

TARTU ÜLIKOOL
LOODUS- JA TÄPPISTEADUSTE VALDKOND
Füüsika Instituut

Helena Liis Paavel

MOSFET-andurite karakteriseerimine ja kliinilisse praktikasse võtmine

Bakalaureusetöö (12 EAP)

Füüsika

Juhendajad:

Ando Aasa, MSc

Markus Vardja, MSc

Tartu 2025

MOSFET-andurite karakteriseerimine ja kliinilisse praktikasse võtmine

Kiiritusravis kasutatakse mitmeid meetodeid, et tagada ravi täpsus ja patsiendi ohutus. Oluline on kontrollida patsiendile antavat reaalselt kiirgusdoosi, mida on võimalik teostada *in-vivo* dosimeetria abil. Käesoleva töö eesmärk on MOSFET-andurite karakteriseerimine ja nende töö kvaliteeti mõjutavate tegurite väljaselgitamine.

Uurimistöö käigus teostati andurite kalibreerimine ja stabiilsuse kontroll. Lisaks analüüsiti mõõdetava doosi sõltuvust kiiritatava välja suurusest, kiiritusnurgast ja doosikiirusest. Samuti võrreldi mõõdetud doosi erinevust plaanijärgsest doosist. Töö tulemused on eelduseks võtmaks MOSFET-andurid kasutusse Tartu Ülikooli Kliinikumi hematoloogia- ja onkoloogia kliiniku radio- ja onkoterapia osakonnas.

Märksõnad: meditsiinitehnika, dosimeetria, *in-vivo* dosimeetria, detektorid, kiirgus, kiiritusravi, MOSFET

CERCS: B140 – Kliiniline füüsika, radioloogia, tomograafia, meditsiinitehnika

Characterization of MOSFET Sensors and Their Implementation in Clinical Practice

Several methods are used in radiation therapy to ensure treatment accuracy and patient safety. It is important to verify the actual radiation dose given to the patient, which can be achieved through *in-vivo* dosimetry. The aim of this study is to characterize MOSFET sensors and identify the factors affecting their performance.

During research, the sensors were calibrated, and their stability was tested. In addition, the dependence of the measured dose on the size of the irradiated field, irradiation angle, and dose rate were analyzed. The difference between the measured dose and the planned dose was also compared. The results of this work form the basis for implementing MOSFET based *in-vivo* dosimetry

in the Department of Radiotherapy and Oncology at the Hematology and Oncology Clinic of Tartu University Hospital.

Keywords: Medical instrumentation, dosimetry, *in-vivo* dosimetry, detectors, radiation, radiation therapy, MOSFET

CERCS: B140 – Clinical physics, radiology, tomography, medical instrumentation

SISUKORD

KASUTATUD LÜHENDID JA MÕISTED	6
SISSEJUHATUS.....	7
1.KIRJANDUSE ÜLEVAADE.....	9
1.1 Vähtkõbi ja kiiritusravi.....	9
1.2 Kiirus.....	9
1.3 Linearkiirendid	10
1.4 Fantoomid.....	11
1.5 <i>In-vivo</i> dosimeetria.....	12
1.6 MOSFET-andurid.....	13
1.7 microDiamond andur.....	14
2. METOODIKA	15
2.1 MOSFET-andurite kalibreerimine.....	17
2.2 Mõõdetava doosi sõltuvus kiiritatava välja suuruselt.....	18
2.3 Mõõdetava doosi sõltuvus kiirguse suunast	19
2.4 Mõõdetava doosi sõltuvus doosikiirusest.....	20
2.5 Mõõdetava doosi erinevus plaanijärgsest doosist	21
3.MÕÕTMISTULEMUSED JA ANDMETE ANALÜÜS.....	23
3.1 Mõõdetava doosi sõltuvus kiirgusvälja suuruselt	24
3.2 Mõõdetava doosi sõltuvus kiirguse suunast	26
3.3 Mõõdetava doosi sõltuvus doosikiirusest.....	28
3.4 Mõõdetava doosi erinevus planeeritud doosist	30
KOKKUVÕTE	32
KASUTATUD ALLIKAD	34
LISAD.....	36

Lisa 1. MobileMOSFET andurite tehnilised andmed	36
Lisa 2. MicroDiamond Type 60019 anduri tehnilised andmed	38
Lisa 3. Raviplaneerimise süsteemi Monaco 6.0 andmed	39
Lisa 4. Raviplaneerimissüsteemi pildid testplaanidest.....	40
Lihtlitsents lõputöö reprodutseerimiseks ja üldsusele kättesaadavaks tegemiseks.....	42

KASUTATUD LÜHENDID JA MÕISTED

Gy – grei; neeldumisdoosi mõõtühik SI-süsteemis on džaul kilogrammi kohta (J/kg), mida nimetatakse greiks (Gy).

IMRT - intensiivsus-moduleeritud kiiritusravi

In-vivo – ladina keelest „elusas“, mis viitab elusorganismis tehtud mõõtmisele.

MeV – megaelektronvolt, osakeste energia mõõtühik; SI-süsteemis on osakeste energia mõõtühikuks eV. Megaelektronvolt teisendub džaulidesse vastavalt – $1 \text{ MeV} = e \times 1 \text{ V} \times 10^6 = 1,602 \times 10^{-13} \text{ J}$

MOSFET – *Metal-Oxide-Semiconductor Field-effect Transistor*, metall-oksiid-pooljuht välja detektor

MU – *monitor unit*, monitorühik kiiritusravis. MU kirjeldab seadme poolt edastatava kiirguse hulka ja on seotud kiirendi väljunddoosiga referentstingimustel. Näiteks 100 MU'le vastab 1 Gy doosimaksimumi sügavusel, kui kiirgusallika ning pinna vaheline kaugus (SSD) on 100 cm ja kiiritatava välja suurus on 10 cm x 10 cm.

SSD – *source surface distance*, kiirgusallika ning pinna ja/või naha vaheline kaugus

SISSEJUHATUS

Eesti Tervise Arengu Instituudi koostatud Vähitõrje tegevuskava 2021-2030 vähistatistika 2018. aasta andmetel haigestuvad Eesti mehed ja naised kõige sagedamini kopsu-, käär- ja pärasoolevähki. Lisaks esineb meeste sagedalt eesnäärmevähki ja naistel rinnavähki. ^[1] Vähitõrje tegevuskavas on konkreetselt aastateks väljatöötatud prioriteete, mis aitavad liikuda vähitõrje visioonide poole. Üks aastate 2021-2030 Vähitõrje tegevuskava visioone on pikendada ja parandada vähidiagnoosiga patsientide eluiga peale diagnoosi saamist. See eeldab igale patsiendile parima võimaliku ravi tagamist.

Eesti Tervise Arengu Instituudi „Vähitõrje tegevuskava 2021-2030“ andmetel suri Eestis 2000. aastal vähki 1200 inimest enne 65-aastaseks saamist. Seda arvu on erinevate meetoditega, näiteks tubakapoliitika alustamise, ravivõimaluste paranemise ning elutingimuste ja tervise teadlikkuse parandamisega, suudetud vähendada. Rahvastiku tervise arengukavas on eesmärk vähendada antud arvu kuni 550-ni aastatega 2020-2030. Aastatel 2002-2006 oli 53% vähipatsientidest viis aastat peale diagnoosimist elus. Sama arv 2012-2016. aastatel oli 63 %.^[1]

Kiiritusravis on mitmeid mehhanisme ravi täpsuse ja ohutuse tagamiseks. Patsiendidoosi kontrollimisel on oluline roll *in-vivo* dosimeetria. Kiiritusravi koosneb mitmetest etappidest - ravile suunamine, planeerimisuuringute teostamine, sobiva ravidoosi määramine, doosi planeerimine, kvaliteedikontroll, ravi läbiviimine ja järelkontroll. Kontrollimaks patsiendile antavat reaalselt kiirgusdoosi on vaja teostada *in-vivo* dosimeetria mõõtmise.

Käesolevas töös karakteriseeritakse MOSFET-andurid selleks, et Tartu Ülikooli Kliinikumi hematoloogia- ja onkoloogia kliiniku radio- ja onkoteraapia osakond (edaspidi osakond) saaks need kasutusele võtta *in-vivo* dosimeetrias. Andurite karakteriseerimine on oluline osa mõõtetäpsuse tagamisel. Antud töös patsiendi mõõtmisi kajastatud ei ole, sest andmete avaldamiseks puudus Tartu Ülikooli inimuuringu eetika komitee luba. Tulevikus on *in-vivo* mõõtmised konkreetsete anduritega lubatud, sest töö jooksul saavad need karakteriseeritud ning tegemist on sertifitseeritud meditsiiniseadmetega.

Andurid on vähesel määral vastuvõtlikud ka keskkonna mõjutustele, sealhulgas õhurõhule, -temperatuurile ja -niiskusele. Käesolevas töös on keskkonnast sõltuvad tegurid jäetud uurimata, sest osakonnas ei ole kontrollitud keskkonda nende parameetrite muutmiseks ja analüüsiks.

Töö eesmärk on välja uurida, kuidas ja millest sõltub MOSFET-andurite töö kvaliteet ja milliste parameetritega mõõtmiste juures on neid otstarbekas kasutada.

1.KIRJANDUSE ÜLEVAADE

1.1 Vähtõbi ja kiiritusravi

Vähtõve tekkimise põhjus on kasvajaliste rakkude kontrollimatu paljunemine ja organismis edasi liikumine. Erinevus tavapärasest rakkude paljunemisest ja kasvust on see, et organism ei ole suuteline vähirakkude paljunemist peatama ning nende rakkude areng on häiritud. Vähk-kasvajaid liigitatakse hea- ja pahaloomulisteks. Pahaloomulised kasvajakud levivad organismis otseselt või vereringe/lümfisüsteemi kaudu ja tekitavad ka siirdeid. Vähiravi peamised meetodid on kirurgiline-, kiiritus-, ja süsteemravi (keemia-, hormoon- ja bioloogiline ravi). Üldiselt on vähtõve ravimiseks vajalik mitmete erinevate ravimeetodite kombineerimine. ^[2]

Kiiritusravi ehk radioteraapia on kõrge energiaga ioniseerival kiirgusel (elektronidel ja footonitel energiavahemik 4 kuni 25 MeV, prootonitel veel suurem energia ^[3]) põhinev vähi ravimise viis. Kiiritusravi eesmärk on kasvajakude paljunemise peatamine ning nende täielik hävitamine. Kiiritusravi on lokaalne, st kiiritatakse vaid haiguskolde piirkonda. Enne kiiritusravi plaani tehakse patsiendile kompuutertomograafia uuring ja vajadusel positronemissioontomograafia- ja/või magnetresonantstomograafia uuring. Nende põhjal koostatakse kiiritamise plaan. Kiiritusravi saab jagada välis- ja lähikiiritusraviks. Väliskiiritusravi korral suunatakse kiirgus kehas asuvale haiguskoledale väljaspool organismi paiknevast ühest või mitmest kiirgusallikast. Lähikiiritusravi ehk brahhüteraapia puhul viiakse kiirgusallikas organismi vahetusse lähedusse, kas otse haiguskoledesse või sellele võimalikult ligidale. ^[4]

1.2 Kiirgus

Kiirgus liigitatakse ainega interakteerumise põhjal kaheks – ioniseerivaks ja mitteioniseerivaks. Ioniseeriv kiirgus võib toimida kahel viisil – ioniseerides otseselt või kaudselt.

Otseselt ioniseeriv kiirgus (laetud osakesed ehk elektronid/positronid, prootonid, α -osakesed ja rasked ioonid) ladestab energiat läbi otsese Coulombi vastastikmõju laetud osakese ja aatomite orbitaalelektronide vahel.

Kaudselt ioniseeriv kiirgus (neutronid ja footonid - röntgen- ja γ -kiired) ladestab energiat keskkonda kaheastmelise protsessi kaudu. Esmalt antakse kiirgus edasi erinevate footonite

vastastikmõjude kaudu kineetilise energiana sekundaarsetele laetud osakestele – elektronidele või positronidele. Seejärel annavad laetud osakesed energia üle keskkonda aatomi ergastuste ja ionisatsiooni kaudu. Selle tulemusel kaotavad laetud osakesed osa oma energiast, mida nimetatakse kiirguskadudeks.

Neeldumiskoosi defineeritakse kui keskmine energia, mida ioniseeriv kiirgus annab ainele piiratud mahus. Neeldumiskoosi ühikuks on džaul kilogrammi kohta (J/kg), mida nimetatakse greiks (Gy).
[3]

1.3 Lineaarkiirendid

Lineaarkiirendi toimib elektronidele energia ülekandmise ehk kiirendamise teel. Esmalt saadakse elektronid termoemissiooni teel elektronkahuris, mis transpordib need impulssidena elektronkiirendisse ehk lainejuhti. Energiat kantakse elektronidele üle lainejuhis mõne mikrosekundi pikkuste mikrolaine impulssidega, tagades niimoodi suure energia saavutamise. Kiirenevad elektronid hakkavad kalduma osaliselt Coulombi vastastikmõju tõttu ja seepärast on lineaarkiirendid varustatud suunavate magnetväljadega. Magnetväljad tekitatakse mähiste ja juhtimispoolide abil, mille eesmärgiks on elektronkiirt sobivalt suunata. Lainejuhis kiirendatud elektronid suunatakse kiirendi kollimaatoripeas asuva sihtmärgi pihta, kus tekib pidurdus- ehk pärssikiirgus, mida enne patsiendini jõudmist sobivalt kollimeeritakse. [5]

Väliskiiritusravi teostamiseks kasutatakse raviseadet, mis koosneb ravilauast ja kandurist, mille eesmärk on liigutada lineaarkiirendit. Suure energiaga foton- või elektronkiired suunatakse masinast välja ja mitmelehelise kollimaatori abil kujundatakse kiirte liikumine täpselt kasvaja kuju järgi. Kiirendi osa, millest kiirgus väljub, on võimeline pöörlema 360° ümber patsiendi. Lineaarkiirendi kollimaator võimaldab kiiritamist täpselt kasvaja kuju järgi. Kiiritamise ajal lamab patsient ravilaual, mis on võimeline pöörlema 180° ümber masina pöörlemistelgede lõikumispunkti ehk isotsentri. [6]

Antud töös on kasutatud osakonnas kasutusel olevat lineaarkiirendit TrueBeam 4.1 (Varian, USA, joonis 1) fotonenergiaga 6 MeV, millel on 120-leheline MLK (mitmeleheline kollimaator).



Joonis 1. Varian TrueBeam lineaarkiirendi [7]

1.4 Fantoomid

Meditsiinis kasutatakse füüsikalisi mudeleid ehk fantoome, mis imiteerivad inim- või loomorganismi. Fantoomide eesmärk on teadusuuringuteks luua katsekeskkond, et vältida täiesti uute katsete tegemist elusorganismides.^[8] Kiiritusravis kasutatakse doosi jaotumise modelleerimiseks fantoome, et luua patisendisarnane keskkond erinevate mõõtmiste teostamiseks. Kiirgusmõõtmiste tegemiseks peab fantoomi puhul järgima nii materjalide kui ka geomeetria nõudmisi. Fantoomi materjalid on sageli inimkoe sarnased, koostiselt hästi iseloomustatavad ja kergesti kättesaadavad. Materjalid peavad võimaldama võrdlemist võrdlusstandardite suhtes ja olema kiirguse mõjudele vastupidavad. Seejuures on oluline, et mõõtmistulemusi saaks korrata, et näidata reaalselt reaktsiooni kiirgusele. Geomeetria poolest peavad fantoomid sobima kiirgusvälja suuruse ja kujuga, võimaldama 3-dimensionaalseid mõõtmisi, olema kergesti transporditavad ja üles seatavad ning kiirgusväljaga hästi joondatavad. Paljusid fantoome kasutatakse rutiinselt, mistõttu on oluline, et konstruktsioon oleks vastupidav, et võimaldaks korduvat kasutamist. ^[9]

Antud töös on kasutusel veega täidetud Beamscan veefantoom, veega sarnaselt kiirgust neelav RW3 plaatfantoom ja boolus. RW3 plaatfantoom on tahkisfantoom, mis on disainitud

kasutamiseks kiiritades kõrge energiaga footonite ja elektronidega. Fantoomi sügavus on muudetav lisades või eemaldades erineva paksusega plaate. Seeläbi saab neid kasutada kalibreerimisteks ja kvaliteedikontrollideks. Beamscan veefantoom on 3-dimensionaalne destilleeritud vett kasutav fantoom, milles saab mõõta veekindlate anduritega. Fantoom on täisautomaatne võimaldades anduri täpset seadmist (0,1 mm) õigele kõrgusele ja soovitud asukohta, tagades niimoodi hea mõõtetäpsuse.^[10] Boolus on valmistatud koeekvivalentsest geelist (tihedusega $1,03 \text{ g/cm}^3$) ning see on mõeldud footonite ja elektronidega kiiritamiseks. Elastse booluse kihte lisades saab muuta patsiendi või fantoomi kuju või paksust vastavalt vajadusele.^[11]

1.5 *In-vivo* dosimeetria

Kiiritusravi eesmärk on võimalikult ohutult ja täpselt kiiritada patsiendi haiguskollet. Ennetamaks kiiritusraviga seotud õnnetuste ohtu on oluline kontrollida kiiritusravi kvaliteeti – inimlikele vigadele lisaks võib kiiritusravi juures ette tulla süsteemseid vigu.^[12]

In-vivo dosimeetria eesmärk on kindlaks teha reaalne kiirgusdoos ravi ajal. Üldiselt kontrollitakse doose elunditele, mis võivad kiiritusravi ajal saada kahjustada – nahk, silmad jne. Seeläbi kontrollitakse ka kiiritusravi kvaliteeti – reaalse doosi ja plaani kooskõllalisust ja doosijaotust organismis.^[13] *In-vivo* dosimeetriat hakati laiemalt kasutama peale seda, kui Maailma Terviseorganisatsioon koostöös Rahvusvahelise Kiirguskaitsekomisjoniga 2004.aastal seda teha soovitasid.

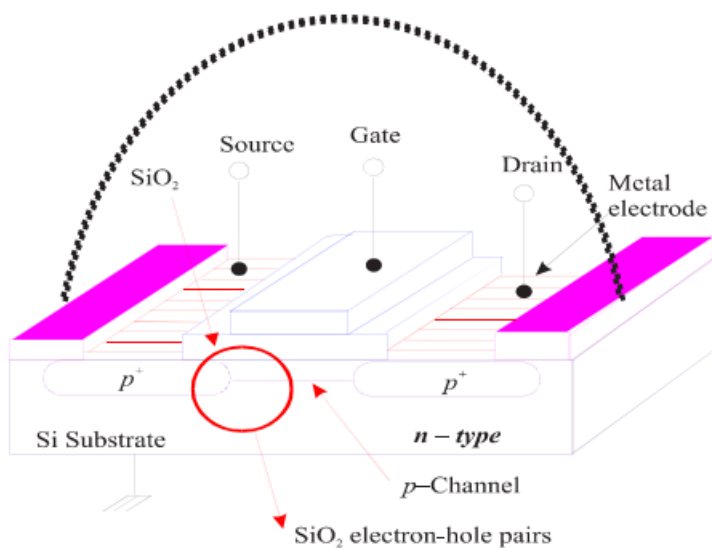
In-vivo dosimeetria võimaldab teha kontrolli vahetult ravi ajal. Enne kiiritusravi tehtav kompuutertomograafia ei näita planeeritava ja realselt neelduva doosi erinevust. Kompuutertomograafia tehakse hetkeseisundist - realselt neeldunud doosi mõjutavad raviplaneerimise süsteemi arvutuste täpsus, lineaarkiirendi väljunddoosi kalibratsioon, lähiskiiritusravis kiirgusallika kalibreerimise määramatus ja täpsus viibeagadel. Nendele lisaks võib peale kompuutertomograafia uuringut toimuda patsiendis ka anatoomilisi muutusi.^[14] Suuremaid ja väiksemaid muutusi on iga kompuutertomograafia uuringu vahel ja patsiendi muutumine on üks peamisi doosijaotuse mõjutajaid.

Tänapäevased *in-vivo* dosimeetrias kasutatavad andurid saab jagada kaheks – reaalajas mõõtvad ning passiivsed andurid. Passiivsed andurid vajavad peale kiiritamist aega doosi analüüsimiseks.

Reaalajas mõõtvad andurid on näiteks dioodid, MOSFET-andurid, plastikust stsintillatsioonidetektorid (ingl PSD, *plastic scintillation detectors*), elektroonilised portaalkuvamisseadmed (ingl EPID, *electronic portal imaging devices*). Nende andurite eelis on see, et need suudavad doosi väärtuse lugejale anda samal ajal, kui kiiritusravi tehakse või vahetult peale selle tegemist. Detektorite tundlikkus võib sõltuda kiirguse energiast ning doosikiirusest, mistõttu on oluline, et kalibreerimine oleks tehtud kindlatel tingimustel. ^[12]

1.6 MOSFET-andurid

MOSFET-andurid on ühed enamlevinud väljatransistorid. MOSFET-andur koosneb ränist ning selle väravakontakt on juhtivuskanalist eraldatud isoleeriva kihiga, milleks on ränidioksiid. Juhtiva kanali vabad laengukandjad – n-kanaliga anduri puhul on nendeks elektronid, p-kanaliga anduri puhul augud – tekitavad vastavalt kanalitüübile inversioonlaengu. Väravaelektroodpinge rakendatakse rāni ja rānidioksiidi piirpinnale, millel on eelnevalt inversioonlaeng. Elektronid sisenevad kanalisse ja väljuvad sealt kanali-tüübile vastavate kontaktide kaudu. ^[15]



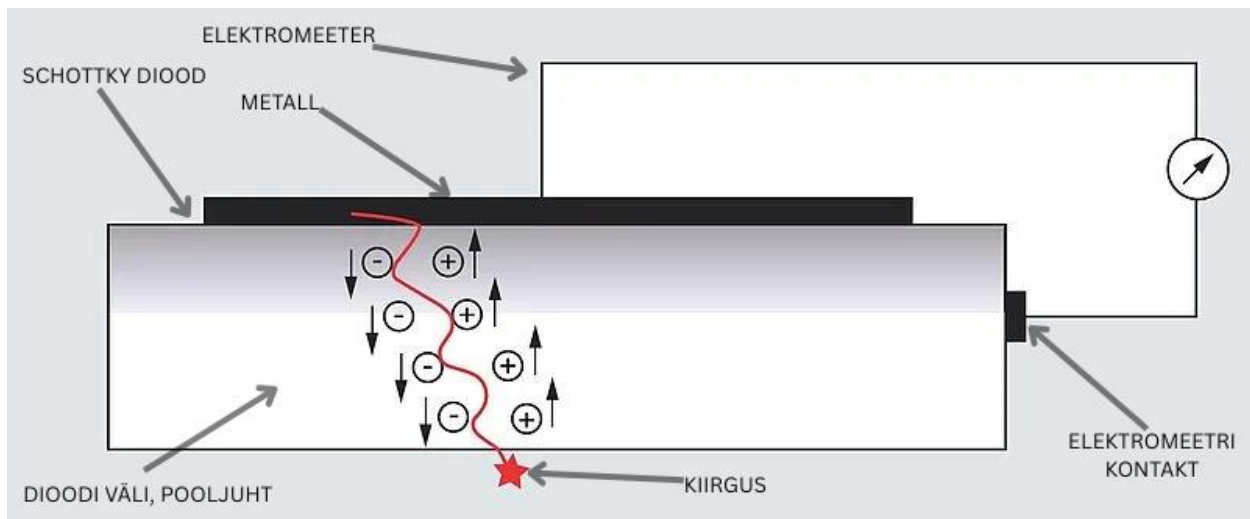
Joonis 3. MOSFET-anduri skeem ^[13]

MOSFET-andurite puudus on eelkõige nende eluaeg, mis sõltub rānidioksiidkihi paksusest. Isoleerivas kihis on laengute suurenemine limiteeritud. Sellest tulenevalt tekib pärast teatavat kiirgusannust küllastumine ning enam neid andureid kasutada ei saa. Lisaks peetakse silmas, et

MOSFET-andurid ei ole sfäärilised ning nende struktuur ei ole homogeenne. Seetõttu on oluline uurida dosimeetrite tundlikkust ka erinevate kiirgussuundade korral. ^[13]

1.7 microDiamond andur

MicroDiamond andur on monokristalliline teemantdetektor (ingl *single crystal diamond detector*), mida kasutatakse suhtelises- ja absoluutdosimeetrias. Anduri eelisteks on väike suurus, väga madal temperatuuri-, energia- ja kiirgussuuna sõltuvus ning väike kõrvalekalle vee neeldumiskoostis erinevate suurustega väljade puhul. See teeb temast hinnatud anduri just väikeste väljadega mõõtmiste jaoks. ^[16]

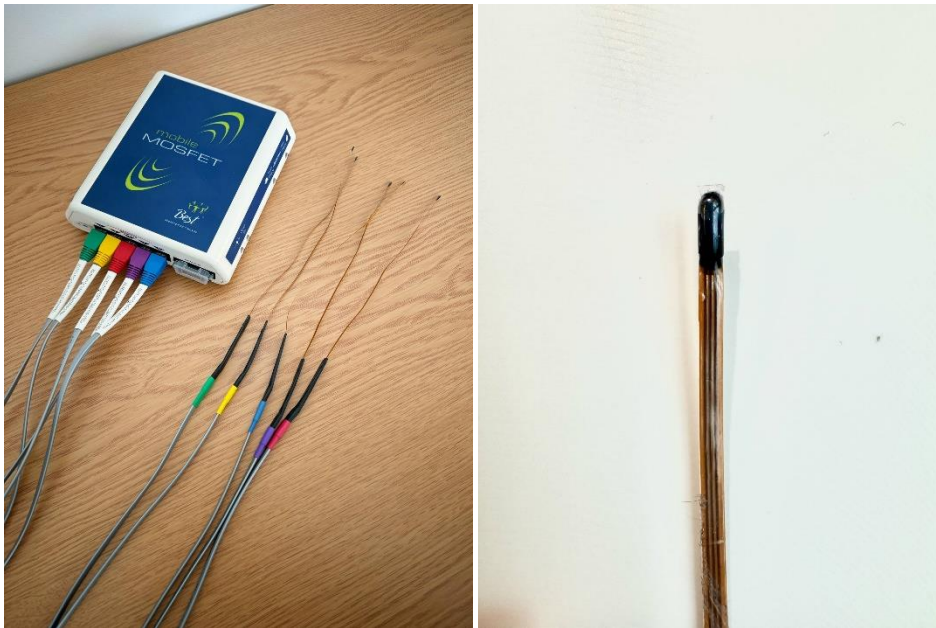


Joonis 4. microDiamond anduri skeem. ^[16]

Joonis 4 kujutab Schottky diodi, mis on anduri ülemise kontakti all – metalli ja pooljuhi kokkupuutepinnal. MicroDiamond anduri pooljuhiks on teemant. Diodini jõudev kiirgus (joonisel märgitud punasega) tekitab positiivseid ja negatiivsed laengukandjad, mis eralduvad diodi väljal ehk pooljuhis. Seeläbi tekib signaalvool, mida mõõdetakse elektromeetriga (joonisel paremal). Anduri töö põhimõtte juures on oluline, et see toimib 0 V juures, s.t väline eelpingestamine ei ole vajalik. ^[14]

2. METOODIKA

Antud töös kasutati Tartu Ülikooli Kliinikumis olevat dosimeetria süsteemi MobileMOSFET (Best Medical Canada). Süsteem koosneb anduritest ja lugerist (Joonis 5). Lugeriga saab korraga ühendada kuni 5 üksikandurit või ühe 5-andurilise jada, ning mõõtmisel mõõdetakse kõigi ühendatud anduritega korraga. Mõõtmiste juures on oluline, et iga andur mõõdab lokaalselt selles punktis, kuhu see on asetatud. Käesolevas töös kasutati üksiku mõõtepunktiga andureid, kus doos registreeritakse anduri otsas olevas MOSFET-detektoris. Andurid ühendati lugeriga alati samas järjekorras, et läbi töö nimetada neid järjekorranumbri järgi (1 - roheline, 2 - kollane, 3 - punane, 4 - lilla, 5 - sinine).

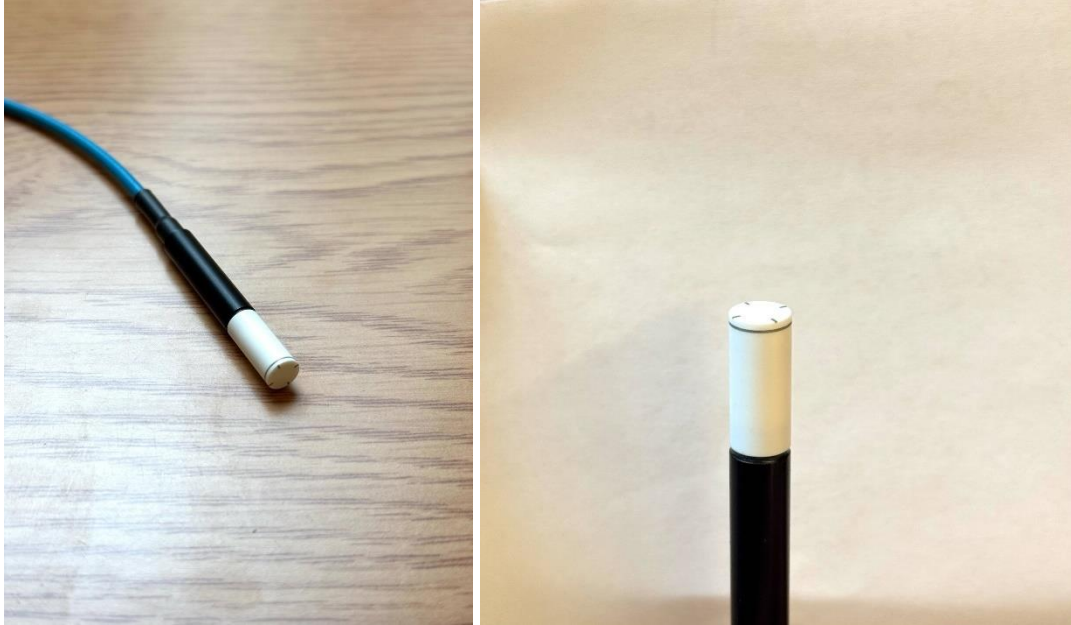


Joonis 5. mobileMOSFET dosimeetria süsteem ja anduri mõõtev osa.

In-vivo mõõtmistel kasutati kiiritamisel footonenergiat 6 MeV (maksimaalne footoni energia 6 MeV) ja väljasuursi 5 cm x 5 cm kuni 30 cm x 30 cm. Fantoomina kasutati plaatfantoomi (RW3, PTW, Saksamaa), mis neelavad kõrge energiaga kiirgust sarnaselt veele ja boolust.

Raviplaneerimise süsteemiks osakonnas on Monaco 6.0 (Elektra, USA), mis kasutab Monte Carlo XVMC doosiarvutusalgoritmi.

Võrdlusmõõtmised tehti MicroDiamond anduriga veefantoomis Beamscan (PTW, Saksamaa) ja mõõtmistulemuste registreerimiseks kasutati PTW Mephysto 4.5 tarkvara.



Joonis 6. microDiamond andur

Kõikidele mõõtetulemustele on leitud A-tüüpi mõõtemääramatus, sest mõõtmiste lõpptulemusena arvestatakse andmete analüüsis mõõdiste aritmeetilist keskmist. A-tüüpi mõõtemääramatus avaldub ^[17]:

$$u_A(\bar{x}) = s(\bar{x}) = \frac{s(x)}{\sqrt{n}} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}{n(n-1)}} \quad (1)$$

$u_A(\bar{x})$ - aritmeetilise keskmise A-tüüpi mõõtemääramatus

$s(\bar{x})$ - aritmeetilise keskmise standardhälve

$s(x)$ – mõõtmiste standardhälve

n – mõõtmiste arv

x_i - konkreetse mõõtmise väärtus, milles i tähistab mitmenda mõõtmisega on tegemist

Erinevate doosikiirustega tehtud mõõtmiste võrdlemiseks on leitud anduritele laiendmääramatus 95% usaldusnivool. See avaldub ^[17]:

$$U = k \times s(x) \quad (2)$$

U – laiendmääramatus usaldusnivool 95%

k – kattetegur, mis normaaljaotuse puhul on 1,96

s(x) – mõõtmiste standardhälve

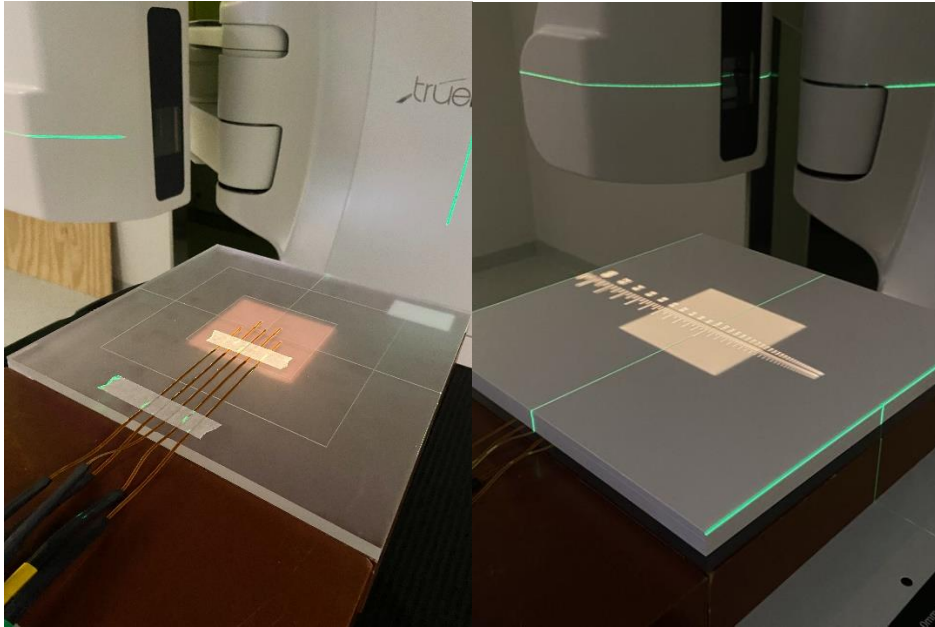
2.1 MOSFET-andurite kalibreerimine

Kalibreerimise eesmärk on leida kalibratsioonikoefitsiendid, mille järgi süsteem anduri mõõdetud pinge doosiks teisendab. Kasutatava dosimeetria süsteemi komplekti kasutusjuhendis on kalibreerimiskoefitsiendi leidmiseks toodud valem:

$$CF = \frac{\text{MOSFET mV reading (mV)}}{\text{KNOWN RADIATION VALUE (e.g. cGy, R, Gy)}} \quad (3)$$

Valemis olev murru lugeja viitab MOSFET-anduri registreeritud näidule millivoltides ning murru nimetaja on kiiritamiseks kasutatud doos vastavalt tema mõõtühikule. Kalibreerimisprotsessi juures leiti toodud valemi abil kalibreerimiskoefitsiendid, mille abil teisendas MobileMOSFET süsteem edasised mõõtetulemused doosiks.

MobileMOSFET dosimeetriasüsteemi komplektis on kaasas kalibreerimisplaat, mis tagab andurite kindla geomeetrilise asukoha. Andurite kalibreerimiseks asetati kõik andurid plaadi pesadesse (anduri MOSFET-detektor allpool) ja kiiritati kindla doosiga. Andurite peale lisati 1,5 cm paksune ning alla 5 cm paksune plaatfantoom. Kalibreerimist tehti kiirgusväljaga 10 cm x 10 cm ja SSD = 100 cm allikast fantoomi pinnani.



Joonis 7. MOSFET-andurid kalibreerimisplaadil, valgustatud ala näitab välja suurust (10 cm x 10 cm)

Kalibreerimisprotsessi korrati kolm korda kiiritades doosiga 10 cGy, väljasuurusega 10 cm x 10 cm ja doosikiirusega 600 MU/min. Kõikidele anduritele leiti kalibreerimiskoeffitsient võttes arvesse kõik kolm mõõtmist, leides neile eraldi kalibreerimiskoeffitsiendid ning võttes nende kolme koeffitsiendi keskmine.

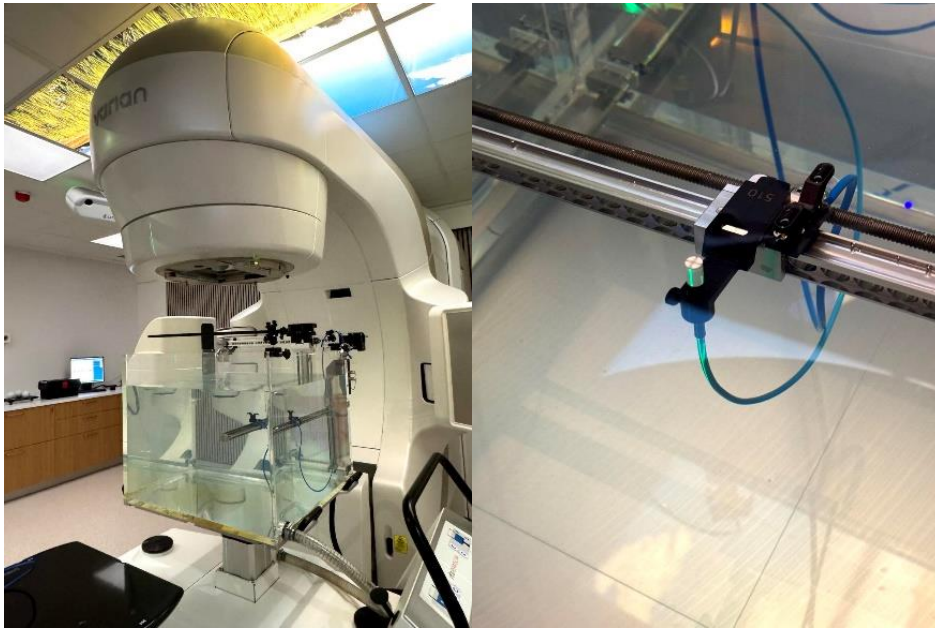
Kalibreerimisel arvestati kalibreeritud MU väärtust doosimaksimumi sügavusel. Kalibratsiooni kontrolliti ka mõõtmiste lõpus, et tuua välja andurite stabiilsus ajas (~16 kuud hiljem).

2.2 Mõõdetava doosi sõltuvus kiiritatava välja suurusest

Kontrollimaks mõõdetava doosi sõltuvust kiiritatava välja suurusest viidi läbi katse muutes välja suurust. Mõõtmisi sooritati ühe anduriga välja suurustega 5 cm x 5 cm kuni 30 cm x 30 cm, 5 sentimeetrise sammuga. Andurid pandi kalibreerimisplaadi pesadesse (anduri MOSFET-detektor allpool) ning alla lisati 5 cm paksune plaatfantoom. Kiiritati energiaga 6 MeV, doosikiirusega 600 MU/min ja SSD = 100 cm. Antud katse puhul viidi läbi pinnal mõõtmised. Katseid korrati kõikide välja suuruste juures kolm korda.

Referentsandur oli microDiamond andur. Anduriga teostati veefantoomis mõõtmised pinnal, energia väärtusega 6 MeV, doosikiirusega 600 Mu/min ja SSD = 100 cm. MicroDiamondi

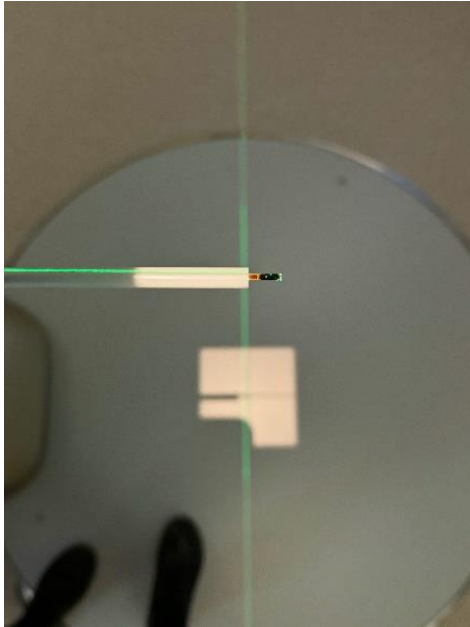
mõõdetulemused normeeriti 10 cm x 10 cm väljale ja leiti koefitsiendid, kuidas mõõdetud doos muutub vastavalt välja suurusele.



Joonis 8. Veefantoom Beamscan ja microDiamond-andur.

2.3 Mõõdetava doosi sõltuvus kiirguse suunast

Kontrollimaks mõõdetava doosi sõltuvust kiirguse suunast viidi läbi katse muutes lineaarkiirendi kanduri nurka. Andur riputati õhku õhukese plastikust toru abil, et vältida fantoomis tekkiva hajuskiirguse mõjutusi mõõtmisel. Kiiritati energiaga 6 MeV, doosikiirusega 600 MU/min, SSD = 100 cm ja välja suurusega 10 cm x 10 cm. Mõõtmisi sooritati täisringil ümber anduri, 30° sammuga. Antud katse puhul korraldati kõikide nurkade all mõõtmisi kaks korda.

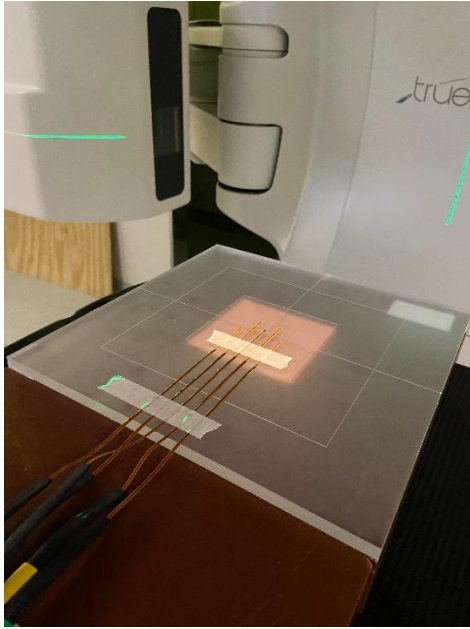


Joonis 9. MOSFET-andur plastik korpuse sees. Valgustatud ala näitab 10 cm x 10 cm välja ja anduri positsioneerimist isotsentrisse.

Kiirguse suuna ja mõõdetava doosi sõltuvuse kontrollimisel võeti referentsiks MobileMOSFET süsteemi kasutusjuhend, milles on märgitud, et kasutades footonkiirgust energiaga 1 MeV kuni 20 MeV, mis tahes nurga all, on mõõteviga $\pm 2\%$ 360° ulatuses. Kasutusjuhendis toodud informatsioon on *in-vivo* mõõtmiste tarbeks.

2.4 Mõõdetava doosi sõltuvus doosikiirusest

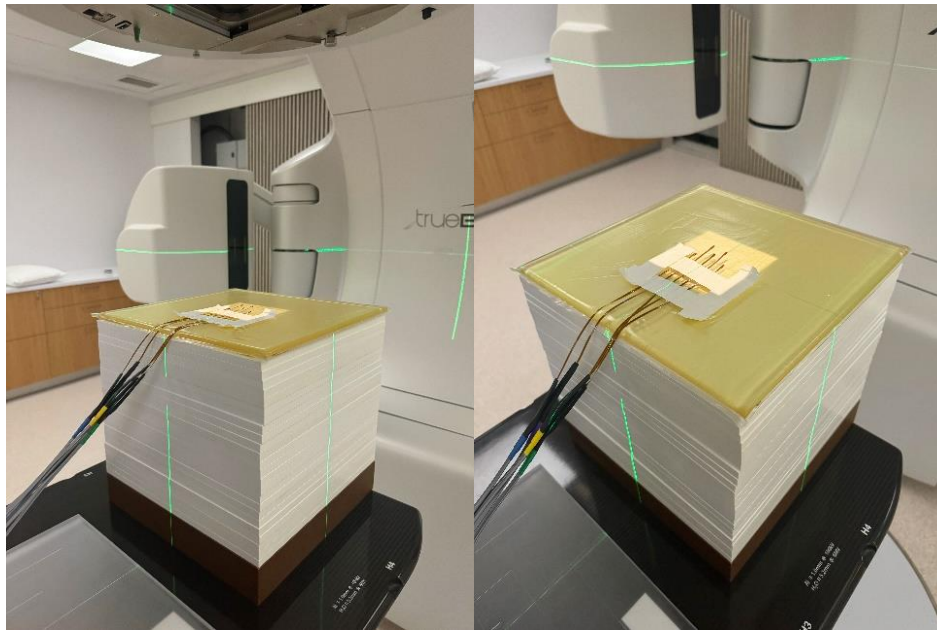
Kontrollimaks mõõdetava doosi sõltuvust doosikiirusest viidi läbi katsed muutes doosikiirust vahemikus 100 MU/min kuni 600 MU/min, sammuga 100 MU/min. Andurid asetati mõõtmiseks kalibreerimisplaadi pesadesse (anduri MOSFET-detektor allpool) ja alla lisati 5 cm paksune plaatfantoom. Kiiritati energiaga 6 MeV, välja suurusega 10 cm x 10 cm ja SSD = 100 cm. Mõõtes olid mõõtesüsteemiga korraga ühendatud kõik 5 andurit ning iga doosikiiruse korral tehti kolm kordusmõõtmist.



Joonis 10. MOSFET-andurid kalibreerimisplaadil, valgustatud ala näitab välja suurust (10 cm x 10 cm)

2.5 Mõõdetava doosi erinevus plaanijärgsest doosist

Uute andurite kasutusele võtmiseks on oluline teha kontrollmõõtmisi reaalsetes mõõtmisolukordades. Kontrollimaks andurite käitumist viidi läbi katse kasutades boolust (patsiendi nahale asetatav veetihedusega elastne lisamaterjal). Andurid asetati booluse pinnale (anduri MOSFET-detektor allpool). Mõõtmisteks asetati boolus omakorda plaatfantoomi peale, mille kogupaksus oli 30 cm simuleerides patsienti. Boolus sarnaneb antud olukorras paremini inimese nahaga kui plaatfantoom ja seetõttu imiteerib fantoom hästi kliinilist olukorda.



Joonis 11. MOSFET-andurid boolusel, mille all on plaatfantoom kogupaksusega 30 cm. Valgustatud ala näitab välja suurust (10 cm x 10 cm).

Kiiritamiseks kasutati eelnevalt ravisüsteemis loodud testplaani, kus oli kaks ruudukujulist välja, suurustega 10 cm x 10 cm ja 20 cm x 20 cm, ja kliinilist raviplaani imiteeriv IMRT raviväli, mis koosnes väikestest segmentidest. Plaanide pildid on toodud lisas 4.

Fantoomi (30 cm x 30 cm x 30 cm) pinnal mõõdetud doosi (andurid booluse peal) võrreldi raviplaneerimissüsteemis arvutatud raviplaaniga, mis oli arvutatud sama geomeetriaga fantoomile. Võrdlemiseks kasutati arvutusvõrgu sammu (ingl *grid*) 2,5 mm ja arvutusalgoritmi määramatusi 1 % ja 0,1 % iga välja kohta.

Mõõtmisi korrati kolm korda, leiti mõõtetulemuste keskmine ja peale seda leiti plaanist anduri asukohale vastav planeeritud doos. Seeläbi sai leida planeeritud ravidoosi ja mõõdetud doosi erinevuse.

3.MÕÕTMISTULEMUSED JA ANDMETE ANALÜÜS

Mõõtetulemuste analüüsimiseks on andurid nimetatud numbritega 1-5. Kalibreerimisprotsessi tulemusena leiti eelpool toodud valemi 3 põhjal järgnevad kalibreerimiskoeffitsiendid, mille abil *in-vivo* süsteem MOSFET-andurite mõõdetud näidud automaatselt doosiks teisendas.

Anduri number	Keskmine pinge 0,1 Gy kohta, mV	Kalibreerimiskoeffitsient
1	10,77 ± 0,36	1,09
2	10,54 ± 0,16	1,07
3	10,74 ± 0,38	1,09
4	10,62 ± 0,45	1,08
5	10,93 ± 0,23	1,11

Tabel 1. Kõikidele anduritele vastavad kalibreerimiskoeffitsiendid 16.01.2024 mõõtmisel.

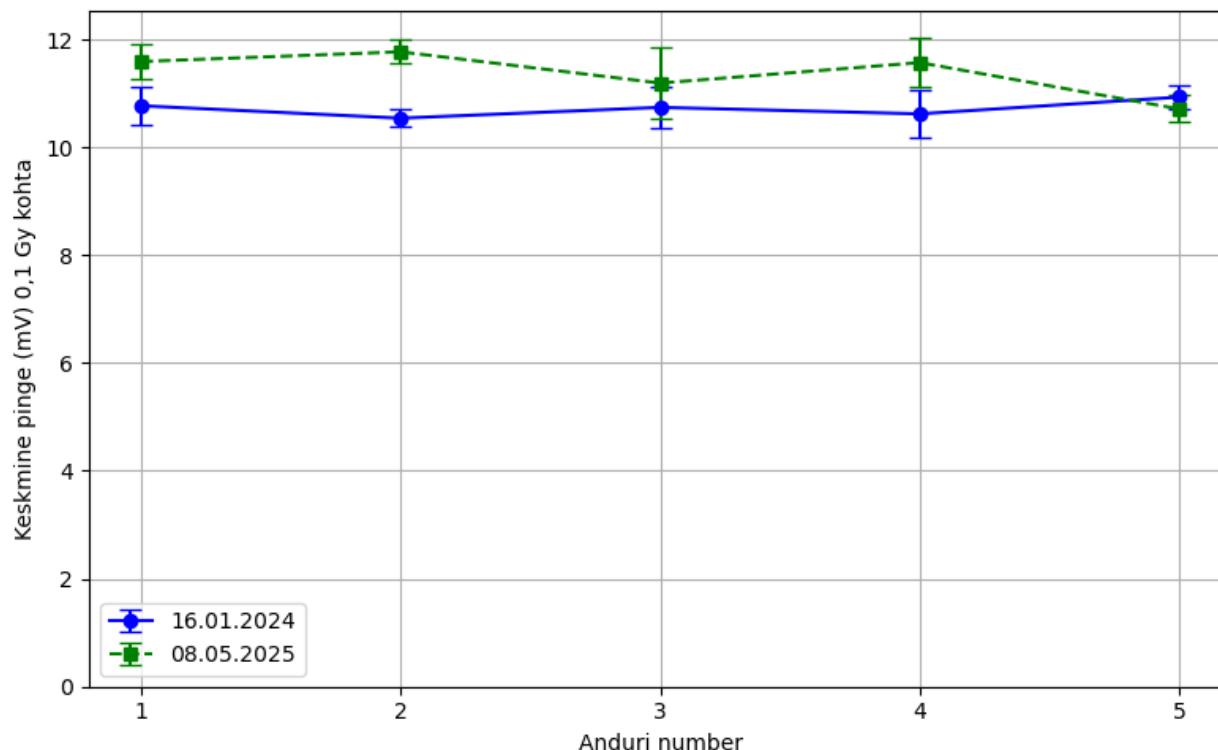
Tabelis 1 olevad kalibreerimiskoeffitsiendid kehtivad käesoleva töö käigus teostatud mõõtmistel. Kalibreerimiskoeffitsientide erinevused on tingitud suuresti tootmisvigadest – ükski andur ei ole teistega identne.

Töö praktilise osa lõppedes korrati sama mõõtmist, et kontrollida andurite stabiilsust ajas. Tabelis 2 on toodud töö lõppedes leitud kalibreerimiskoeffitsiendid vastavalt anduritele.

Anduri number	Keskmine pinge 0,1 Gy kohta, mV	Kalibreerimiskoeffitsient
1	11,59 ± 0,31	1,18
2	11,77 ± 0,22	1,19
3	11,19 ± 0,67	1,13
4	11,57 ± 0,46	1,17
5	10,71 ± 0,25	1,09

Tabel 2. Kõikidele anduritele vastavad kalibreerimiskoeffitsiendid 08.05.2025 mõõtmisel.

Graafikul 1 on mõlema kalibreerimismõõtmise tulemused. Protsentuaalselt muutusid andurite tulemused kuni 11,6 %. Kõige rohkem muutus andur 2, vastavalt 11,6 %. Kõige vähem muutus andur 5, mille tulemus vähenes 2,1 % võrra. Andur 3, mida kasutati kõige rohkem, muutus 4,2 %. Andurid 1 ja 4 muutusid vastavalt 7,7 % ja 8,9 %.



Graafik 1. Kalibreerimismõõtmise tulemused vastavalt erinevatele anduritele.

Stabiilsuskontroll näitas, et andurite tundlikkus muutub ajas, mille põhjus on andurite eluiga. MobileMOSFET-süsteemi kasutusjuhendis on väljatoodud, et andureid saab kasutada kuni 20 000 mV täitumiseni. Peale seda toimub andurites küllastumine ning neid enam kasutada ei saa. Kalibratsiooni mõõtmise kordamisel saadud suurim erinevus 11,6 % näitab andurite dünaamikat ajas ja see tingib vajaduse andureid regulaarselt kalibreerida.

3.1 Mõõdetava doosi sõltuvus kiirgusvälja suuruselt

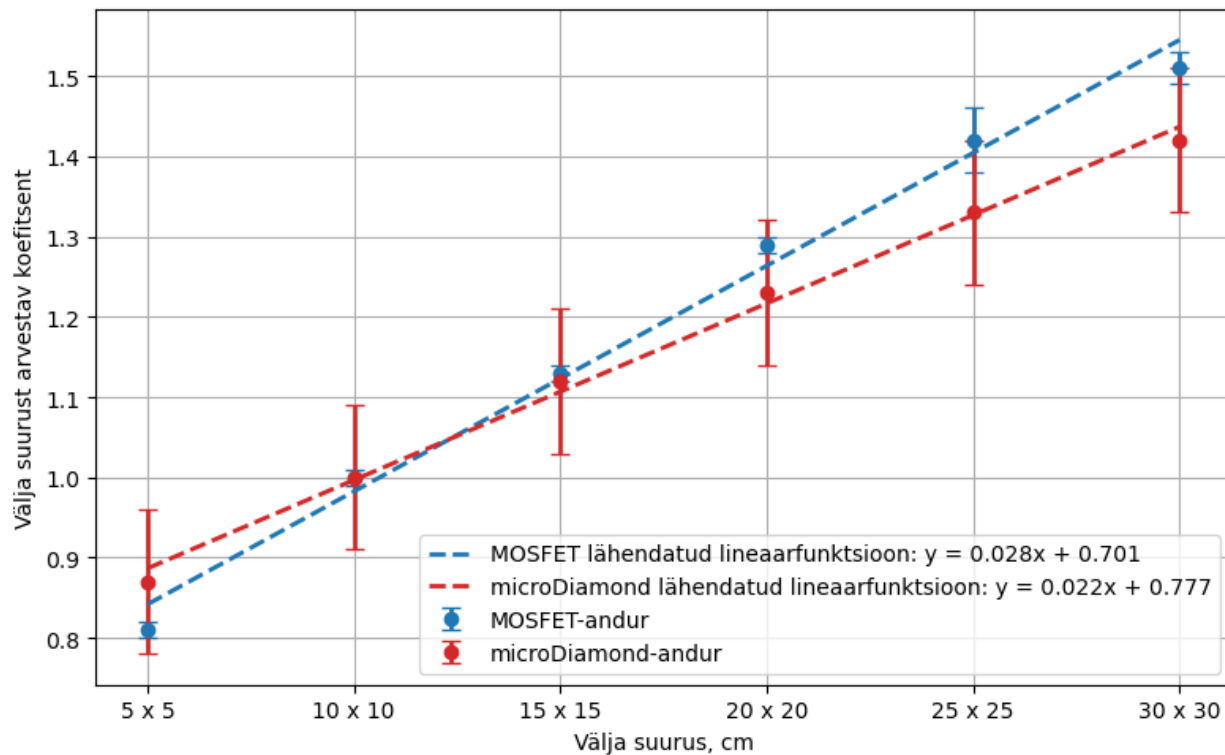
Referentsandur oli microDiamond, mille tulemused on toodud tabelis 2. MicroDiamond anduri mõõtesüsteem annab võrdlemiseks vajalikud välja suurust arvestavad koefitsiendid koos standardhälbega, mille kaudu on leitud mõõtemääramatus. MOSFET-anduri tulemuste mõõtemääramatus on leitud valemiga 1. Mõlemat tüüpi anduri mõõtetulemused on normeeritud vastava anduri 10 cm x 10 cm väljaga mõõtmisele – mõõtetulemused on jagatud 10 cm x 10 cm välja mõõtetulemusega. Normeeritud tulemused töötavad korrigeerimiskoeffitsientidena, mida saab vajadusel kasutada, et kompenseerida sõltuvust kiirgusvälja suuruselt.

Välja suurus, cm	Keskmine doos microDiamond, Gy	Keskmine doos MOSFET, Gy	Normeeritud tulemus microDiamond	Normeeritud tulemus MOSFET
5 x 5	0,38 ± 0,04	0,336 ± 0,002	0,87 ± 0,09	0,81 ± 0,01
10 x 10	0,44 ± 0,18	0,416 ± 0,006	1,00 ± 0,09	1,00 ± 0,01
15 x 15	0,49 ± 0,03	0,471 ± 0,005	1,12 ± 0,09	1,13 ± 0,01
20 x 20	0,54 ± 0,02	0,536 ± 0,002	1,23 ± 0,09	1,29 ± 0,01
25 x 25	0,59 ± 0,02	0,592 ± 0,015	1,33 ± 0,09	1,42 ± 0,04
30 x 30	0,62 ± 0,03	0,629 ± 0,006	1,42 ± 0,09	1,51 ± 0,02

Tabel 2. Erinevatele väljadele vastavad keskmised doosid ja normeeritud tulemused mõlema anduri kohta.

Tabeli 2 tulemused koos vearistidega on esitatud graafikul 2. Mõõtemääramatuste piires langevad mõlema anduri tulemused kokku. MicroDiamond-anduri puhul on tegemist spektritundetu anduriga, mis tähendab, et anduri näit ei sõltu kiiritamiseks kasutatavast energiast. Küll aga on väikese kiirgusdoosi puhul microDiamond anduril suur müra, millest tekib suur määramatus. Mõõtmise tundlikkus kiirgusvälja suurusel tuleneb andurini jõudvast sekundaarkiirgusest – mida suurem on kiirgusväli, seda suurem on andurile jõudva sekundaarkiirguse hulk. Seetõttu on microDiamond hea võrdlusandur, sest on teada, et andur ei sõltu energia spektrist ja mõõdab ilma korrektsioonide rakendamata õige doosi.

MOSFET-anduri mõõtetulemused sõltuvad kiirgusvälja suurusel sarnaselt microDiamond-anduriga. Graafikult 2 on näha, et MOSFET-anduri sõltuvus välja suurusel võrreldes microDiamond-anduriga on suurem.



Graafik 2. Erinevate väljadega kiiritamise normeeritud tulemused koos lähendatud lineaarfunktsiooniga.

Graafikul 2 on vähimruutude meetodil lähendatud katseandmete punktidele lineaarfunktsioon. MOSFET-anduri teoreetilise sõltuvuse tõus on suurem – MOSFET-andurid on kiirgusvälja suurusele tundlikumad kui microDiamond andur. Alates 15 cm x 15 cm suuremate väljade puhul kattuvad tulemused mõõtemääramatuste raamides vähem, mistõttu peab suurte väljadega mõõtmiste puhul tegema eraldi kalibreerimisprotsessi või kasutama koefitsiente.

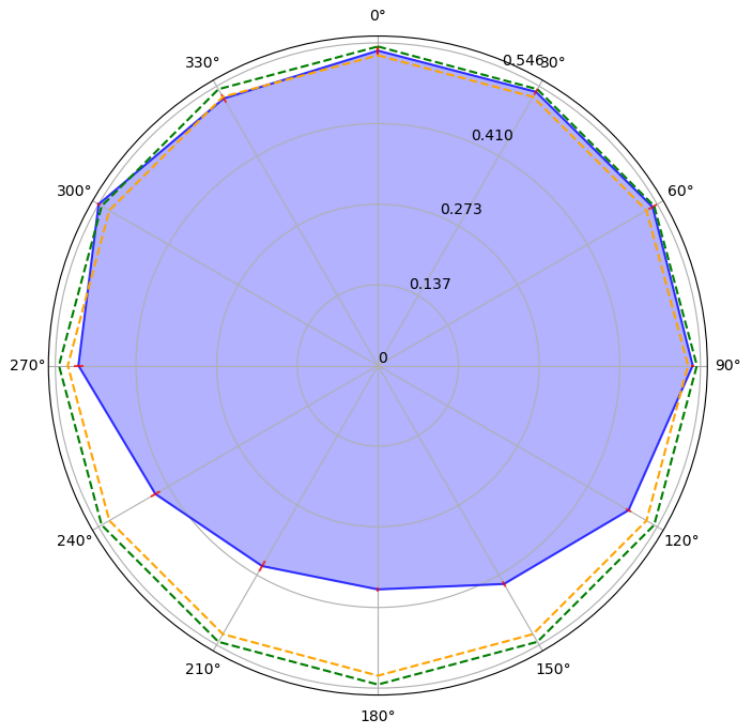
3.2 Mõõdetava doosi sõltuvus kiirguse suunast

Tabel 4 on MOSFET-anduri andmed sõltuvalt kiirguse suunast. Tulemuste analüüsiks normeeriti registreeritud doosid 0° juures mõõdetud tulemusele. Sellisel juhul oli kiirendi kandur otse üleval andurite kohal. Mõõtemääramatus on leitud valemi 1 abil.

Kiirendi nurk, °	Keskmine doos, Gy	Normeeritud tulemus
0	0,533 ± 0,008	1,000 ± 0,015
30	0,535 ± 0,006	1,003 ± 0,012
60	0,537 ± 0,008	1,008 ± 0,015
90	0,533 ± 0,003	0,999 ± 0,006
120	0,490 ± 0,005	0,919 ± 0,009
150	0,427 ± 0,005	0,801 ± 0,009
180	0,379 ± 0,004	0,712 ± 0,008
210	0,392 ± 0,010	0,735 ± 0,019
240	0,435 ± 0,009	0,816 ± 0,017
270	0,507 ± 0,008	0,952 ± 0,015
300	0,546 ± 0,003	1,025 ± 0,005
330	0,522 ± 0,008	0,979 ± 0,015

Tabel 4. Erinevate kiirendi nurkade all mõõdetud doosid MOSFET-anduriga.

Kasutades kiiritades footonkiirgust energiaga 6 MeV, mis tahes nurga all, peab tuginedes mobileMOSFET süsteemi kasutusjuhendile, mõõteviga jääma $\pm 2\%$ 360° ulatuses. Graafik 3 sinisega märgitud ala on mõõtetulemuste kohta. Seejuures roheline ja kollasega piirjooned näitavad MOSFET-anduri kasutusjuhendis lubatud viga. Lubatud viga on arvestatud 0° tulemuse järgi.



Graafik 3. Mõõdetud doosid kiiritades erinevate nurkade all MOSFET-anduriga..

Graafik 3 järgi jäävad vea piirkonda mõõtetulemused vahemikus $0^\circ - 90^\circ$ ja $300^\circ - 360^\circ$, mis on seega piirkonnad, milles antud anduritega on otstarbekas mõõta. Kõige suurem viga tekib andureid alt kiiritades - viga on 29,2 %. Leitud lineaarkiirendi kanduri nurgad ei vasta andurite kasutusjuhendis toodule. Normeeritud mõõtetulemused toimivad kui korrigeerimiskoeffitsiendid, mida saab vajadusel rakendada kiiritades väljatoodud nurkadest erinevate nurkadega. Kasutusjuhendis väljatoodu kehtib *in-vivo* mõõtmistele, mistõttu antud katse juures, mõõtes õhus, ilma booluse ja patsiendita, on viga suurem kui kasutusjuhendis väljatoodu.

3.3 Mõõdetava doosi sõltuvus doosikiirusest

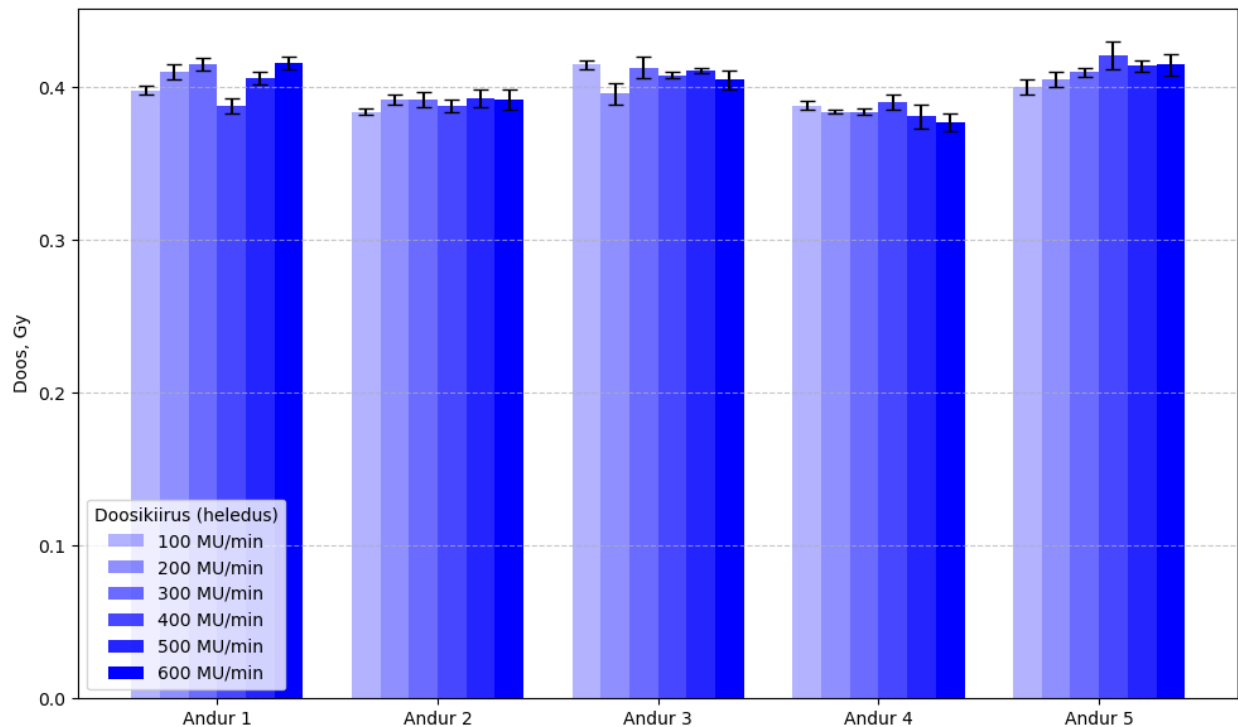
Tabelis 5 on kõigi MOSFET-andurite erinevate doosikiirustega mõõdetud keskmised doosid, koos mõõtemääramatustega. Mõõtemääramatused mõõtmistele on leitud valemi 1 järgi.

Doosi kiirus, MU/min	Andur 1, Gy	Andur 2, Gy	Andur 3, Gy	Andur 4, Gy	Andur 5, Gy
100	0,398 ± 0,003	0,384 ± 0,002	0,415 ± 0,003	0,388 ± 0,003	0,400 ± 0,004
200	0,410 ± 0,005	0,392 ± 0,003	0,396 ± 0,007	0,384 ± 0,001	0,405 ± 0,005
300	0,415 ± 0,004	0,392 ± 0,005	0,413 ± 0,007	0,384 ± 0,002	0,410 ± 0,003
400	0,388 ± 0,004	0,388 ± 0,004	0,408 ± 0,002	0,390 ± 0,005	0,421 ± 0,009
500	0,406 ± 0,004	0,393 ± 0,006	0,411 ± 0,002	0,381 ± 0,008	0,414 ± 0,004
600	0,416 ± 0,004	0,392 ± 0,007	0,405 ± 0,006	0,377 ± 0,006	0,415 ± 0,007
Anduri laiendmõõtemääramatus 95 % usaldusnivool	0,019	0,006	0,012	0,008	0,013

Tabel 5. Kõikide MOSFET-andurite mõõtmistulemused koos määramatusega sõltuvalt erinevatest doosi kiirustest.

Andurite protsentuaalne muutus leiti kõikide doosikiiruste korral võrreldes doosikiirusega 600 MU/min, sest sellel doosikiirusel tehti ka kalibreerimine. Protsentuaalselt jäi kõigi andurite puhul keskmine viga alla 3 %. Andurite 1 ja 4 mõõtetulemused muutusid kõige rohkem, vastavalt 2,66 % ja 1,72 %. Anduri, mida töö eelnevates punktides on kasutatud, mõõtetulemused muutusid doosikiirust muutes keskmiselt 0,69 %. Anduri 5 mõõtetulemused muutusid 0,99 %. Kõige vähem muutus andur 2 0,47 % võrra. Doosikiirusest sõltuvust ühes anduris ei mõjuta paiknemine kiirgusväljas, sest antud mõõtmiste puhul andureid ei liigutatud.

Graafiliseks esitamiseks on graafik 4, millel on toodud tulpdiaagrammidena kõikide andurite mõõdetud doosid koos valemi 1 abil leitud mõõtemääramatustega erinevate doosikiiruste korral.



Graafik 4. Mõõdetud doosid erinevate doosikiiruste korral kõikide anduritega.

Graafikult 4 on näha, et MOSFET-andurid sõltuvad doosikiirusest vähe. Kõikidele anduritele on leitud laiendmääramatus 95 % usaldusnivool valemi 2 abil. Erinevate doosikiirustega mõõdetud doosid langevad kõik omavahel kokku vastava anduri laiendmääramatuse raamides. Seetõttu võib edasiste mõõtmiste juures jätta doosikiirusest sõltuvuse arvestamata, sest andurid on doosikiirusest sõltumatud.

3.4 Mõõdetava doosi erinevus planeeritud doosist

Andmeanalüüsiks kasutati kolmanda MOSFET-anduriga mõõdetud andmeid. Mõõtmiseks kasutati kolme erinevat ravivälja, kus leiti raviplaanist anduri asukohale vastav planeeritud doos.

Tabelis 6 on plaani andmed, mis on tavapärasel kliinilises kasutuses. Arvutusvõrgu samm = 2,5 mm ja määramatus antud plaani puhul on kõikide väljade korral 1 %. Suhteliseks erinevuseks leiti mitu protsenti erinevad mõõdetud doosid planeeritud doosidest.

	Plaani doos, Gy	Mõõdetud doos, Gy	Suhteline erinevus, %
10 cm x 10 cm	0,479 ± 0,015	0,417 ± 0,006	14,8
20 cm x 20 cm	0,645 ± 0,021	0,545 ± 0,008	18,3
Kliiniline segmenteeritud väli	0,628 ± 0,020	0,638 ± 0,009	1,59

Tabel 6. Erinevate väljade kliinilise täpsusega plaani (plaani samm 2,5 mm ja määramatus 1%) võrdlus MOSFET-anduriga mõõdetud doosiga.

Mõõtemääramatuste piirides langevad kokku mõõtmised, mis on tehtud segmenteeritud väljaga. Teistel juhtudel jääb suhteline erinevus veidi alla 20 %.

Tabelis 7 on plaani andmed, mis on arvutatud tavapärasest kliinilisest plaanist täpsemalt.

Arvutusvõrgu samm = 2,5 mm ja määramatus antud plaani puhul on kõikide väljade korral 0,1 %.

	Plaani doos, Gy	Mõõdetud doos, Gy	Suhteline erinevus, %
10 cm x 10 cm	0,437 ± 0,002	0,417 ± 0,006	4,6
20 cm x 20 cm	0,550 ± 0,002	0,545 ± 0,008	0,9
Kliiniline segmenteeritud väli	0,643 ± 0,003	0,638 ± 0,009	0,7

Tabel 7. Erinevate väljade täpse plaani (plaani samm 2,5 mm ja määramatus 0,1 %) võrdlus MOSFET-anduriga mõõdetud doosiga.

Mõõtemääramatuste piirides langevad kokku nii 20 cm x 20 cm kui ka kliiniliselt segmenteeritud väli. Suurte suhteliste erinevuste põhjus võib-olla kasutatud raviplaneerimise programm. Antud programmi põhifookus on dooside arvutamine kehas sees, kuid praegusel juhul kasutati seda pinnadoosi leidmiseks, mistõttu MOSFET-andurite mõõtetulemused ja Monaco arvutatud doos ei pruugigi kokku langeda. Lisaks võib valitud arvutusvõrgu samm 2,5 mm olla liiga suur, et pinnadoosi gradiendiga täpselt toime tulla. Kliiniliselt segmenteeritud välja ja avatud välja (10 cm x 10 cm ja 20 cm x 20 cm) erinevus võib olla mõjutatud ka sellest, et kliiniliselt segmenteeritud välja puhul on kasutusel oleva mitmelehelise kollimaatori mõju tugevam.

Mõõtetulemused kinnitasid töö tulemuslikkust, sest *in-vivo* mõõtmiste juures on oluline, et mõõtmistulemused langeksid mõõtemääramatuste piirides samamoodi kokku.

KOKKUVÕTE

Käesoleva töö eesmärk oli välja uurida, kuidas ja millest sõltub MOSFET-andurite töökvaliteet ja milliste parameetritega mõõtmiste juures on neid otstarbekas kasutada. Töö tulemusena pidi olema võimalik need kasutusele võtta Tartu Ülikooli Kliinikumi hematoloogia- ja onkoloogia kliiniku radio- ja onkoterapia osakonna igapäevatoos.

Töös leiti MOSFET-anduritele esmased kalibratsioonikoefitsiendid, mida kasutati kõigi edasiste mõõtmiste juures. Peale kõiki mõõtmisi sooritati kalibratsioonimõõtmine uuesti, kontrollimaks andurite stabiilsust ajas. Töös leiti, et andurite kalibratsioonimõõtmiste erinevus ~16 kuu möödudes oli maksimaalselt 11,6 %. Seega näitas stabiilsuskontroll, et andurite dünaamika muutub ajas, mis on tingitud MOSFET-andurite elueast, mistõttu on oluline andurite regulaarne kalibreerimine.

MOSFET-andurid on kiirgusvälja suurusele tundlikumad kui microDiamond andur. Seejuures on oluline, et suuremate kiirgusväljade puhul on mõjutused suuremad. Töös leiti korrigeerimiskoefitsiendid, mida saab kasutada mõõtmiseks ravidel, mille plaan sisaldab välju suurustega 5 cm x 5 cm kuni 30 cm x 30 cm. Parema täpsuse saavutamiseks on vajalik kalibreerimine erinevate väljasuuruste korral või koefitsientide kasutamine.

MOSFET-andurite nurksõltuvuse viga nurkade $0^\circ - 90^\circ$ ja $300^\circ - 360^\circ$ juures jääb 2% juurde. Sellest järeldub soovitus kasutada kiiritamiseks just väljatoodud nurki ehk kasutada andureid ainult õigetpidi. Andurite alt kiiritamisel tekib ~30 % viga. Töös on välja toodud korrigeerimiskoefitsiendid, mida saab vajadusel rakendada, kui kiiritamiseks kasutatakse väljatoodud nurkadest erinevaid nurke.

Kontrolliti andurite reageerimist erinevatele doosikiirustele. Töös ei leitud anduritele kindlat seaduspärasust, mille järgi mõõtetulemused sõltuksid doosikiirusest. Kõikidele anduritele leiti laiendmääramatus 95% usaldusnivoole. Andurite mõõtetulemused kattusid kõik omavahel anduri laiendmääramatuse piirides, järelikult andurid on doosikiirusest sõltumatud.

Viimaseks kontrolliti raviplaneerimisprogrammi ja mõõdetud dooside vahelist erinevust. Tavapärase kliinilise täpsusega arvatud kliiniliselt segmenteeritud raviplaani doos oli kooskõlas *in-vivo* mõõtmistega. See kinnitab töö tulemuslikkust, sest edaspidiste ravide juures on oluline, et mõõtmistulemused langeksid mõõtemääramatuste piirides samamoodi kokku. Küll aga on mõistlik

leida raviplaanile vastava maksimaalse väljasuuruse ja kiiritusnurkadega võrdväärseid kalibreerimiskoeffitsiendid või kasutada nende korrigeerimiseks töös leitud koeffitsiente.

Antud töös saadud tulemused on eelduseks MOSFET-andurite kasutusse võtmiseks Tartu Ülikooli Kliinikumi hematoloogia- ja onkoloogia kliiniku radio- ja onkoterapia osakonnas. *In-vivo* dosimeetria andurid aitavad kontrollida kiiritusravi ohutust ja täpsust kiiritusravi läbiviimisel lineaarkiirendiga.

KASUTATUD ALLIKAD

1. *Vähitõrje tegevuskava 2021–2030* | *Tervise Arengu Instituut*. (s.a.). Salvestatud 23. aprill 2025, <https://tai.ee/et/valjaanded/vahitorje-tegevuskava-2021-2030>
2. *Üldinfo vähktõve kohta*. (s.a.). Salvestatud 12. november 2024, <https://www.kliinikum.ee/ho/info-haiguste-kohta/2-uncategorised/83-ueldinfo-vaehktove-kohta>
3. E. B. Podgorsak. (2005). *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*. International Atomic Energy Agency.
4. *Kiiritusravi meelespea*. (s.a.). Tartu Ülikooli Kliinikum. Salvestatud 28. veebruar 2024, <https://www.kliinikum.ee/patsiendiinfo-andmebaas/kiiritusravi-meelespea/>
5. David Greene & Peter C Williams. (1997). *Linear Accelerators for Radiation Therapy* (2nd Edition). Medical Science Series.
6. Kuuse, S. (2018). *Kogu keha kiiritus ja kopsude varjestamine luuüdi siirdamise* [Tartu Ülikool]. <http://hdl.handle.net/10062/61358>
7. *TrueBeam* | *Varian*. (s.a.). Salvestatud 29. veebruar 2024, <https://www.varian.com/products/radiotherapy/treatment-delivery/truebeam>
8. Wegner, M., Gargioni, E., & Krause, D. (2023). Classification of phantoms for medical imaging. *Procedia CIRP*, 119, 1140–1145. <https://doi.org/10.1016/j.procir.2023.03.154>
9. DeWerd, L. A., & Kissick, M. (Toim). (2014). *The Phantoms of Medical and Health Physics: Devices for Research and Development*. Springer New York. <https://doi.org/10.1007/978-1-4614-8304-5>
10. *Rw3-slab-phantom.pdf*. (s.a.). Salvestatud 12. mai 2025, <https://www.ptwdosimetry.com/en/products/rw3-slab->

phantom?downloadfile=1816&type=3451&cHash=eee7c204867204d923df30cd74c2261

6

11. *Macromedics-product-catalogue-v8-extra-small.pdf*. (s.a.). Salvestatud 28. mai 2025, <https://www.macromedics.com/files/upload/126/macromedics-product-catalogue-v8-extra-small.pdf>
12. Mijnheer, B., Beddar, S., Izewska, J., & Reft, C. (2013). In vivo dosimetry in external beam radiotherapy. *Medical Physics*, *40*(7), 070903. <https://doi.org/10.1118/1.4811216>
13. International Atomic Energy Agency (Toim) (with J. Izewska). (2013). *Development of Procedures for In Vivo Dosimetry in Radiotherapy* (illustrated tr). International Atomic Energy Agency.
14. Haughey, A., Coalter, G., & Mugabe, K. (2011). Evaluation of linear array MOSFET detectors for in vivo dosimetry to measure rectal dose in HDR brachytherapy. *Australasian Physical & Engineering Sciences in Medicine*, *34*(3), 361–366. <https://doi.org/10.1007/s13246-011-0084-2>
15. Trond Ytterdal, Yuhua Cheng, & Tor A. Fjeldly. (2003). *Device modelling for analog and RF CMOS Circuit Design*. Wiley.
16. *microDiamond | PTW*. (s.a.). Salvestatud 24. märts 2025, <https://www.ptwdosimetry.com/en/products/microdiamond>
17. Plank, T. (2005). MÕÕTEMÄÄRAMATUSE HINDAMINE. *Loodusainete õpetamisest koolis. II osa*.

LISAD

Lisa 1. MobileMOSFET andurite tehnilised andmed

OPERATOR'S MANUAL FOR THE ⁶⁰Co mobile MOSFET SYSTEM

9.0 TECHNICAL SPECIFICATIONS

Technical specifications for the mobileMOSFET System using the TN-502RD series dosimeter. (Higher sensitivity dosimeters (TN-1002RD series) as well as Linear Array dosimeters (TN-LA5 series) are available on request.)

Accuracy

Accuracy relative to an absolute source is determined during calibration by the user. Dosimeter accuracy over its dose life is approximately four percent. Recalibration every 7,000 millivolts, or equivalent accumulated exposure, will maintain this accuracy.

Sensitivity (typical values)

Under full buildup: (energies \geq 1MeV)

1 mV/cGy for Standard Bias Setting.

2.7 mV/cGy for High Sensitivity Bias Setting.

Diagnostic X-ray energies:

9 mV/R for High Sensitivity Bias Setting.

Resolution and Capacity

The System records MOSFET voltage up to 20,000 mV with 0.001 mV resolution. The display is autoranging to keep appropriate precision.

Dose Range

20,000 cGy for Standard Bias Setting.

7,000 cGy for High Sensitivity Bias Setting.

Reader Long Term Stability

Reader stability error is less than one percent of maximum accumulated dose, ± 1 mV, over one year.

Reader Linearity

Linearity error is less than 1% of the total dose reading, ± 1 mV, over the full dose range.

System Dose to Dose Reproducibility (at 68% confidence using ⁶⁰Co).

DOSE	BIAS SUPPLY SENSITIVITY	
	HIGH	STANDARD
200 cGy	<0.8%	<2%
100 cGy	<1.2%	<3%
20 cGy	<3%	<8%

Angular Dependence

The error resulting from irradiating the dosimeter under full build-up with beam energies of 1 MeV to 20 MeV at any angle is $\pm 2\%$ through 360 degrees of rotation.

Fade

<3% of 200 cGy, rad or mV when read within 15 minutes of exposure.

Battery Operated: Rechargeable - built in "Smart Charger".

Battery Life: >20 hours with readings every 5 minutes.

Battery Re-charge Time: <3 hours

Ambient Temperature Effect

The System temperature response is as follows:

- a) Less than 2% of 20 mV per °C of temperature difference between the Start and the read process up to an accumulated dose of 4,000 millivolts.
- b) Less than 1% of 200 mV per °C of temperature difference between the Start and the read process up to an accumulated dose of 20,000 millivolts.

Energy Dependence for Photons and Electrons in the range 1 to 20 MeV*

Energy dependence error is less than 5% from 1 to 20 MeV with appropriate build-up.

Energy Dependence for Diagnostic X-rays

Energy dependence error is less than 10% for 40kVp to 120 kVp.

Dose Units Selection

cGy, Gy, Rad and mV.

Number of Readers: Up to 8 reading simultaneously; up to 40 MOSFETs.

Bluetooth Serial Port Wireless Module

Working Frequency:
2.4 GHz ISM Band

Output Radio Frequency Power:
5 dBm

Power Supply:
5 V (Min. 3 VDC, Max 6 VDC)

Bluetooth Serial Port Adapter (Wall Mounted) Wireless Transceiver

Working Frequency:
2.4 GHz ISM Band

Output Radio Frequency Power:
16.5 dBm

Power Supply:
12 V (Min. 8 VDC , Max 30 VDC)

Working Range

Approximate 75m line-of-sight^(Note)

Note : Working range depends on the device's location, and its surrounding environment.

MATERIAL

The mobileMOSFET Dosimetry System does not contain a human blood derivative.

The mobileMOSFET Dosimetry System does not contain tissues of animal origin.

System Useful Life

mobileMOSFET Reader useful life is ten years from the date of manufacture taking into account proper maintenance is performed as recommended and replacement of parts subject to normal wear or deterioration. This is based on

- History of previous models
- Availability of spare parts
- Ability to provide service support

Dosimeters will retain their specified characteristics for at least one year after their date of manufacture. Each dosimeter has a label attached that indicates the date of manufacture.

Lisa 2. MicroDiamond Type 60019 anduri tehnilised andmed

microDiamond® Type 60019

As stable as a diamond, as sensitive as a diode - the microDiamond detector is the ideal detector for a broad range of radiotherapy applications



- ▶ Perfectly suited for small and very small fields
- ▶ Excellent spatial resolution for accurate penumbra measurements
- ▶ Nearly water-equivalence
- ▶ Outstanding radiation hardness
- ▶ Negligible dose-rate and dose-per-pulse dependence
- ▶ Point dose patient QA with RUBY

The microDiamond is a synthetic diamond detector which is well characterized, unique, and versatile for high-precision dosimetry in high-energy photon, electron, proton and carbon ion beams. This all-in-one detector is the perfect detector for small and very small field dosimetry, as well as large field dosimetry. With the versatile microDiamond, you will never have to worry about choosing the right detector again.

General

Type of product	synthetic single crystal diamond detector
Application	relative dosimetry on radiotherapy beams
Reference radiation quality	⁶⁰ Co
Design	waterproof, disk-shaped, sensitive volume perpendicular to detector axis
Direction of incidence	axial

Specification

Nominal sensitive volume	0.004 mm ³
Nominal response	1 nC/Gy
Long-term stability	≤ 0.5 % per year
Dose Stability	≤ 0.25 %/kGy at 18 MV
Temperature response	≤ 0.08 %/K
Energy response	at higher depths than d _{max} , the percentage depth dose curves match curves measured with ionization chambers within ±0.5 %
Bias voltage	0 V
Signal polarity	positive
Reference point	on detector axis, 1 mm from detector tip
Photon energy response	≤ ±2 % (140 kV ... 280 kV) ≤ ±4 % (100 kV ... ⁶⁰ Co)

Directional response in	≤ ±1 % for tilting ≤ ±10°
Leakage ¹ current	≤ ±20 fA
Cable leakage	≤ 200 pC/(Gy·cm)

Materials and measures

Entrance window	0.3 mm RW3 0.6 mm Epoxy 0.01 mm Al 99.5
Total window area density	0.1 g/cm ²
Water-equivalent window thickness	1.0 mm
Sensitive volume	radius 1.1 mm, circular thickness 1 µm
Outer dimensions	diameter 7 mm length 45.5 mm

Ranges of use

Radiation quality	100 keV ... 50 MV photons (6 ... 25) MeV electrons (70 ... 230) MeV protons (115 ... 380) MeV/u carbon ions ²
Field size	(1 x 1) cm ² ... (40 x 40) cm ²
Small fields ³	down to 0.4 cm
Temperature	(10 ... 35) °C (50 ... 95) °F
Humidity	(10 ... 80) %, max 20 g/m ³

Ordering Information

TN60019 microDiamond, connecting system BNT
TW60019 microDiamond, connecting system TNC
TM60019 microDiamond, connecting system M
T40072.1.110 RUBY detector holder T60019

The microDiamond detector is realized in collaboration with Marco Marinelli and Gianluca Verona-Rossi and their team, Industrial engineering Department of Rome Tor Vergata University, Italy.

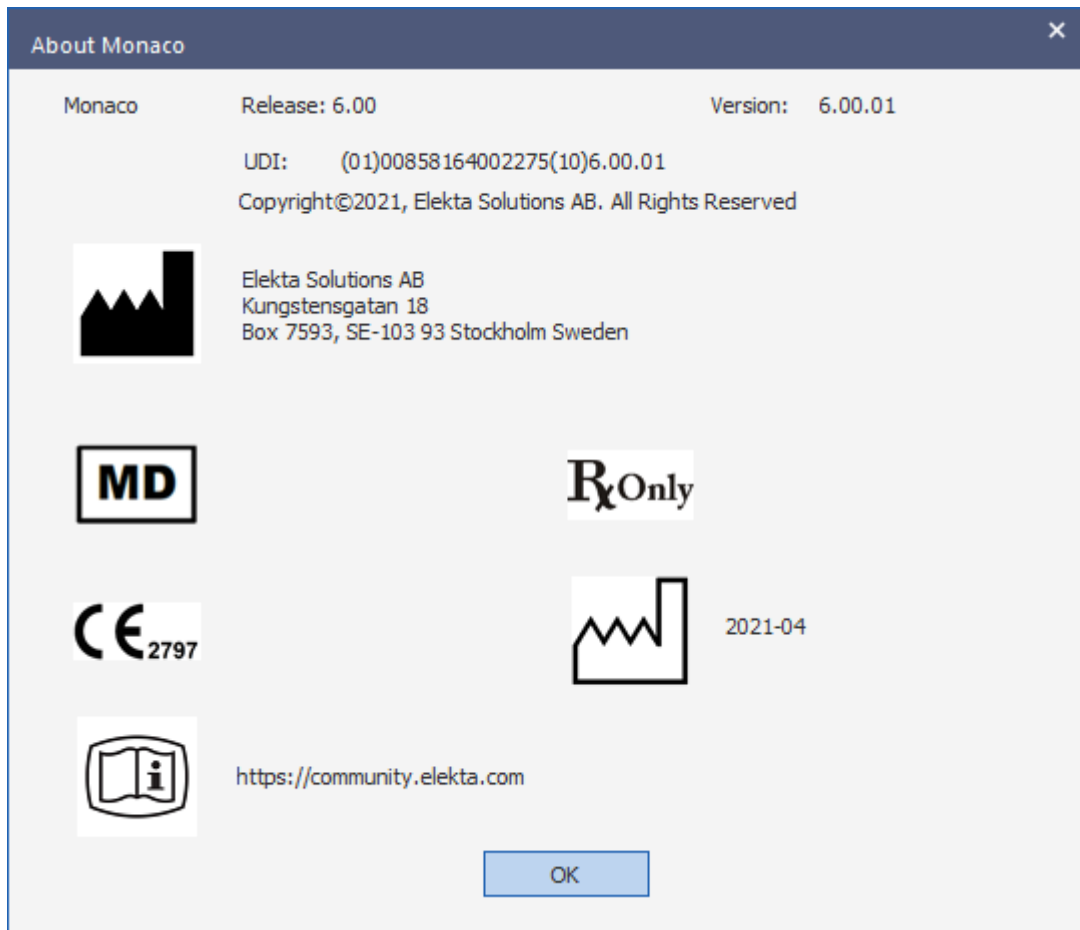
[1] C. Ciacaglion, M. Marinelli, E. Milari, G. Prestipino, C. Verona, G. Verona-Rossi, R. Conradi, A. Petrucci and F. Di Nonno, Dosimetric characterization of a synthetic single crystal diamond detector in clinical radiation therapy small photon beams, Med. Phys. 39 (2012), 4483

[2] C. Di Venanzo, M. Marinelli, E. Milari, G. Prestipino, C. Verona, G. Verona-Rossi, M. D. Falco, P. Lagola, B. Santoni and M. Pingamella, Characterization of a synthetic single crystal diamond Schottky diode for radiotherapy electron beam dosimetry, Med. Phys. 40 (2013), 2212

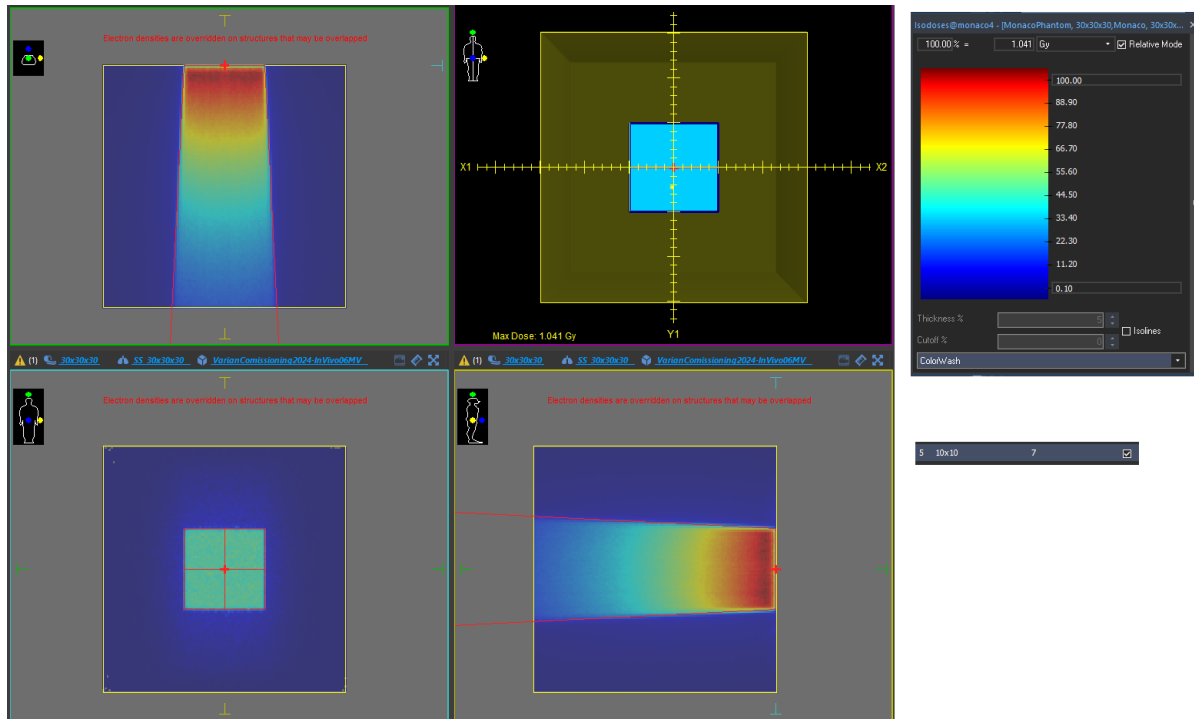
¹In rare cases, an individual microDiamond can exhibit an LET dependence in proton or hadron radiation. If you suspect that this might be the case for your microDiamond, please contact PFW technical service.

²This detector is well suited for measurements in small and very small fields. Please note that for high accuracy measurements any detector may need correction factors in small fields. The small field size limit is provided as equivalent square field size following the methodology of IAEA TRS-483.2017. In accordance with TRS-483, the smallest field size considered is 0.4 cm.

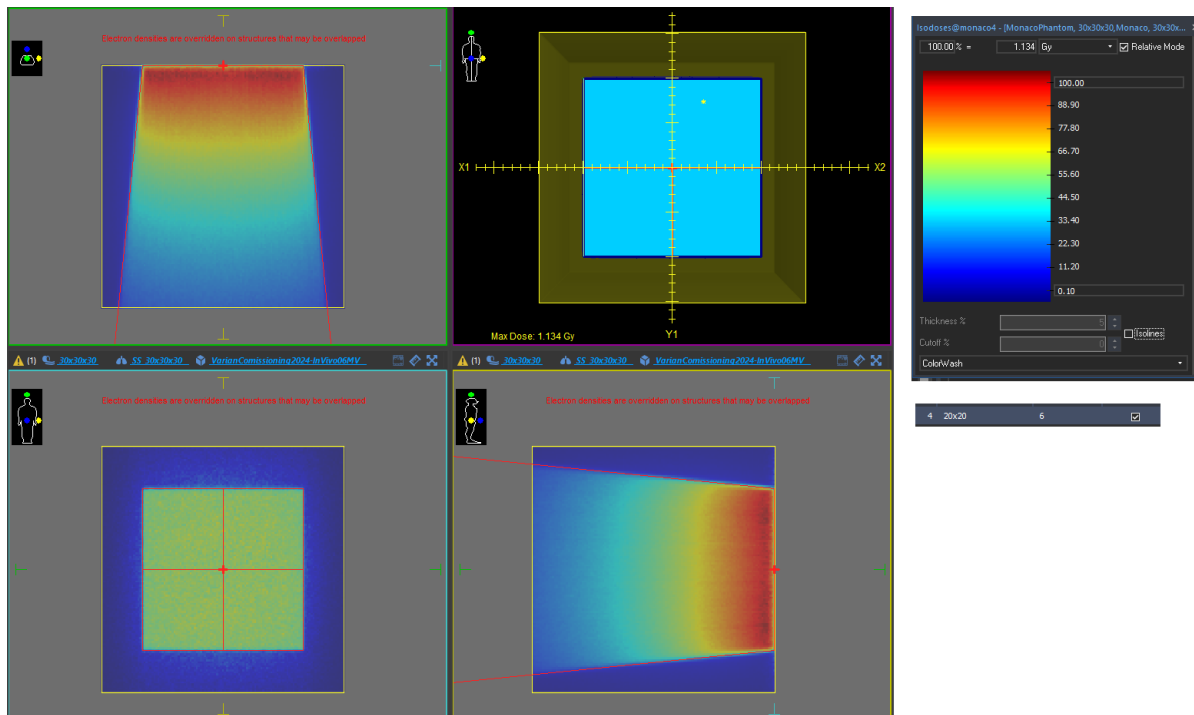
Lisa 3. Raviplaneerimise süsteemi Monaco 6.0 andmed



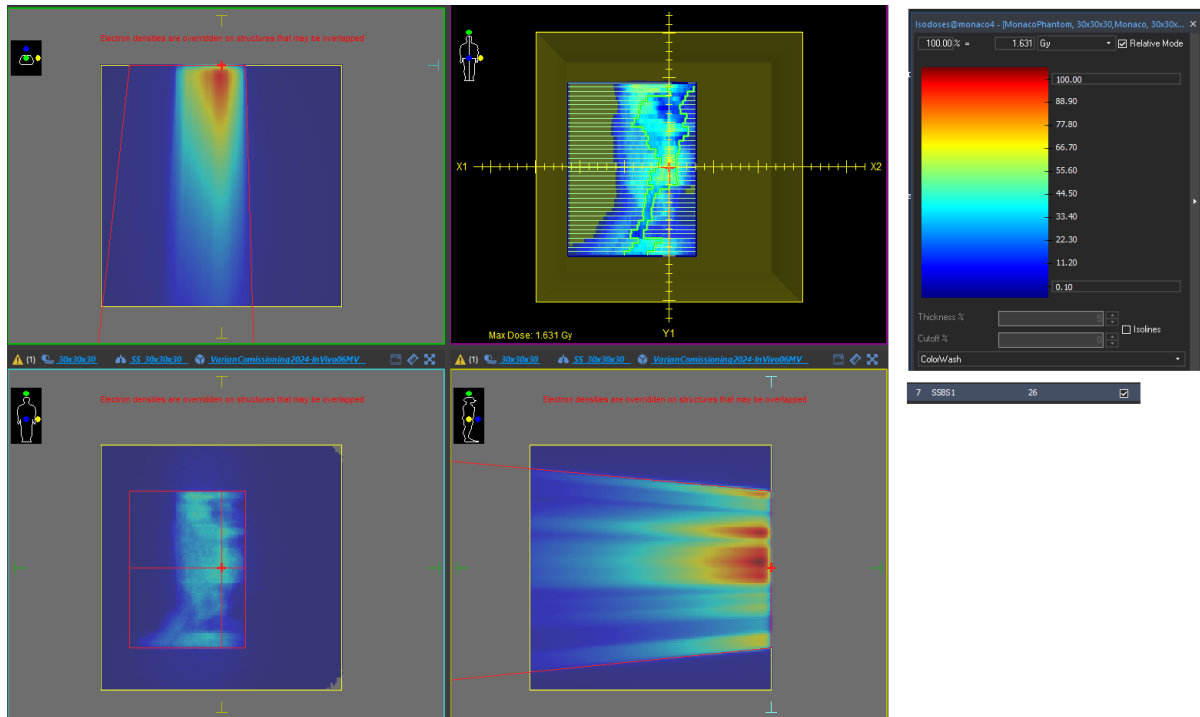
Lisa 4. Raviplaneerimissüsteemi pildid testplaanidest



Joonis 12. Raviplaneerimise süsteemi pildid 10 cm x 10 cm välja korral.



Joonis 11. Raviplaneerimise süsteemi pildid 20 cm x 20 cm välja korral.



Joonis 12. Raviplaneerimise süsteemi pildid kliiniliselt segmenteeritud IMRT välja korral.

Lihtlitsents lõputöö reprodutseerimiseks ja üldsusele kättesaadavaks tegemiseks

Mina, Helena Liis Paavel,

1. Annan Tartu Ülikoolile tasuta loa (lihtlitsentsi) minu loodud teose „MOSFET-andurite karakteriseerimine ja kliinilisse praktikasse võtmine“, mille juhendajad on Ando Aasa ja Markus Vardja, reprodutseerimiseks eesmärgiga seda säilitada, sealhulgas lisada Tartu Ülikooli digitaalarhiivi kuni autoriõiguse kehtivuse lõppemiseni;
2. annan Tartu Ülikoolile loa teha punktis 1 nimetatud teos üldsusele kättesaadavaks Tartu Ülikooli veebikeskkonna, sealhulgas digitaalarhiivi kaudu Creative Commons'i litsentsiga CC BY NC ND 4.0, mis lubab autorile viidates teost reprodutseerida, levitada ja üldsusele suunata ning keelab luua tuletatud teost ja kasutada teost ärieesmärgil, kuni autoriõiguse kehtivuse lõppemiseni;
3. olen teadlik, et punktides 1 ja 2 nimetatud õigused jäävad alles ka autorile;
4. kinnitan, et lihtlitsentsi andmisega ei riku ma teiste isikute intellektuaalomandi ega isikuandmete kaitse õigusaktidest tulenevaid õigusi.

Helena Liis Paavel

30.05.2025