sferą [HN04], sugeneruota sfera matoma paveiksle ???. Toliau, kaip ir pirmu metodu, naudojama normaliųjų skirstinių sumos didžiausia vertė.



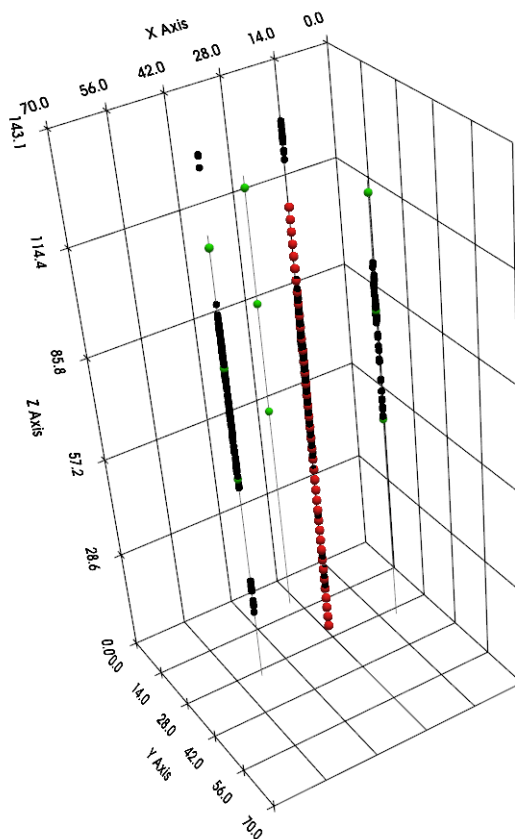
28 pav. Analoginė iliustracija 25, tačiau taikytas antrasis metodas fibonači sferai sugeneruoti.

Trečiu metodu, kaip ir antru, pirmiausiai surandamas atstumas nuo kiekvieno dozimetromi matuojamos radiacijos šaltinio. Tada taikoma Broyden–Fletcher–Goldfarb–Shanno algoritmas rasti radiacijos šaltinio lokaciją.

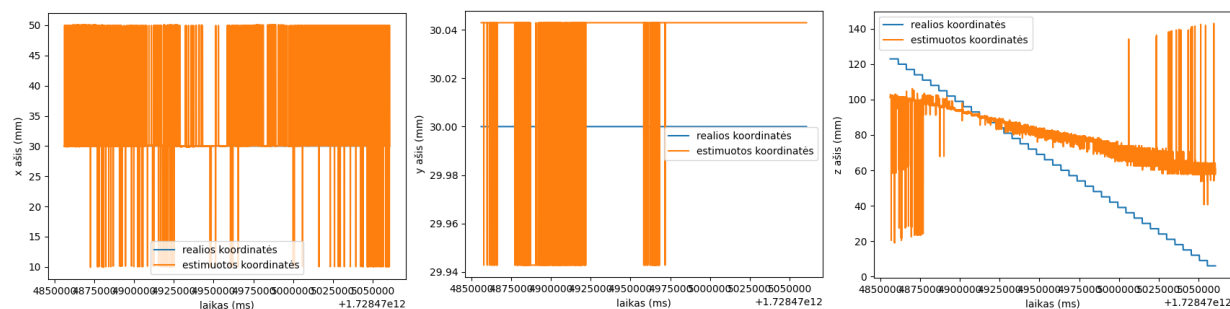
5.4. Lokalizacija laiko serijoje

Visais trim metodais visas lokalizacijos procesas vienam laiko momentui kartojamas kiekvienam laiko momentui taip gaunant nefiltruotas šaltinio lokacijos estimacijas.

Pirmo metodo rezultatas matomas iliustracijoje 29. Tačiau, gan ryškiai matoma, kad nors dalis estimacijų tiksliai atitinka realias šaltinio lokacijas, dalis estimacijų atsidūrė ant dozimetromi matuojamų adatu, o dalis lokacijų, kur šaltinis realiai buvo, liko visai nepastebėtos. Tai aiškiau matoma diagramose 30, kur x ir y koordinatės žokinėja stipriai, o z koordinatė nepakankamai jautriai reaguoja į šaltinio slinkimą z ašimi, o ašies galuose, dar stipriau klysta.



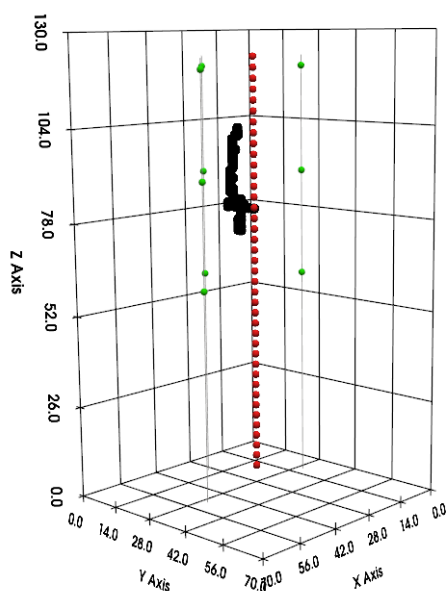
29 pav. Ankstesnės iliustracijos 27 tęsinys. Lokacijos estimuotos kiekvienam laiko momentui, pažymėtos juodai.



30 pav. Ankstesnės iliustracijos 27 tęsinys. Lokacijos estimuotos kiekvienam laiko momentui, pažymėtos juodai.

Šių estimuotų lokacijų, lyginant su realiomis lokacijomis vidutinis nuokrypis 25.92mm, standartinis nuokrypis 18.34.

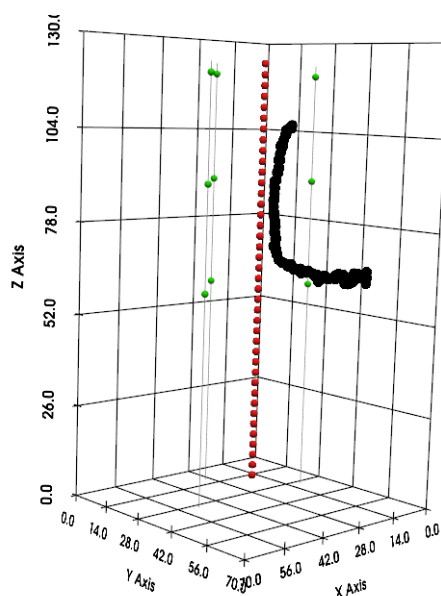
Antras metodas, kai kiekvienu laiko momentu generuojamos fibonači sferos:



31 pav. Estimuotos radiacijos šaltinio lokacijos kiekvienu laiko momentu naudojant antrą metodą su fibonači sferomis

Šių estimuotų lokacijų, lyginant su realiomis lokacijomis vidutinis nuokrypis 28.63mm, standartinis nuokrypis 20.95. Gautas prastesnis tikslumas.

Trečias metodas, kiekvienu laiko momentu imantis vidutinį atstumą nuo dozometro iki šaltinio ir taikantis Broyden–Fletcher–Goldfarb–Shanno algoritmą.

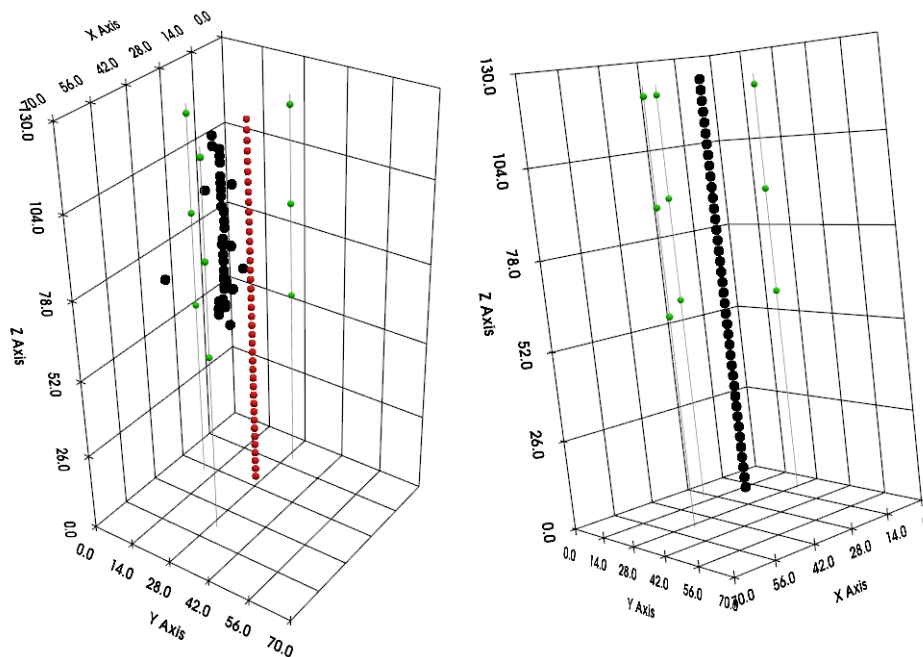


32 pav. Estimuotos radiacijos šaltinio lokacijos kiekvienu laiko momentu naudojant trečią metodą

Šių estimuotų lokacijų, lyginant su realiomis lokacijomis vidutinis nuokrypis 22.97mm, standartinis nuokrypis 19.50. Gautas mažesnis vidutinis, nuokrypis bet didesnis standartinis nuokrypis, nei pirmu metodu.

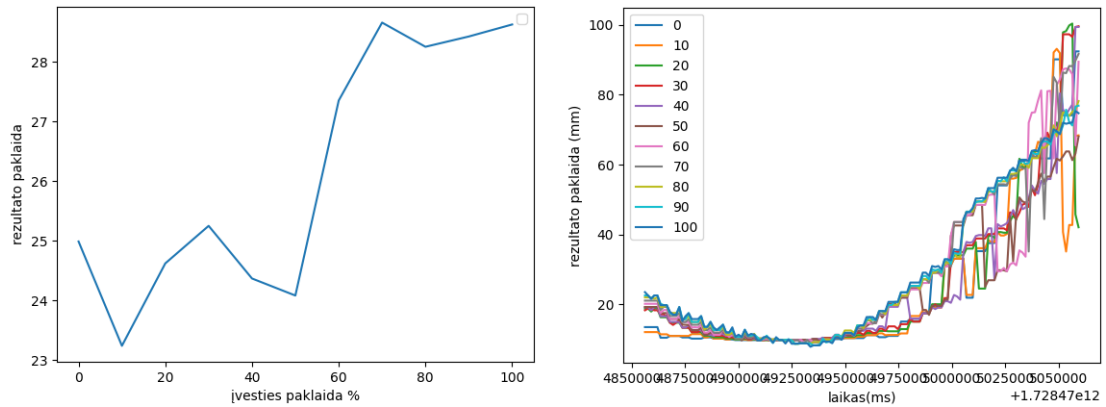
5.4.1. Lokalizacijos metodų tikslumo priklausomybė estimuoto atstumo

Visais trim metodais gautos didelės paklaidos, ypač didėjančios šaltiniui tolstant nuo dozimetų. Ieškant tokios didelės paklaidos priežasties antras ir trečias metodai išbandyti paduodant tikslus atstumus tarp dozimetų ir radiacijos šaltinio kiekvienu laiko momentu, taip pašalinant tikslumo priklausomybę nuo radialinės ir anizotropijos funkcijų. Gauti antro ir trečio metodo rezultatai matomi paveiksle 33, antro metodo vidutinis nuokrypis 24.98mm, standartinis nuokrypis 22.73, o trečio vidutinis nuokrypis 7.49e-07mm, standartinis nuokrypis 1.19e-06.

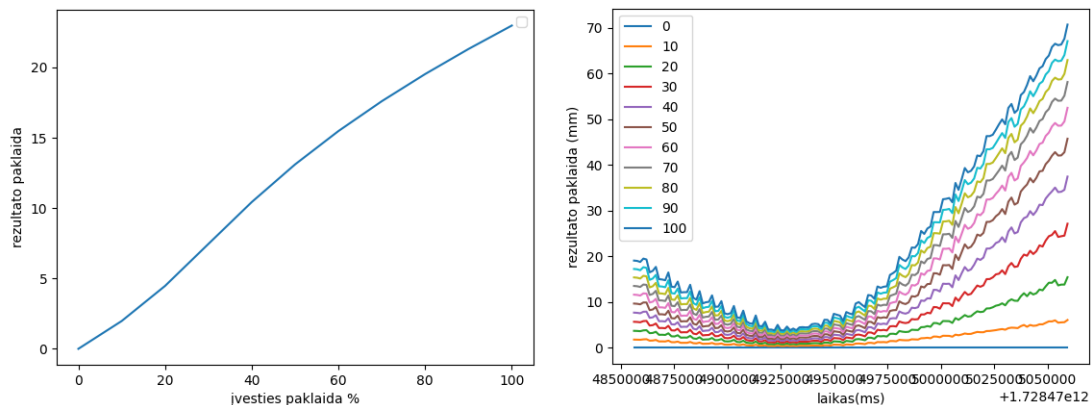


33 pav. Kairėje - antro metodo, dešinėje - trečio metodo rezultatai naudojant tikslus atstumo tarp dozimetų ir šaltinio įvestis

Antru ir trečiu metodu išmatuota skirtumo tarp tikslios ir estimuotos lokacijos priklausomybė nuo paduoto atstumo paklaidos. Metodams paduodamas atstumas procentaliai artėjantis nuo tikslo iki estimuoto. Matoma arti tiesinės priklausomybės abiem metodams paveiksluose 34 ir 35 kairėje pusėje. O abiejuose paveiksluose dešinėje pusėje matoma paklaida tarp tikros ir estimuotos lokacijų kiekvienu laiko momentu, kur kiekviena kreivė - procentali vertė paduoto atstumo nuo tikslo iki estimuoto. Matoma, tiksliausi rezultatai gaunami eksperimento viduryje, kai radiacijos šaltinis arti centro tarp dozimetų.



34 pav. Tikros ir estimuotos radiacijos šaltinio lokacijų skirtumas kiekvienu laiko momentu naudojant antrą metodą

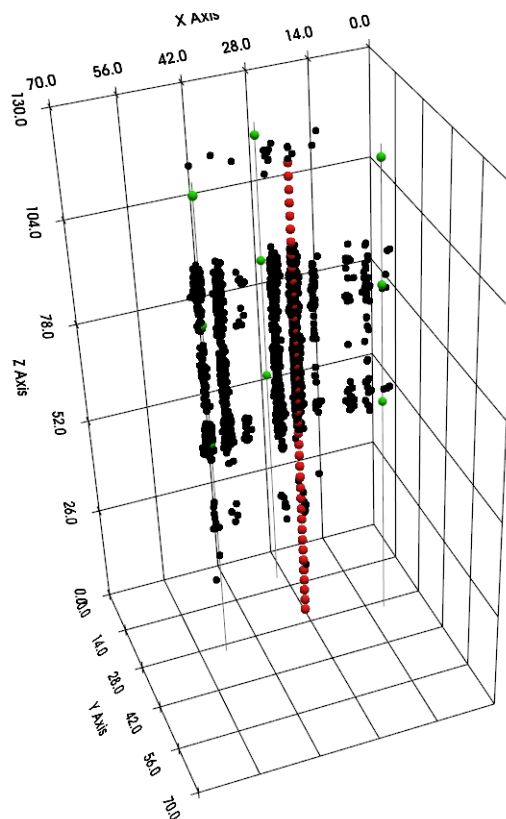


35 pav. Tikros ir estimuotos radiacijos šaltinio lokacijų skirtumas kiekvienu laiko momentu naudojant trečią metodą

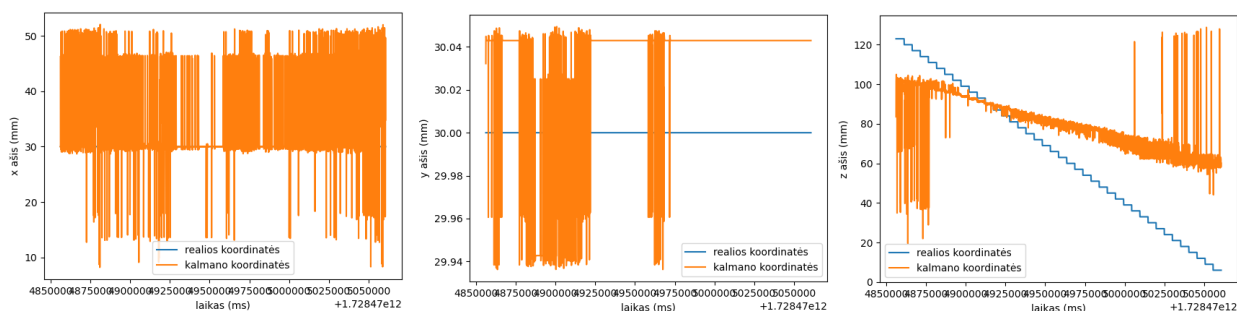
5.4.2. Kalmano filtras

Kalmano filtras, daugėjant matavimų, per laiką tikslėja. Tačiau, esant didelėms, nepastovioms paklaidoms prie staigių lokacijos šokinėjimų Kalmano filtras gali neprisitaikyti. Su gautais lokalizacijos rezultatais, nesitikima, jog Kalmano filtras reikšmingai padės.

Kalmano filtras naudojamas su metodikos skyriuje minėtais parametrais, pakoregavus triukšmo matricas didelių pokyčių nebuvo, todėl parametrai palikti baziniai.



36 pav. Iliustracija analoginė 29, čia juodai žymimos lokacijos po Kalmano filtro



37 pav. Iliustracija analoginė 30. Pokyčiai matomi, bet estimacijos tikslumo pagerėjimas nėra akivaizdus

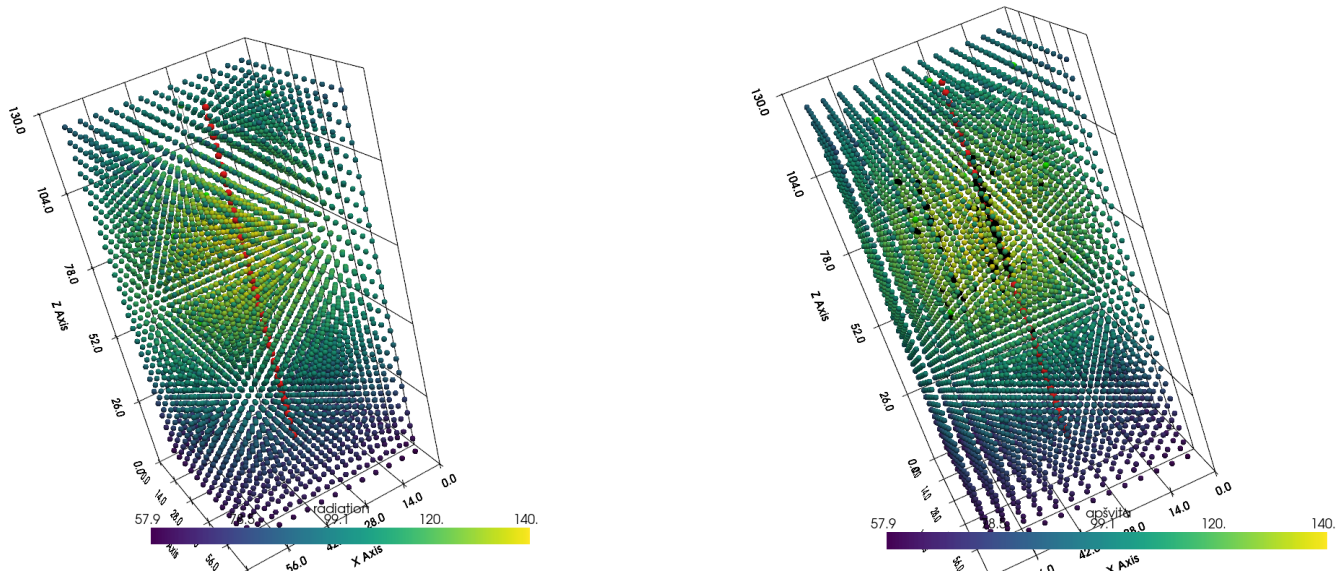
Šių estimuotų lokacijų, po Kalmano filtro, lyginant su realiomis lokacijomis vidutinis nuokrypis 25.57mm, standartinis nuokrypis 17.59. Estimacijos po Kalmano filtro neženkliai tikslesnės.

Kalmano filtras su kitais lokalizacijos metodais netaikytas ir Markovo grandinės, nors buvo planuotos, eksperimentui nekurtos. Tiek Kalmano filtras, tiek Markovo grandinės buvo planuotos taikyti, tikintis jog po lokalizacijos, gautos lokacijos seks aiškią trajektoriją, tačiau su netikslumais dėl triukšmingų matavimų. Gauti lokalizacijos rezultatai buvo ženkliai nukrypę į šalį arba stipriai išbarstyti ir Kalmano filtro bandymas apribotas su vienu lokalizacijos metodu, o Markovo grandinės nekurtos.

5.5. Radiacijos dozės matavimas

Šiame etape fantomo erdvė (70mm:70mm:130mm) suskirstoma į vokselius kas 2mm. Ap-skaiciuojamas Euklido atstumas ir kampas kiekvienai radiacijos šaltinio lokacijai ir naudojama 6

formulė dozei apskaičiuoti. Radialinė formulė 1 naudojama su visų dozimetų vidurkintais koeficientais. Taip apskaičiuojama sekundės dozė, todėl kiekvienu laiko momentu dauginama iš sekundės dalies už kurią buvo skaičiuota. Kiekvienu laiko momentu kiekvienam vokseliui dozės sumuotos tiesiškai. Gautas rezultatas - apšvitos dozė erdvėje per visą procedūros laikotarpį.



38 pav. Matomi rutuliukai, išdėstyti kas 5mm po visą fantomo erdvę. rutuliukų spalva reprezentuoja apšvitą tame vokseliye, Daugiausiai apšvitos apie centrą, pailgai ties Z ašimi.

5.6. Kelio optimizacija

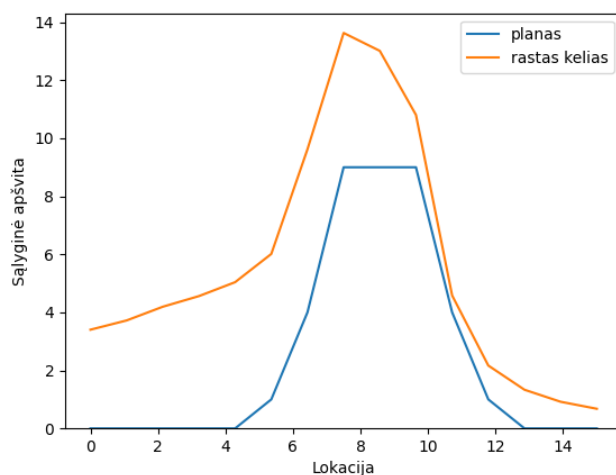
Galint apskaičiuoti radiacijos sklaidą galima spręsti lokalizacijai atvirkštinį uždavinį - žinant kokią erdvę reikia apšvitinti, ieškomas tam kelias.

Imtas paprastas atvejis. Šaltinis juda tik viena ašimi, kiekvienu laiko momentu gali judėti per vieną poziciją arba stovėti. O apšvitinti reikia sferos formos erdvę, kurią per centrą kerta radiacijos šaltinio judėjimo kryptis. Laikyta, kad radiacijos šaltinis yra taškinis, o radiacijos priklausomybė nuo atstumo $d(r) = 1/r^2$, kur apšvita d , atstumas r .

Keliui rasti pasitelktas dinaminio programavimo algoritmas. Spręsta vienmatėje erdvėje, tai ir apšvitos planą reikia išreikšti vienmačiu masyvu. Planui kiekvienoje pozicijoje imtas labiausiai nuo šaltinio statmenai nutolusio taško kvadratas. Sudaryta plano matrica P 10

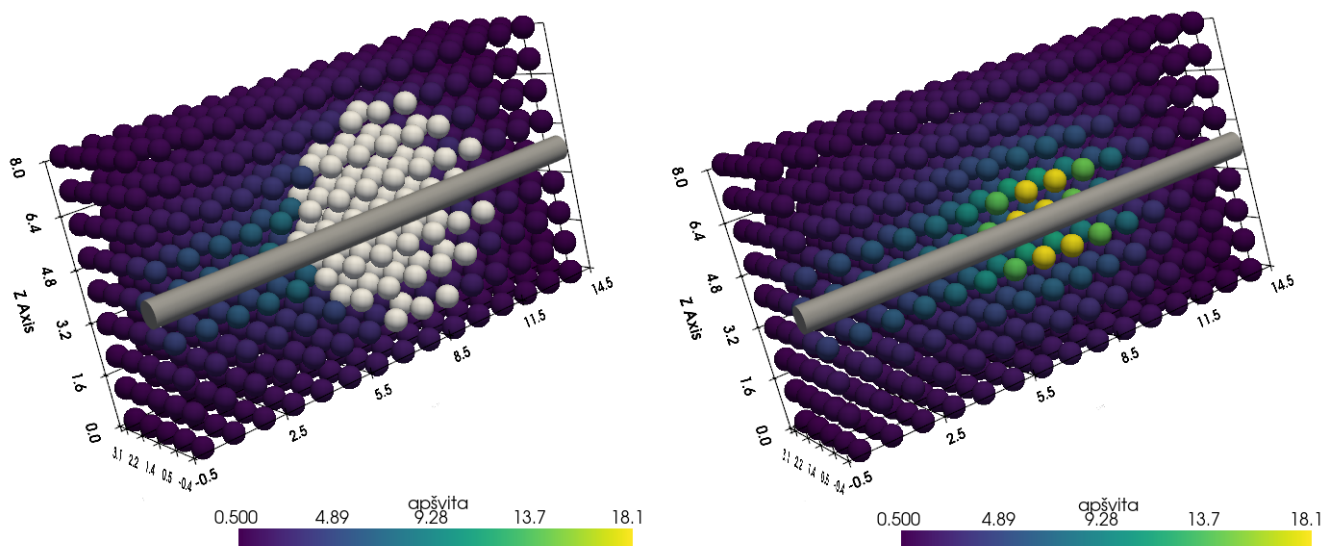
$$P = \begin{bmatrix} 2 & 2 & 2 & 2 & 2 & 2 & 5 & 9 & 8 & 7 \\ 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}, \quad (10)$$

Algoritmas ieško trumpiausio kelio pilnai padengiančio planą. Šiuo atveju planas buvo padengtas 42-ies žingsniais. Plano dengimas, matomas paveiksle 39, matuotas skaičiuojant apšvitą vienmačiame šaltinio pozicijų masyve, kai pradedama nuo ir grįžtama į nulinę poziciją.



39 pav. Iliustracija analoginė 30. Pokyčiai matomi, bet estimacijos tikslumo pagerėjimas nėra akivaizdus

Sekant rastą kelią apšvita modeliuojama erdvėje, pavaizduota paveiksluose 40. Kiekvienas baltas plano taškas turėjo pasiekti sąlyginę apšvitos dozę lygia vienetui arba daugiau.



40 pav. Apšvitos erdvėje sekant rastą kelią. Kairėje baltai pažymėtas apšvitos planas. Pilku cilindru pažymėta radiacijos šaltinio kryptis

5.7. Reikalavimų išpildymas

Darbo metu sukurtas modelis atliekantis lokalizaciją bei apšvitos modeliavimą. Sukurtas sistemos prototipas su modelio implementacija. Reikalavimų išpildymas:

1. R1 dalinai išpildytas. Prototipas, kaip įvestį, ima duomenų failą su visais duomenimis, tačiau sukurtas modelis pritaikytas priimti duomenis ir veikti realiu laiku;
2. R2 pilnai išpildytas. Prototipas ir modelis gali dirbti su trimis ir daugiau dozimetų;
3. R3 dalinai išpildytas. Prototipo konfigūracija nustatoma test_setup.py faile;
4. R4 neišpildytas. Nelokalizuoja radiacijos šaltinio su iki 2mm paklaida

5. R5 dalinai išpildytas. Atvaizduoja apšvitą, tačiau dabartinė implementacija nepritaikyta darbui realiu laiku.

6. Rezultatai

- Sukurta anizotropijos funkcijos aproksimacija,
- Atliktas skirtingų lokalizacijos algoritmų tyrimas palyginant algoritmus gauti rezultatai pateikiami apibendrintoje lentelėje 1,
- Geriausiu atveju lokalizacijos algoritmo priklausomybė nuo estimuoto atstumo paklaidos tarp dozimetų ir radiacijos šaltinio yra tiesinė,
- Sukurtas apšvitos vizualizavimo sprendimas 3D suminiai apšvitai vizualizuoti,
- Sukurtas dinaminio programavimo algoritmas atlikti minimalios apšvitos optimizavimo uždavinį.

1 lentelė. Lokalizacijos metodų palyginimas

Metodas	vidutinis nuokrypis (mm)	standartinis nuokrypis
Pirmas	25.92	18.34
Pirmas + Kalman	25.57	17.59
Antras	28.63	20.95
Antras*	24.98	22.73
Trečias	22.97	19.50
Trečias*	7.49e-07	1.19e-06

7. Išvados

Atlikus darbą padarytos išvados:

1. Lokalizacijai vienu laiko momentu geriausiai tinkamas Broyden–Fletcher–Goldfarb–Shanno algoritmas (trečias metodas),
2. Kalmano filtro taikymas nebuvo prasmingas, nes naudotos lokacijos buvo per ženkiai nukrypusios tikslinimui su Kalmano filtru,
3. Tikslinant atstumo tarp dozimetų ir šaltinio atstumą galima proporcingai tiksliau lokalizuoti radiacijos šaltinį,
4. Pademonstruota, jog esant tiksliams lokalizacijos įverčiams dinaminio programavimo sprendimas gali rasti optimalų sprendimą duotai žingsnių granuliacijai.

Literatūra

- [ACM⁺17] Meurer A., Smith CP., Paprocki M., Čertík O. ir k.t. SymPy: symbolic computing in Python. *PeerJ Computer Science* 3:e103, 2017. doi: 10.7717/peerj-cs.103.
- [BMC19] R. R. Buchapudi, R. Manickam ir V. Chandaraj. Experimental Determination of Radial Dose Function and Anisotropy Function of GammaMed Plus 192Ir High-Dose-Rate Brachytherapy Source in a Bounded Water Phantom and its Comparison with *egs_{brachy}MonteCarloSimulation*. *Journal of Medical Physics*, 2019. doi: 10.4103/jmp.JMP_60_19.
- [CAM08] O. L. Casanova, F. Alfissima ir F. Y Machaca. Robot Position Tracking Using Kalman Filter. *World Congress on Engineering 2008 Vol II*, 2008.
- [FDQ⁺21] Y. Fan, K. Ding, X. Qi ir L. Liu. Cooperative Localization of 3D Mobile Networks Via Relative Distance and Velocity Measurement. *IEEE COMMUNICATIONS LETTERS*, VOL. XX, NO. XX, 2021. doi: 10.1109/LCOMM.2021.3087498.
- [Fow11] J. Fowler. Practical Time–Dose Evaluations, or How to Stop Worrying and Learn to Love Linear Quadratics, 2011. doi: 10.1007/174_2011_305.
- [HN04] J. H. Hannay ir J. F. Nye. Fibonacci numerical integration on a sphere. *stacks.iop.org/JPhysA/37/11591*, 2004. doi: 10.1088/0305-4470/37/48/005.
- [Hun07] J. D. Hunter. Matplotlib: A 2D graphics environment. *Computing in Science & Engineering*, 9(3):90–95, 2007. doi: 10.1109/MCSE.2007.55.
- [Ins21] Higienos Institutas. Mirties priežastys. Lietuva, 2020 m. <https://infogram.com/2020-mp-1h7z2l8mwv1jg6o?live>, 2021.
- [KEO09] G. S. Kuruoglu, M. Erol ir S. Oktug. Localization in Wireless Sensor Networks with Range Measurement Errors. *Fifth Advanced International Conference on Telecommunications*, 2009. doi: doi:10.1109/aict.2009.51.
- [KJ15] L. Khalil ir P. Jung. Scaled Unscented Kalman Filter for RSSI-based Indoor Positioning and Tracking. *9th International Conference on Next Generation Mobile Applications, Services and Technologies*, 2015. doi: doi:10.1109/ngmast.2015.20.
- [KLB⁺21] H. Kim, Y. C. Lee, S. H. Benedict, B. Dyer ir k.t. Dose Summation Strategies for External Beam Radiation Therapy and Brachytherapy in Gynecologic Malignancy: A Review from the NRG Oncology and NCTN Medical Physics Subcommittees. *International Journal of Radiation Oncology Biology*Physics*, 2021. doi: doi:10.1016/j.ijrobp.2021.06.019.
- [LCB⁺16] T. Li, J. M. Corchado, J. Bajo, S. Sun ir J. F. De Paz. Effectiveness of Bayesian filters: An information fusion perspective. *Information Sciences* 329 (2015) 670–689, 2016. doi: doi:10.1016/j.ins.2015.09.041.
- [LPC16] T. Li, J. Prieto ir J. M. Corchado. Fitting for smoothing: A methodology for continuous-time target track estimation. *2016 International Conference on Indoor Positioning and Indoor Navigation (IPIN)*, 2016. doi: doi:10.1109/ipin.2016.7743582.
- [MM07] D. C. Medich ir J. J. Munro. Monte Carlo characterization of the M-19 high dose rate Iridium-192 brachytherapy source. *Medical Physics* 34, 1999 (2007), 2007. doi: doi:10.1118/1.2733809.

- [NKG⁺11] T. Nick, M. Z. I. Khan, J. Gotze ir W. John. Localization of passive UHF RFID label with Unscented Kalman Filter based on angle-dependent RSSI measurements. *2011 5th International Conference on Signal Processing and Communication Systems (ICSPCS)*, 2011. doi: doi:10.1109/icspcs.2011.6140842.
- [PVG⁺11] F. Pedregosa, G. Varoquaux, A. Gramfort, V. Michel ir k.t. Scikit-learn: Machine Learning in Python. *Journal of Machine Learning Research*, 12:2825–2830, 2011.
- [SPN⁺22] M. Smith, D. Parvin, M. Nguyen, E. Heritage, G. Failla ir Cooper A. Virtual Reality Visualization of Dose Rate Fields for Dose and Decommissioning Planning Using ADEPT-PSIM - 22257. *WM2022 Conference*, 2022.
- [SSV⁺10] S. Sahoo, T. P. Selvam, R. S. Vishwakarma ir G. Chourasiya. Monte Carlo modeling of Co HDR brachytherapy source in water and in different solid water phantom materials. *Journal of medical physics*, 35(1), 15–22, 2010. doi: <https://doi.org/10.4103/0971-6203.58779>.
- [TV21] Machine Learning TV. Kalman Filter - Part 1. https://www.youtube.com/watch?v=Lio0vUZ1MiM&ab_channel=MachineLearningTV, 2021.
- [vins22] Nacionalinis vėžio institutas. Brachiterapijos skyrius. Klinikinė veikla. <https://www.nvi.lt/aprasymas-3/>, 2022.