

TALLINNA TEHNIKAÜLIKOOL  
INFOTEHNOLOOGIA TEADUSKOND

Tervisetehnoloogiate instituut

Aleksander Koljazin YADM163647

**LINEAARKIIRENDI DOOSIPROFIILI  
SÜMMEETRIA KONTROLLSÕLTUVALT  
KANDURI NURGAST**

Magistritöö (30 EAP)

Juhendajad: Kalle Kepler

PhD

Eduard Gersševitš

PhD

Tallinn 2018

## **Autorideklaratsioon**

Kinnitan, et olen koostanud antud lõputöö iseseisvalt ning seda ei ole kellegi teise poolt varem kaitsmisele eitatud. Kõik töö koostamisel kasutatud teiste autorite tööd, olulised seisukohad, kirjandusallikatest ja mujalt pärinevad andmed on töös viidatud.

Autor: Aleksander Koljazin

15.05.2018

## **Annotatsioon**

Antud magistritöö eesmärgiks oli uurida doosiprofiili sümmeetria sõltuvust kanduri nurgast erinevatel kiirusenergiatel. Uuriti kahe erineva põlvkonna lineaarkiirendit Varian Clinac<sup>®</sup> iX ja Varian TrueBeam<sup>®</sup>, kasutades StarCheck (PTW Freiburg) dosimeetrit, spetsiaalset hoidikut SC Holding Device T41021.1.030 (PTW) ja vesi-ekvivalentset fantoomi. Doosiprofiili mõõdeti kahes sihis: pikisihis ja ristisihis. Saadud doosiprofiili sümmeetriategurite muutused ei korreleerunud omavahel ja tulemuste mõõtemääramatuse piires ei sõltu sümmeetriategur kanduri nurgast.

Lõputöö on kirjutatud eesti keeles ning sisaldab teksti 38 leheküljel, 5 peatükki, 20 joonist ja 3 tabelit.

## ***Abstract***

*Objective of the present master's thesis was to investigate the linac doose profile symmetry dependence on gantry angle. All tests were carried out on two different generations of linear accelerators Varian Clinac<sup>®</sup> iX and Varian TrueBeam<sup>®</sup> using StarCheck (PTW Freiburg) dosimeter that contains 527 ion chambers and special SC Holding Device T41021.1.030 (PTW) that allows to hold the dosimeter at constant distance from the electron target and rotate the dosimeter together with gantry, two water-equivalent phantoms. Dosimeter, that contains 0,85 cm of water-equivalent material and two phantoms slabs were considered as one object. The measurements were made each week for the period of three month.*

*All measured data on symmetry was processed with PTW Mephysto<sup>®</sup> mc<sup>2</sup> software, which produced the graphs and the data charts. The results of the symmetry were compared with the data provided by several organisations and task groups.*

*As a result of the study the symmetry was found to be independent from the gantry angle, as the data trends were found to be statistically not significant. Comparison was also done with the data from another another measurement device (BeamChecker Plus dosimeter) which is used every morning. Yet, the measurements were only taken at the gantry angle of 0<sup>0</sup> due to the inability to rotate the BeamChecker dosimeter together with the gantry. The correlation in the beam symmetry between the two devices have been only observed for the Varian Truebeam<sup>®</sup> linac.*

*All the measured data on symmetry was below the tolerance value suggested by the International Organisations and manufacturer. Both StarCheck and BeamChecker dosimeters are being suitable for measuring the symmetry of the doose profile. Following the analyses of the data, it appeared that the symmetry in the case of Varian Clinac<sup>®</sup> iX were less stable throughout the day and measurement period than in the case of Varian TrueBeam<sup>®</sup> linac.*

## Lühendid

PDD – (ingl. *Percentage Depth Dose*) – Protsentuaalne sügavusdoos

SSD – (ingl. *Source – to – Surface Distance*) – Pinna kaugus allikast

WHO – (ingl. *World Health Organisation*) – Maailma Terviseorganisatsioon

ESTRO – (ingl. *European Society for Radiotherapy & Oncology*) – Euroopa Kiiritusravi ja Onkoloogia Ühing

COIN – (ingl. *Clinical Oncology Information Network*) – Kliinilise Onkoloogia Infovõrgustik

# Sisukord

Jooniste loetelu.....	7
Tabelite loetelu.....	8
Sissejuhatus.....	9
1. Kirjanduse ülevaade.....	10
1.1. Lineaarkiirendi ja röntgenkiirguse tekke .....	10
1.2. Kvaliteet kiiritusravis.....	11
1.3. Doosi sügavuskõver .....	12
1.4. Kiirgusvälja sümmeetriategur .....	14
1.5. Kiirgusvälja profiil.....	16
1.6. Monitorühikud.....	17
2. Katsetoodika .....	18
2.1 Katsetingimused .....	18
2.2 Kiirgusseadmed ja mõõteaparatuur.....	19
2.3 Katseskeem.....	21
2.4. Standardid ja tehnilised nõuded .....	25
3. Tulemused.....	26
3.1 StarCheck dosimeetri iseloomustamine .....	26
3.2 Doosiprofilide mõõtmiste tulemused .....	28
4. Arutelu ja järeldused .....	32
5. Kokkuvõte.....	36
Tänuavaldus.....	37
Kirjanduse loetelu .....	38

## Jooniste loetelu

Joonis 1 – Tänapäevase lineaarkiirendi lihtsustatud skeem.....	10
Joonis 2 - Doosi sügavuskõvera graafik.....	13
Joonis 3 - Doosi sügavuskõvera graafik 6 MV ja 15MV korral.....	14
Joonis 4 - Valemi A illustreerimine doosiprofiiliga.....	15
Joonis 5 - Doosiprofiili sõltuvus kiirgusvälja suurusest ja sügavusest aines.....	16
Joonis 6 Spetsiaalne hoidik SC Holding Device T41021.1.030 (PTW).....	19
Joonis 7 - Kiirgusdetektor StarCheck T10043 (PTW).....	20
Joonis 8 - Programmi PTW Mephysto ekraanitõmmis.....	21
Joonis 9 - Katseseadmete paigutus.....	23
Joonis 10 - Kogu katse ülesehitus.....	23
Joonis 11 - Katseskeem.....	24
Joonis 12 - StarCheck sümmeetria korduvmõõtmised.....	26
Joonis 13 - Doosiprofiili sümmeetria aritmeetilised keskmised erinevatel kanduri nurga puhul kiiritades 6 MV energiaga kiirgusvälja (Varian Clinac <sup>®</sup> iX ).....	28
Joonis 14 - Doosiprofiili sümmeetria aritmeetilised keskmised erinevatel kanduri nurga puhul kiiritades 15 MV energiaga kiirgusvälja (Varian Clinac <sup>®</sup> iX).....	29
Joonis 15 - Doosiprofiili sümmeetria aritmeetilised keskmised erinevatel kanduri nurga puhul kiiritades 6 MV energiaga kiirgusvälja (Varian TrueBeam <sup>®</sup> ).....	30
Joonis 16 - Doosiprofiili sümmeetria aritmeetilised keskmised erinevatel kanduri nurga puhul kiiritades 15 MV energiaga kiirgusvälja (Varian TrueBeam <sup>®</sup> ).....	31
Joonis n1 - Doosiprofiili sümmeetria aritmeetilised keskmised kanduri nurga 0 <sup>0</sup> puhul kiiritades 6 MV energiaga kiirgusvälja (Varian Clinac <sup>®</sup> iX).....	33
Joonis n2 - Doosiprofiili sümmeetria aritmeetilised keskmised kanduri nurga 0 <sup>0</sup> puhul kiiritades 15 MV energiaga kiirgusvälja (Varian Clinac <sup>®</sup> iX).....	34
Joonis n3 - Doosiprofiili sümmeetria aritmeetilised keskmised kanduri nurga 0 <sup>0</sup> puhul kiiritades 6 MV energiaga kiirgusvälja (Varian TrueBeam <sup>®</sup> ).....	34
Joonis n4 - Doosiprofiili sümmeetria aritmeetilised keskmised kanduri nurga 0 <sup>0</sup> puhul kiiritades 6 MV energiaga kiirgusvälja (Varian TrueBeam <sup>®</sup> ).....	35

## Tabelite loetelu

Tabel 1 - Maksimaalse doosi asukoha sõltuvus kiirguse energiast ja protsentuaalse sügavusdoosi väärtuse sõltuvus kiirguse energiast sügavusel 5 cm veepinnast.....	22
Tabel 2 - Maksimaalne sümmeetriateguri väärtuste kõikumine Varian Clinac® iX korral....	32
Tabel 3 - Maksimaalne sümmeetriateguri väärtuste kõikumine Varian Truebeam® korral...	32



## Sissejuhatus

Kiiritusravi on üks kolmest põhilisest meetodist onkoloogiliste haiguste raviks, mille tulemusena toimub vähkkasvajate hävitamine või nende arenguprotsessi peatumine või aeglustumine ioniseeriva kiirguse kiiritamise tagajärjel. Tänapäeval kasutatakse kiiritusravis välist kõrgenergeetilist röntgenkiirgust või radionukliide, kas koos muude teraapiatega või iseseisvalt. Kiiritusraviga seotud tehnoloogia, teoreetilised teadmised ja eetilised normid on viimase sajandi jooksul kiirelt arenenud, seoses sellega saanud laialt levinud vähiravimeetodiks kogu maailmas [1]. Kiiritusravi koondab endas mitu eriala, mille hulgas on ka meditsiinifüüsika.

Uued avastused rohkem kui sada aastat tagasi füüsikas teoreetiliste ja eksperimentaalsete uuringute kaudu tõid esile seninägematuid võimalusi meditsiinis. Kui ioniseeriva kiirguse mõju kohta saadi rohkem uurimisandmeid, kujundati välja esimesed kontseptsioonid sellise kiirguse abil kasvaja ravimiseks, mida eelnevalt oli võimalik teha ainult kirurgiliselt. Aga selleks oli vaja välja töötada seadmed, millega oleks võimalik kiirendada osakesi suurte energiatega, nagu seda võimaldavad sünkrotron ja beetatron [2]. Aastal 1952 konstrueeriti esimene meditsiiniline lineaarkiirendi, mis talitles 8-megavoldise röntgenkiirgusega. Esimene patsient kiiritati sellise seadmega aastal 1953 Londonis Hammersmith'i haiglas [3]. 1980-ndatest aastatest algas lineaarkiirendite arengu kiirenemine, mis jätkub ka tänapäeval, mille tulemusena luuakse uusi tehnikaid tõhusamaks kiiritamiseks ja protseduuri täpsuse suurendamiseks.

Lineaarkiirendite kasutamisel on oluline teostada regulaarset kvaliteedikontrolli. Lineaarkiirendi paljude talitusparameetrite kohta teostatakse erineva sagedusega kvaliteedikontrolli teste. Sealhulgas kontrollitakse kanduri isotsentri asukohta, mõõdetud ja arvutatud doosi õigsust, kiirgusvälja sümmeetrilisust, kanduri nurga täpsust ja palju muid näitajaid [7][8][9].

Käesoleva töö eesmärgiks oli hinnata kiirgusvälja sümmeetriat lineaarkiirendi kanduri erinevate kaldenurkade ja erinevate kiirgusenergiate korral. Selle eesmärgi raames uuriti Põhja-Eesti Regionaalhaigla kiiritusravi osakonna kahe erineva põlvkonna lineaarkiirendit, kasutades dosimeetrit PTW StarCheck (PTW Freiburg, Saksamaa). Saadud tulemuste põhjal tehti järeldusi kiirgusvälja sümmeetriateguri sõltuvuse kohta kanduri kaldenurgast, saadud väärtusi võrreldi vastavate parameetritega lineaarkiirendite spetsifikatsioonidest ning rahvusvaheliste organisatsioonide nõuetega.

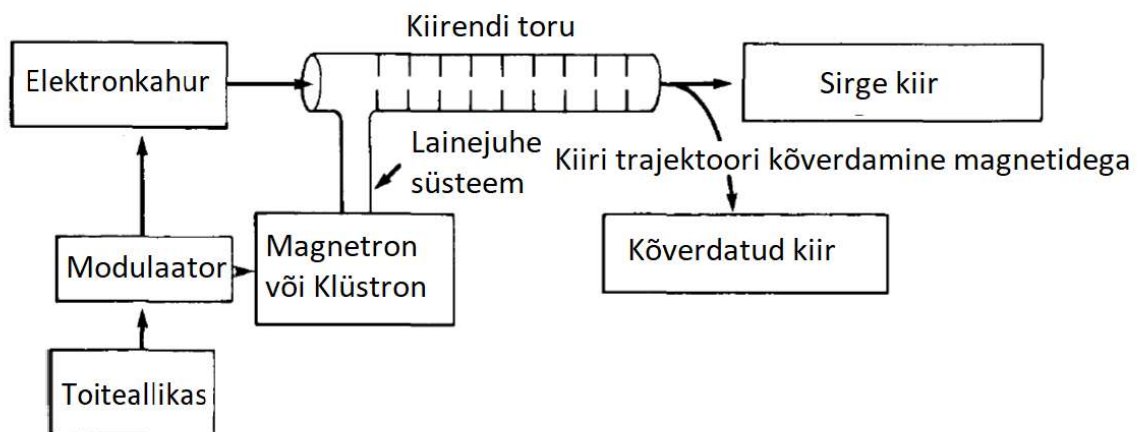
# 1. Kirjanduse ülevaade

Antud peatükis on seletatud antud töö tehnilised, füüsilised ja matemaatilised aspektid.

## 1.1. Linearkiirendi ja röntgenkiirguse tekke

Linearkiirendi on seade, mis kasutab kõrge sagedusega elektromagnetlaineid laetud osakeste (näiteks, elektronide) kiirendamiseks läbi lineaarse toru. Võrreldes diagnostilise röntgenseadmega, mille kiirgust kasutatakse uuritava objekti sisendstruktuuri uurimiseks, kasutatakse linearkiirendi kiirgust tuumorite hävitamiseks, mille jaoks vajatakse palju suuremat energiat ja selle tõttu kiirendi struktuur on ka keerulisem.

On olemas mitu tüüpi linearkiirendeid, aga tänapäevase tüüpilise kiirendi struktuur näeb välja nagu joonisel 1.



Joonis 1. Tänapäevase linearkiirendi lihtsustatud skeem [4]

Toiteallikas edastab alalisvoolu modulaatorile, kust edasi pulseeriv alalisvool saabub klüstronile või magnetronile (sõltub kasutatavast energiast ja tehnoloogiast) ja samaaegselt ka elektronkahurile. Klüstronis tekitatakse ja võimendatakse mikrolaineid ja magnetronis tekivad ainult kõrgenergeetilised mikrolained. Mõlemast seadisest saabuvad mikrolained kiirendisse

lainujuhe kaudu. Elektronkahuris emiteeritakse elektronid ja nemad saadetakse kiirendustorusse.

Kiirendustoru on valmistatud tavaliselt vasest ja sisaldab samast metallist valmistatud kettaid või diafragmasid. Torus hoitakse kõrgvaakumi. Elektronkahurist emiteeritud elektronid satuvad vastasmõjusse magnetroni või klüstronis tekitatud mikrolainelise elektromagnetväljaga ja läbides toru, saavad elektronid rohkem energiat kiirendava sinusoidaalse elektrivälja toimetel. Kuna kõrgenergeetiliste seadmete korral kiirendustoru on pikk, siis edaspidiseks kiirguse kasutuseks muudetakse elektronide trajektoori, kasutades tugevat magnetvälja, millega elektronid fokuseeritakse sihtmärgile, mis on valmistatud kõrge aatomarvuga materjalist. Tugeva magnetvälja tekitavad kallutusmagnetid, mis kallutavad elektronkiirt sihtmärgi suunas. Mehaanilise defekti korral kanduri pööramisel võivad sihtmagnetid nihkuda ja seega langevad elektronid sihtmaterjalile vale nurga all. Sihtmärgis tekib pidurduskiirgus, mis kujutab endast kõrgenergeetilist röntgenkiirgust, mis suunatakse tavalise kollimaatori ja dünaamilise paljulehelise kollimaatori kaudu edasi patsiendis olevale tuumorile [4]

## **1.2. Kvaliteet kiiritusravis**

Väliskiiritusravi on väga efektiivne meetod tuumorite hävitamiseks, kuid samas sisaldab ka potentsiaalset ohtu patsiendile ja kiiritusraviosakonna personalile, kuna patsiendi ravimisel kasutatakse suure doosiga ioniseerivat kiirgust. Täiendav oht tekib nendel juhtudel, kui esineb viga kas seadme talitluses või personali töös. Sel põhjusel on kiiritusravis vajalik nii põhjalik kvaliteeditagamise süsteem kui ka personali hoolikus ja täpsus kogu protsessi jooksul: raviplaani koostamisel, dosimeetrilise plaani koostamisel, seadme ettevalmistamisel ja kiiritamisel. Ohutu olukorra tagamiseks on vajalik regulaarselt meditsiiniliste kiirgusseadmete kvaliteedikontroll [7][8][9].

Kvaliteet kiiritusravis tagatakse võttes arvesse doosi sihtmahus ja doosi ümbritsevates kudedes. Peamiseks printsiibiks ioniseeriva kiirguse kasutamise korral on niinimetatud ALARA (ingl. *As Low As Reasonably Achievable*) printsiip, st tuleb hoida kiirgusdoos alati nii madalana, kui

on mõistlike meetoditega saavutatav. Sel põhjusel kuulub tänapäevased lineaarkiirendi konstruktsiooni kandur, mille abil saab kiiritada patsienti erinevatest külgedest, hoides doosi ümbritsevates normaalkudedes võimalikult madalana ja saavutades piisavalt suure kasvajadoosi.

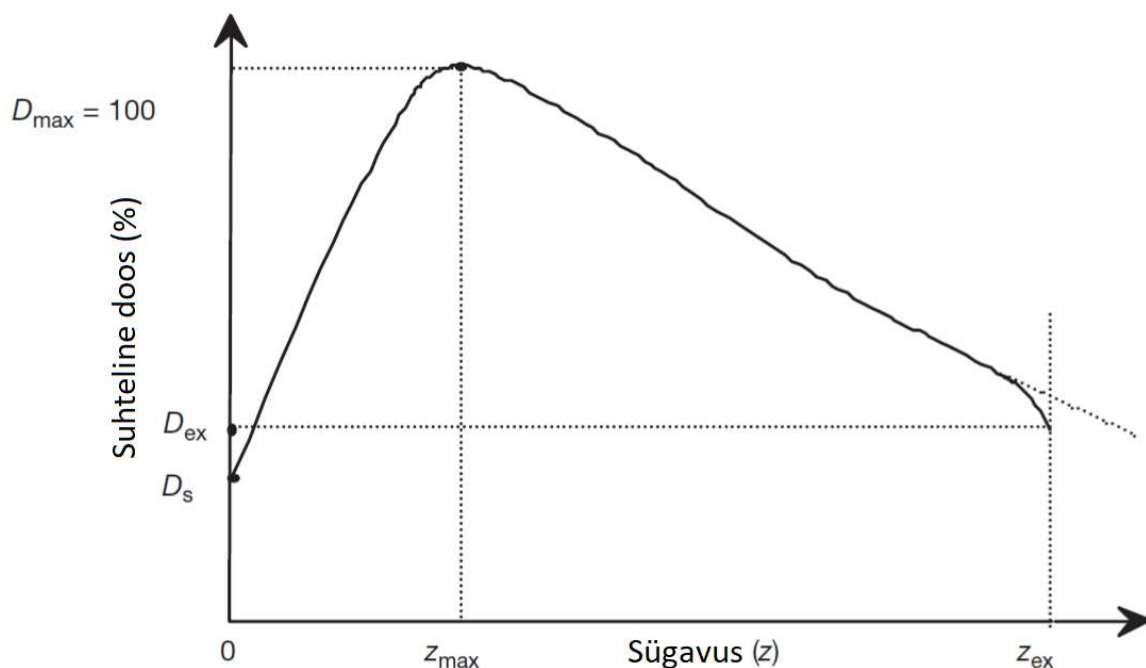
Efektiivse ja ohutu kiiritusravi tagamiseks viiakse haiglates läbi regulaarselt seadmete kvaliteedikontrolli. Selle kontrolli raames teostatakse seadmete erinevate parameetrite mõõtmisi, mille tulemusena saadakse teada seadme reaalsest seisundist. Kui seade töötab ebakorrektselt, ehk seadme parameetrid ei vasta kehtestatud kriteeriumidele, tuleb seade kalibreerida.

Nagu oli eelnevalt öeldud, kasutatakse kvaliteedikontrolliks erinevate erialaste rahvusvaheliste organisatsioonide (IEC, IAEA, ESTRO, AAPM, jne.) poolt valmistatud kriteeriume ja standardeid. Kriteeriumid ja soovitused kiiritusravi protseduuride jaoks on avaldatud Maailma Terviseorganisatsiooni (WHO) poolt aastal 1988, **Euroopa Kiiritusravi ja Onkoloogia Ühingu (ESTRO)** poolt aastal 1995 ja **Kliinilise Onkoloogia Infovõrgustiku (COIN)** poolt aastal 1999. Mõnedes riikides on tuginedes rahvusvaheliste organisatsioonide standarditele koostatud kohalikud riiklikud standardid [5].

Käesolevas töös võetakse arvesse rahvusvahelisi standardeid ja ka lineaarkiirendi tootja poolt valmistatud dokumentatsiooni (IAEA, EC RP ja AAPM) [7][8][9].

### **1.3. Doosi sügavuskõver**

Röntgenkiirguse tekitatud doos ei ole ühtlase jaotusega sihtmärgi pinnal ega ka patsiendi sees. Doosi väärtused objekti sees moodustavad kaks peamist piirkonda: esimene piirkond ehk kuhjumispiirkond (ingl. *build-up region*), milles toimub doosi suurenemine ehk niinimetatud doosi kasvu piirkond, ning teine piirkond, milles toimub doosi väärtuse eksponentsiaalne langemine. Nende piirkondade vahele jääb doosi maksimaalne väärtus. Seda olukorda illustreerib joonis 2. Doosi jaotust graafiliselt kirjeldab doosi sügavuskõver [5].



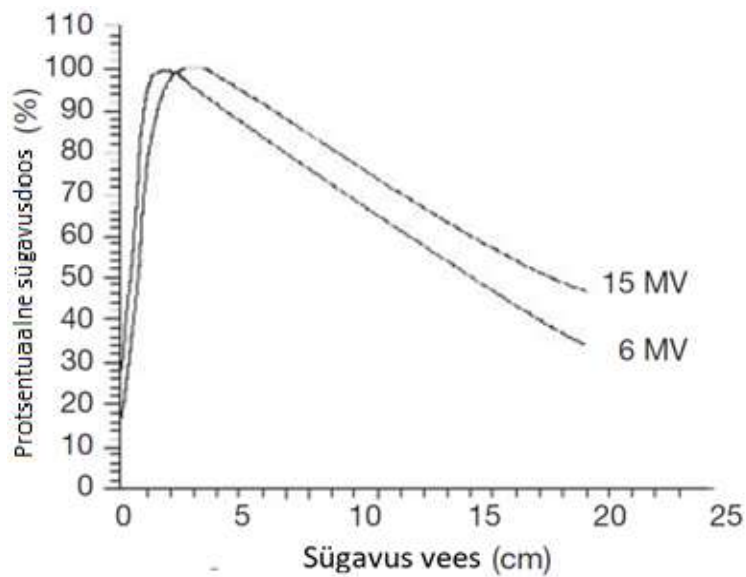
Joonis 2. Doosi sügavuskõvera graafik. Graafiku maksimumpunktis  $z_{max}$  asub doosi maksimumpunkt, mis on tingitud röntgenfootonite vastasmõjust ainega.  $D_s$  tähistab pinnapealset doosi,  $D_{ex}$  ja  $z_{ex}$  tähistavad vastavalt patsiendist väljuvat doosi ja patsiendi paksust.  $D_{max}$  tähistab maksimaalset suhtelist doosi. [5]

Eksperimentaalselt saab doosi sügavuskõverat mõõta motoriseeritud veefantoomiga, mis kujutab endast veega täidetud reservuaari, mille sees saab liigutada doosi mõõtvad andurit.

Doosi väärtuse kasv objekti pinna all on põhjustatud röntgenfootonite vastasmõjust ainega kas fotoelektrilise efekti, Comptoni hajumise või paaride tekkimise kaudu. Selle tulemusena tekivad sekundaarsed laetud osakesed, mis suurendavad doosi.

Kirjeldatud efekt on väga kasulik sügaval paiknevate kasvaja raviks, sest punkti  $z_{max}$  asukoht sõltub kiirguse energiast. Seega, sõltuvalt tumori sügavusest, punkti  $z_{max}$  saab reguleerida, muutes kiirguse energiat.

Maksimaalse doosi sõltuvust kasutatavast energiast kirjeldab protsentuaalse sügavusdoosi graafik (ingl. *percentage depth dose*) joonisel 3.

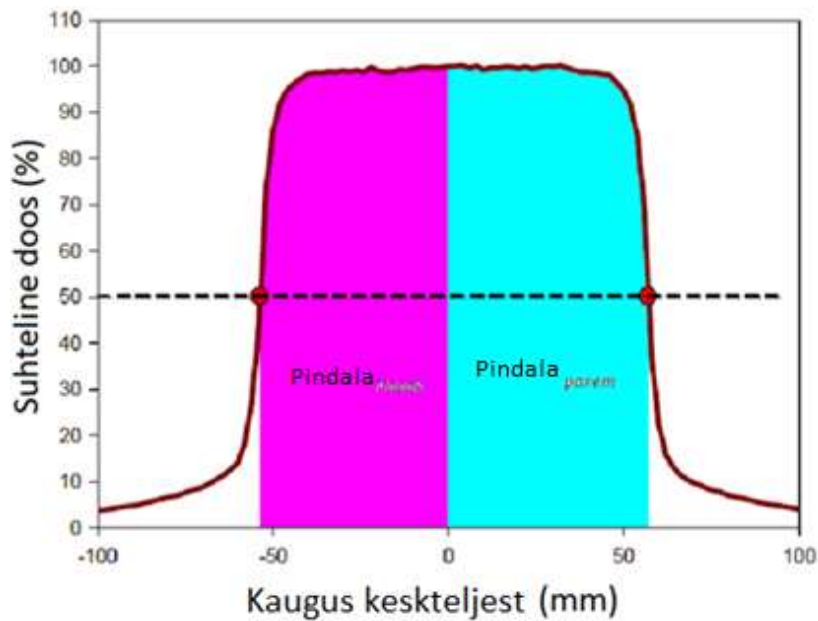


Joonis 3. Sügavusdoosi graafik kiirgusvälja suuruse  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  ja SSD 100 cm korral. Röntgenkiirguse energiad on 6 MV ja 15 MV. [5]

#### 1.4. Kiirgusvälja sümmeetriategur

Kiirgusvälja sümmeetriateguri all mõistetakse integreeritud doosi maksimaalseks variatsiooniks mistahes kahe võrdväärsel kaugusel kiirgusvälja keskteljest ja doosiprofiili 80% laiuse piires olevate punktide vahel. Kiirgusvälja sümmeetriat arvutatakse sügavusel  $Z_{\max}$  või  $Z_{10\text{cm}}$  [12].

Kiirgusvälja sümmeetriateguri arvutamine kiirgusvälja profiilist sügavusel  $Z_{\max}$  on näidatud valemis A ja kiirgusvälja profiil antud sügavusel on näidatud joonisel 4.



Joonis 4. Doosiprofiili graafik. Antud doosiprofiil illustreerib valemis (A) parameetrid. Värvitud piirkond näitab 100% väljast, mille piir on 50% doosist.

$$S = \left| 100 * \frac{Pindala_{vasak} - Pindala_{parem}}{Pindala_{vasak} + Pindala_{parem}} \right|, \quad (A)$$

kus  $Pindala_{vasak}$  tähistab punkte, mis asuvad keskteljest vasakul;

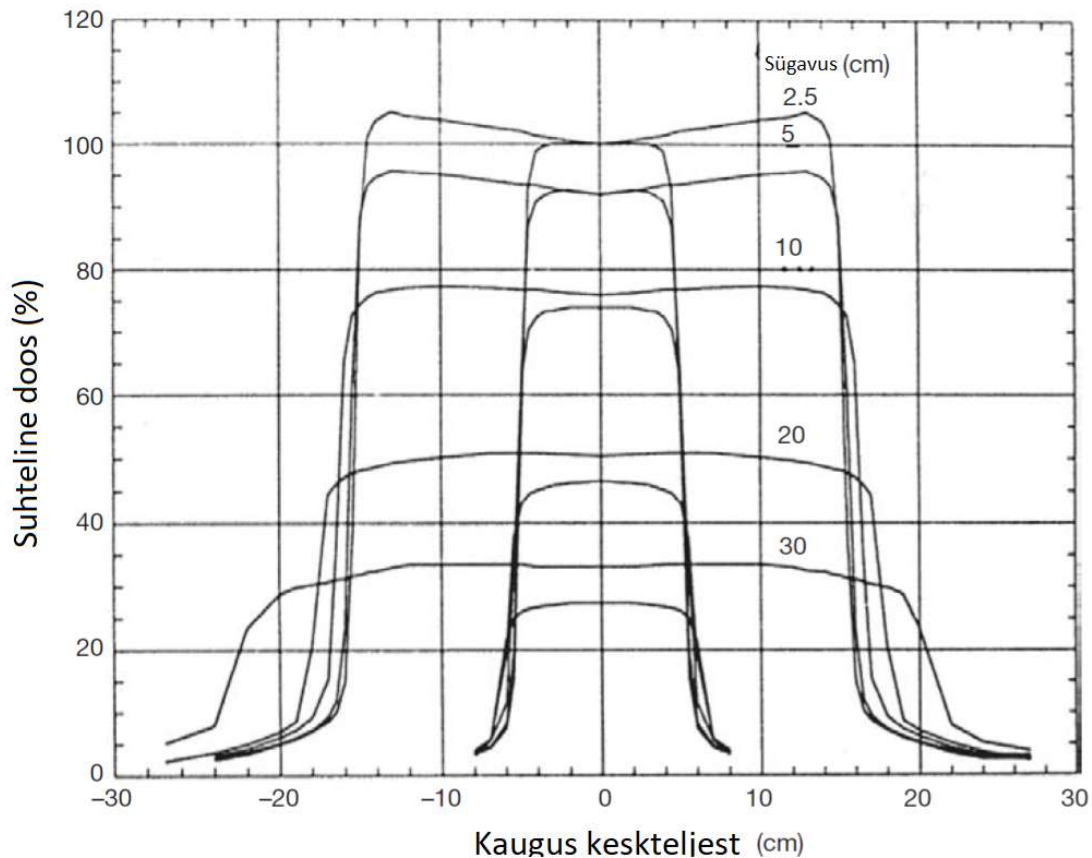
$Pindala_{vasak}$  tähistab punkte, mis asuvad keskteljest paremal.

Valemist (A) on näha, et mida suurem on sümmeetriateguri väärtus, seda asümmeetrilisem on kiirgusvälja doosiprofiil. Kõik antud töös määratud sümmeetriateguri väärtused võeti moodulina.

## 1.5. Kiirgusvälja profiil

Kiirgusvälja profiili mõjutavad paljud parameetrid. Nende hulgas on mõõdetav sügavus, kiirgusvälja energia ja kiirgusvälja suurus. Kiirgusvälja profiil on jagatud kolmeks piirkonnaks: tsentraalseks, penumbraalseks (poolvari) ja umbraalseks piirkonnaks. Tsentraalse piirkonna piirid asuvad kaugusel umbes 1-1,5 cm kiirgusvälja servadest. Poolvari (doos 20% - 80%) asub kiirgusvälja piirkonnas, kus toimub doosi järsk muutus. Täisvarju piirkond asub kiirgusväljast väljaspool ja graafikutel on see tavaliselt ära kustutatud, kuna selle piirkonna doos on liiga väike ja seda mõjutab ainult kollimaatorite lekkekiirgus.

Kiirgusvälja profiili sõltuvus kiirgusvälja suuruselt ja mõõdetavast sügavusest on näidatud joonisel 5.



Joonis 5. Näide doosi profiili muutusest sõltuvalt kiirgusvälja suuruselt ja sügavusest objektis. Antud joonisel on võetud kaks kiirgusvälja suurust:  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  ja  $30 \times 30 \text{ cm}^2$ . Doosiprofiili servades on näha doosi suurenemist laiade kiirgusväljade ja väikse sügavuse korral, mis on põhjustatud kiirguse hajumise mõju suurenemisest ja MLC lekkest. [5]



Joonisel 5 on näha, et kiirgusvälja suuruse  $30 \times 30 \text{ cm}^2$  ja sügavuste 2,5 cm, 5 cm ja 10 cm korral kasvab doos poolvarju piirkonnas ja saab maksimaalseks. Kõnealune efekt on tingitud kollimaatorite lekkest ja röntgenkiirguse hajumisest aines [5].

## 1.6. Monitorühikud

Kiiritusravis kasutatakse monitorühikuid (lühend MU), mis kirjeldavad kiiritamise ajalist kestust, ehk aega, mille jooksul toimub kiiritamine [5]. Iga spetsiifilise kiirguse (footonite, elektronide jne) jaoks kalibreeritakse oma monitorühikud.

Üldiselt, kirjeldavad monitorühikud lineaarkiirendi väljunddoosi, mis on kalibreeritud röntgenkiirguse footonite korral kui referentstingimustes neeldunud doos 1 cGy/MU.

Monitorühikuid mõõdetakse spetsiaalse transmissioon-ioonkambriga, mis paigutatakse sihtmärgi ja kollimaatorite vahele, ja mis on õhutihestatud, millega saadakse tulemus sõltumatult õhurõhust ja temperatuurist. Röntgenkiirguse korral mõõdetakse monitorühikuid veefantoomis kiirgusvälja keskteljel sügavusel  $z_{\max}$  kiirgusvälja suuruse  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  ja SSD 100 cm korral. Antud tingimustel saadakse punktis  $z_{\max}$  100 MU puhul neeldumiskoos 1 Gy [5].

## 2. Katsemetoodika

Käesolevas töös hinnati kahe erineva põlvkonna lineaarkiirendi kiirgusvälja sümmeetriategurit muutuvate talitlustingimuste korral. Muutuvateks talitlustingimusteks olid lineaarkiirendite kandurite nurgad ja kiirgusenergia. Katsed viidi läbi kasutades spetsiaalset konstruktsiooni, mis hoiab kiirgusdetektorit konstantsel kaugusel sihtmärgist. Katsetes kasutati sobivat kiirgusdetektorit, võttes arvesse sellega saadud näidu mõõtemääramatuse arvutamiseks vajalikku informatsiooni.

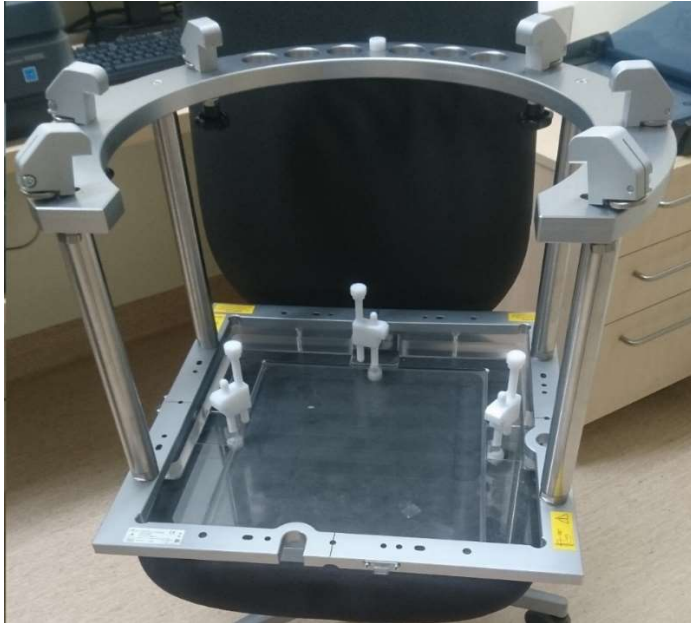
### 2.1 Katsetingimused

Katsed viidi läbi standardsetes kliinilistes tingimustes. Katsetes mingit lisafiltratsiooni ei kasutatud. Keskkonnatingimustest märgiti üles toatemperatuur ja õhurõhk.

Kõikides katsetes kasutatud fantoomid olid valmistatud vesi-ekvivalentsetest plastmassplaatidest (Virtual Water™, Gammex, USA), mille kiirgusomadused on väga lähedased vee omadele. Kuna kõik plaadid ja detektori pind olid valmistatud samast materjalist, siis mitmest plaadist valmistatud objekt koos detektori pinnaga moodustas tervikobjekti. Plaatide pindala oli 30,1 x 30,1 cm<sup>2</sup>.

Ioonkambrite täpne asukoht leiti PTW StarCheck detektori juhendist ja seda arvestati punkti  $z_{max}$  leidmisel.

Kõikide katsete jaoks oli tähtis jätta kaugus sihtmärgist fantoomi pinnani muutumatuks, mille jaoks kasutati spetsiaalset hoidikut SC Holding Device T41021.1.030 (PTW), mis on valmistatud spetsiaalselt Varian firma lineaarkiirendite kandurite jaoks detektori hoidmiseks. Selle abil hoiti kaugus sihtmärgist detektori pinnani kõikides katsetes ühesugusena – 100 sentimeetrit. Kasutatud konstruktsioon on esitatud joonisel 6. Kauguse leidmiseks kasutati lineaarkiirendite optilist kaugusemõõdikut, mille põhiviga on 1 mm.



*Joonis 6. Hoidik SC Holding Device T41021.1.030 (PTW). Spetsiaalne konstruktsioon, mis fikseeriti lineaarkiirendi kandurile, ja mille abil hoiti dosimeeter konstantsel kaugusel sihtmärgist.*

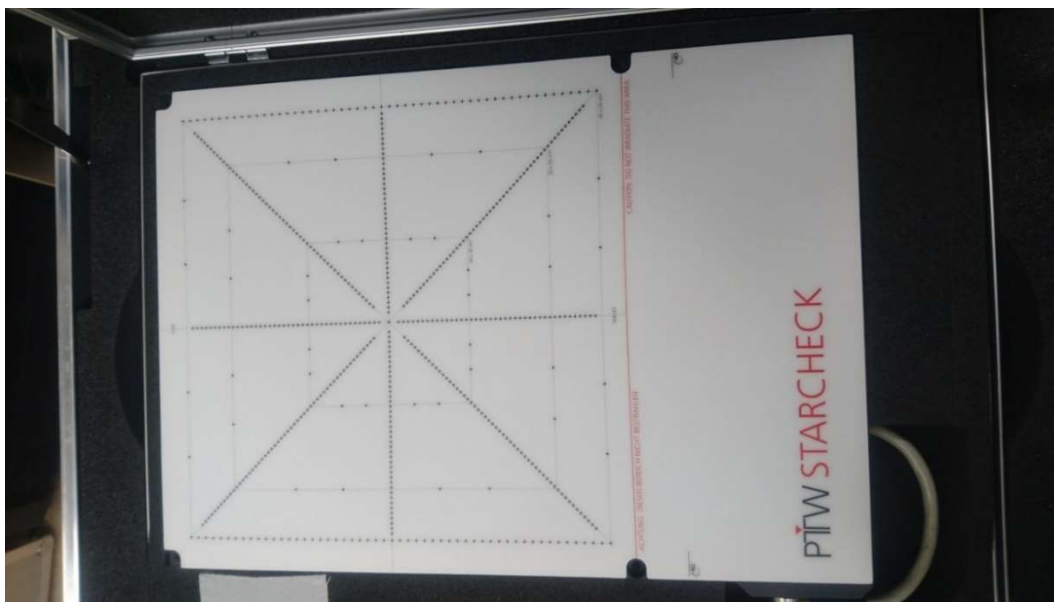
## **2.2 Kiirgusseadmed ja mõõteaparatuur**

Käesolevas töös kirjeldatud katsed viidi läbi lineaarkiirenditel Varian Clinac<sup>®</sup> iX ja Varian TrueBeam<sup>®</sup> (Varian Medical Systems, USA). Mõlemate kiirendite korral koosneb kogu süsteem järgmistest peamistest komponentidest: lineaarkiirendi, kilovoldine röntgenseade, kaks digitaalset retseptorit, patsiendilaud, laserid, mis lihtsustavad patsiendi või fantoomi paigaldust, abivahendid, mida kasutatakse sõltuvalt ravipotseduurist, spetsiaalne juhtarvuti ja juhtkonsool, millega seadistatakse kollimaatorit, patsiendilaua positsiooni, kanduri nurka, röntgenseadet jne.

Katsetes kasutati kiirgusdetektorit StarCheck T10043 (PTW Freiburg), mis sisaldab 527 ioonkambrit, mille paiknemine on tähistatud detektori pinnal väikeste täppidena. Kiirgusdetektor on mõõtmetega 420 mm x 300 mm x 22 mm ja on valmistatud tööstuslikust plastmassist (RW3 materjalist), mille tihedus on vee tihedusega ligikaudselt võrdne. Ioonkambrid mõõdavad kiirgusdoosi vahemikus 50 mGy kuni 1000 Gy, kusjuures doosi

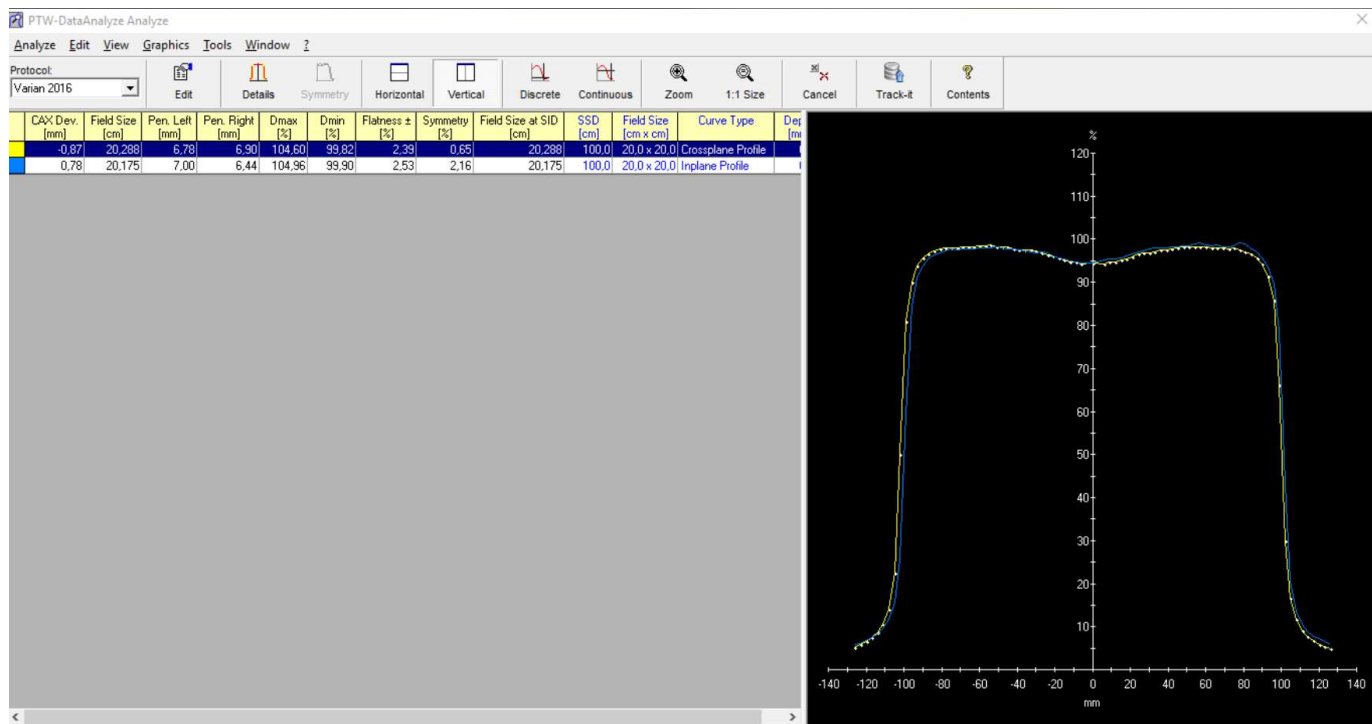
põhiviga moodustab 0,5% saadud tulemusest. Detektor saab mõõta röntgenkiirgust energiaga kuni 25 MV ja elektronide energiat vahemikus 6 kuni 25 MV. Soovituslikud tingimused kiirguse mõõtmiseks on õhutemperatuuri vahemik +10°C ja +40°C, suhtelise õhuniiskuse väärtused vahemikus 10% ja 75% ja õhurõhu väärtused vahemikus 700 hPa ja 1060 hPa. Kõikides katsetes soovituslikud tingimused olid täidetud. Kiirgusdetektoril on sisendplaadi paksus 0,85 cm, mille all paiknevad ioonkambrid. Iga ioonkambriga maht on 0,053 cm<sup>3</sup>. Mõõtmise ajal on kiirtekimp suunatud vastuvõtva pinna peale. Kiirgusdetektor StarCheck ja ioonkambrite asukohad on näidatud joonisel 7.

Koos kiirgusdetektoriga on komplektis dosimeeter Detector Interface 4000 (PTW Freiburg). Mõõtmiste läbi viimiseks oli kasutatud tarkvara PTW Mephysto<sup>®</sup> mc<sup>2</sup>, ja mis salvestas kõiki katsetulemusi. Enne igat katset tarkvarasse sisestati õhutemperatuuri ja õhurõhu väärtused, mille abil olid automaatselt arvutatud korrektsioonikordajad.



*Joonis 7. Kiirgusdetektor StarCheck T10043 (PTW), mida kasutati katsetes. Antud detektori puhul kiiritada saab ainult piirkonda, kus paiknevad ioonkambrid. Ioonkambrite piirkonnast väljaspool (joonise järgi on lugu detektori paremapoolsest täppidest puhtast piirkonnast) kiiritamine ei ole lubatud StarCheck'i juhendi järgi.*

Katsetulemused olid saadud kasutades Mephysto tarkvara, mis kuvab visuaalselt saadud doosiprofiili ja tulemusi doosiprofiili sümmeetriast, lamedusest ja teisi parameetreid. Joonisel 8 on näha Mephysto tarkvara ekraanipilti.



Joonis 8. PTW Mephysto programmi aken. Vasakul poolel asuvad mõõtmistest saadud andmed ja paremal poolel on kiirgusvälja doosiprofiili graafik. Graafikust on näha kiirgusprofiili servades oleva kiirguse hajumise ja MLC läbilaskvuse mõju.

Sümmeetriateguri mõõtmistulemused arvutati Mephysto programmi poolt ning võeti programmi poolt matemaatilise moodulina.

## 2.3 Katseskeem

Katsed viidi läbi erinevate kandurinurkade ja kiirgusenergiate puhul samal kaugusel sihtmärgist detektori pinnani. Kandurite nurgad olid  $0^\circ$ ,  $90^\circ$ ,  $180^\circ$  ja  $270^\circ$  ja lineaarkiirendi energiad oli 6 MV ja 15 MV. Iga nurga puhul tehti 3 mõõtmist, mida hiljem kasutati A-tüüpi vea arvutamiseks. Mõõtmised viidi läbi 12 nädala jooksul sagedusega kord nädalas. Mõlemate lineaarkiirendite puhul tehtud mõõtmised olid identsetes tingimustes.

Põhja-Eesti Regionaalhaiglas koostatud StarChecki dosimeetri kasutusjuhendi järgi võeti doosidetektori jaoks maksimaalne kiirgusvälja suurus  $20 \times 20 \text{ cm}^2$  [6]. Võttes arvesse sama juhendit [6] ja eelnevalt eksperimentaalselt leitud andmeid, otsustati iga katse jaoks panna 2

ühesentimeetrilist vesiekvivalentset fantoomi, mis moodustasid koos doosidetektoriga 2,85 cm paksuse kihi. Joonisel 3 ja tabelis 1 on näha, et 6 MV ja 15 MV energiatega korral on  $z_{max}$  sügavus vastavalt 1,5 cm ja 2,8 cm. .

Tabel 1. Maksimaalse doosi asukohta  $z_{max}$  sõltuvus kiirgusenergiast ja protsentuaalsesügavusdoosi (PDD) sõltuvus kiirgusenergiast sügavusel 5 cm vee pinnast. [5]

	Footoni energia $h\nu$					
	Co-60	4 MV	6 MV	10 MV	18 MV	25 MV
$z_{max}$ (cm)	0.5	1.0	1.5	2.5	3.5	5.0
PDD(5, 10, 100, $h\nu$ )	80	84	86	92	97	98

Mõlematel lineaarkiirenditel viidi kõik katsed läbi kanjonites ja kontrollaladel, mille seinad ja ukseksid koosnesid mitmekihilisest materjalist, millega oli tagatud kaitse kõrgenergeetilise ioniseeriva kiirguse ja sekundaarsete laetud osakeste eest. Kanjonis, milles asub lineaarkiirendi, seati üles kõik katseseadmed ja konstruktsioonid. Puldiruumis asusid juhtarvutid, mis olid kanjonites olevate lineaarkiirendiga ja katseseadmetega ühendatud RS232 ja USB-kaablite kaudu. Katsete visuaalne jälgimine toimus kolme CCTV kaamera abil.

Kiirgusdetektor oli ühendatud kasutajaliidese seadmega niimoodi, et kanduri ja koos sellega ka konstruktsiooni pööramine ümber kanduri isotsentri ei häiriks kaablite deformatsioonil ühegi seadme andmetöötlust.

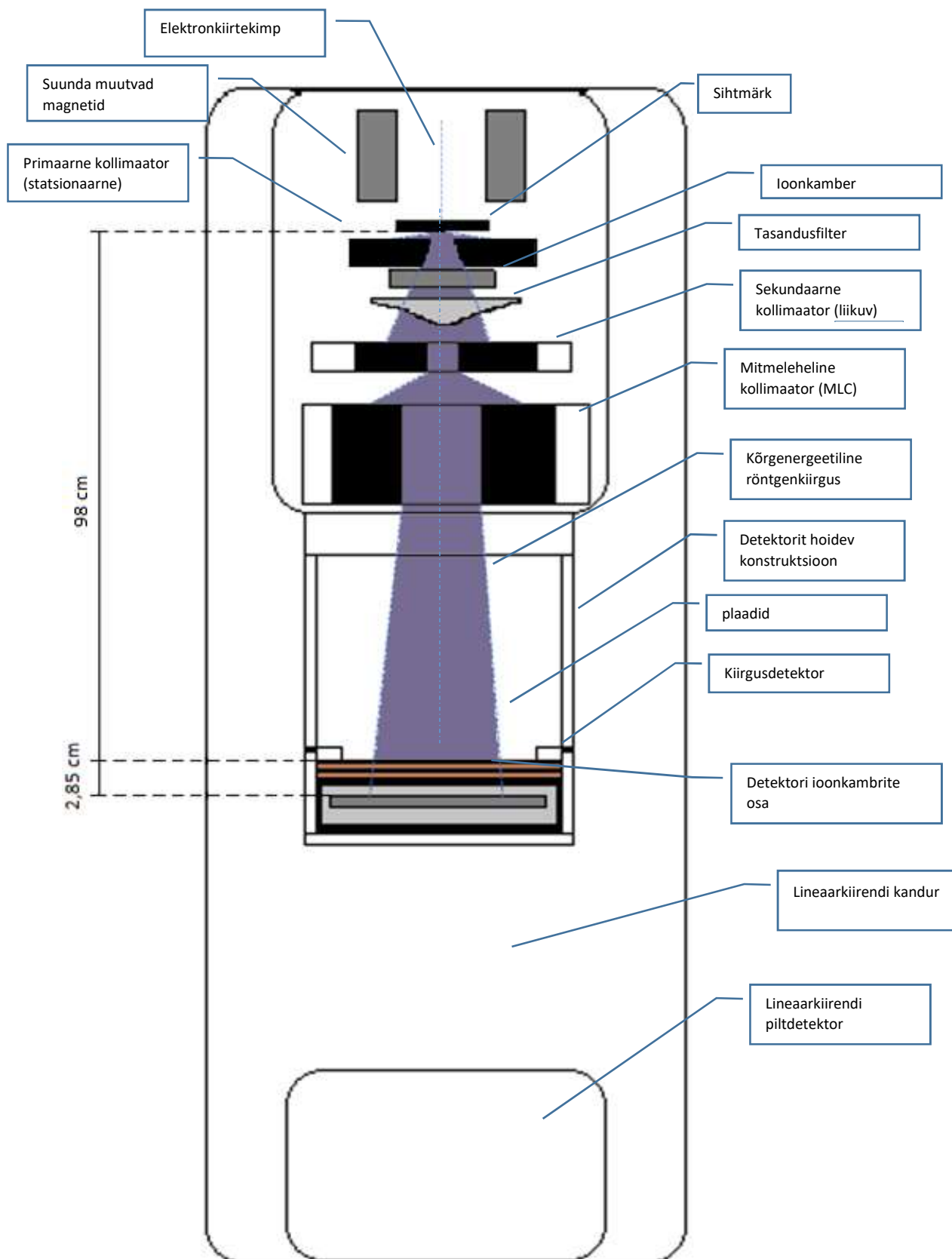
Joonistel 9 ja 10 on näidatud katsetest võetud pildid ja joonisel 12 on näidatud katseskeem.



*Joonis 9. Katseskeem. StarCheck T10043 (PTW) dosimeeter on kinnitatud SC Holding Device T41021.1.030 (PTW) peale, mis omakorda on kinnitatud lineaarkiirendi (antud joonisel Varian TrueBeam®) kanduri külge. Kaks fantoomi (pruuni värvi plaadid) on paigaldatud kiirgusdetektori peale.*



*Joonis 10. Täielok katseskeemi konstruktsiooni pilt. Joonise paremal poolele on näidatud katseskeemi konstruktsioon ja vasakul poolel on näidatud patsiendilaud ja dosimeeter Detector Interface 4000 (PTW).*



Joonis 11. Doosiprofiilide sümmeetria mõõtmise skeem. Antud joonisel kandur asub esialgses asendis, ehk 0° nurga all

Kõikide tulemuste jaoks määrati A-tüüpi määramatus, B-tüüpi määramatus (hinnati juhendites antud põhivea alusel), nendest arvutati C-tüüpi määramatus.



Antud töös kasutati ainult suhtelist dosimeetriat, seega referentsdoosi määramatustega ei ole antud töös arvestatud.

Kokkuvõttes katsetes järgmised tingimused:

- SSD = 98 cm;
- Kiirgusvälja pindala oli 20 x 20 cm<sup>2</sup>;
- Kanduri nurgad olid 0°, 90°, 180° ja 270°;
- Kiirgusenergia oli 6MV ja 15MV.
- Kiirendid Varian iX ja Varian TrueBeam
- 50 MU

## 2.4. Standardid ja tehnilised nõuded

Käesolevas töös kasutati sümmeetriateguri hindamisel erinevate rahvusvaheliste organisatsioonide ekspertide koostatud juhendeid ja tootja Varian enda tehnilisi nõudeid. Nendes on toodud kriteeriumid röntgen- ja elektronide kiirgusvälja sümmeetria maksimaalsele kõrvalekaldele:

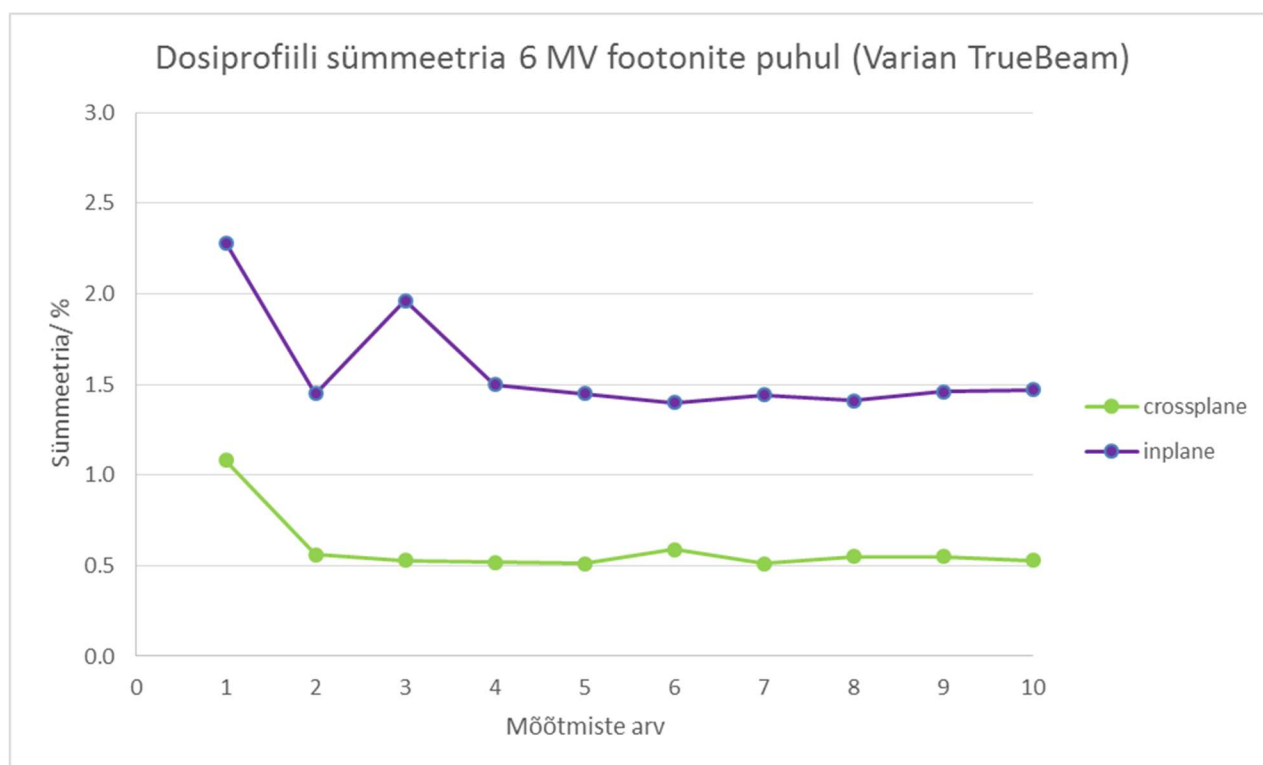
Allikas	Sümmeetriateguri piirväärtus
AAPM TG Report N° 46 [7]	3%
EC RP N° 162 [8]	3%
IAEA-TECDOC-1040 [9]	3%
Tootja Varian [10][11]	2%

### 3. Tulemused

Antud peatükis on näidatud katsetest saadud tulemused graafikutena.

#### 3.1 StarCheck dosimeetri iseloomustamine

Eelnevalt uuriti StarChecki dosimeetri stabiilsust ja kalibratsiooni. StarChecki stabiilsust ja mõõtmistulemuste määramatust hinnati kiirendil Varian TrueBeam, millega tehti 10 korduvat mõõtmist 50 MU-ga kasutades 6 MV kiirgust. Doosiprofiilide sümmeetria tulemused on näidatud joonisel 12.



Joonis 12. StarCheck dosimeetriga sümmeetria korduvmõõtmised

Esimese mõõtmise suurem väärtus on ilmselt tingitud asjaolust, et seadet ei olnud eelnevalt soojendatud (eelkiiritatud), et stabiliseerida ionisatsioonkambrite näite. Järgnevates sümmeetria mõõtmistes seda asjaolu arvestati ja selle tõttu esimest mõõtmistulemust ei võetud arvesse. StarChecki arvutatud määramatus on 0,09% pikisuunas ja 0,06% ristisuunas. Sellele lisandub kiirendi enda stabiilsuse (*short-term reproducibility*) määramatus 0,02%, mis oli mõõdetud veefantoomis 20.01.2018, tehes 10 järjestikust mõõtmist ionisatsioonkambriga PTW 31010-2046 (väli 10x10 cm<sup>2</sup>, SSD = 90cm, sügavus 10 cm, 100 MÜ, 6 MV footonkiirgus).

Enne StarChecki dosimeetriga sümmeetria mõõtmiste alustamist kontrolliti samuti tootja kalibratsiooni võrreldes doosiprofiili mõõtmisi veefantoomiga ja StarChecki dosimeetriga. Doosiprofiili mõõtmised teostati suures veefantoomis PTW-MP3M ionisatsioonkambriga PTW 31010-2046.

Kõik mõõtmised veefantoomiga tehti järgmistes tingimustes:

- SSD = 100cm;
- Kiirgusvälja pindala on 25 x 25 cm<sup>2</sup>
- $d_{\max}$  sügavus
- Kanduri nurk on 0°.
- Kiirgus energiad: 6 MV ja 15 MV

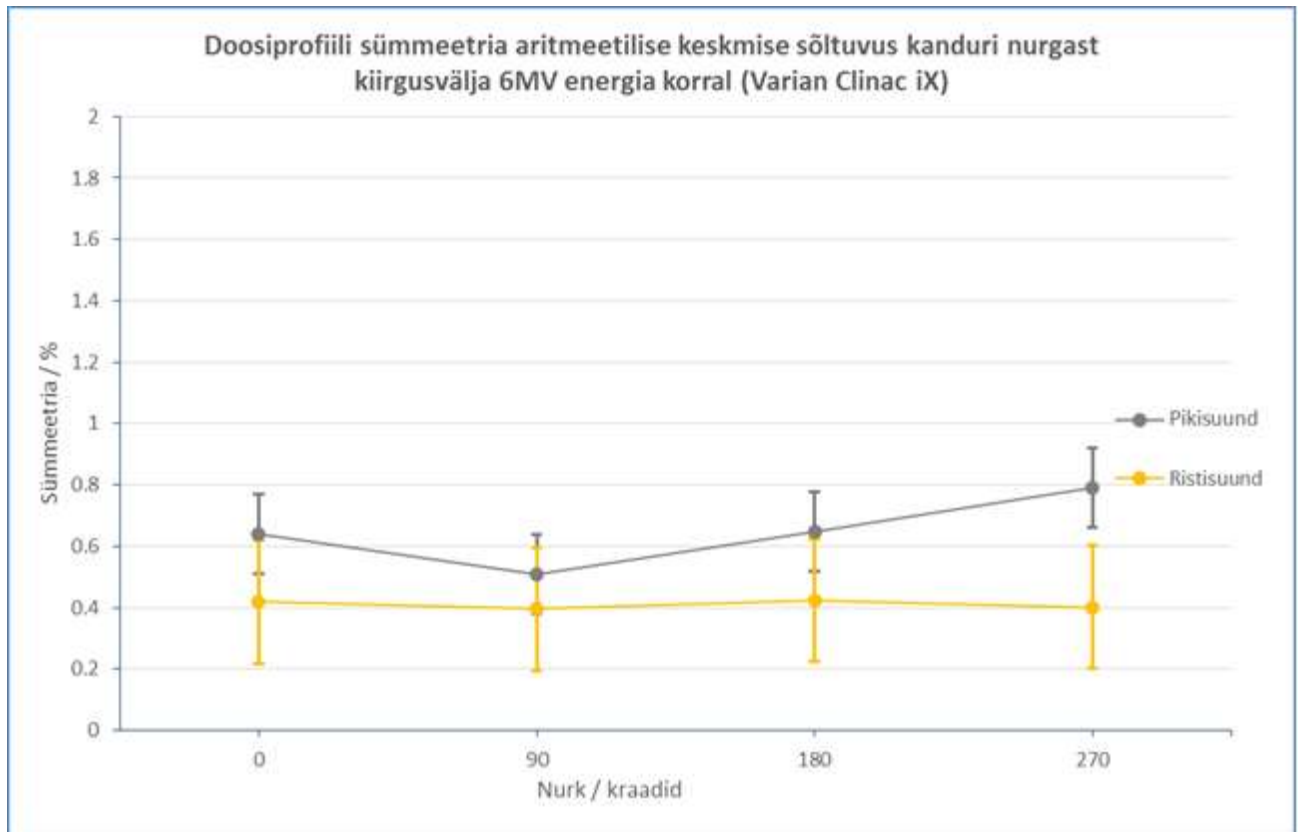
Nurga valik oli tingitud veefantoomi konstruktsioonist (pole võimalik kandurit pöörata) ja kiirgusvälja pindala muutus oli tingitud sellest, et veefantoomis mõõdetakse regulaarselt (osakonna kvaliteeditagamise süsteemi järgi) suuremaid välju, võrreldes StarChecki dosimeetriga.

Peale fantoomi mõõtmist mõõdeti kohe doosiprofiil StarCheck dosimeetriga. Erinevused doosiprofiilide sümmeetriateguri väärtustes olid ristisuunas 0.1% ja pikisuunas 0.6%. Neid erinevused käsitleti süstemaatiliste vigadena ja olid arvestatud kõikides edaspidistes mõõtmistes.

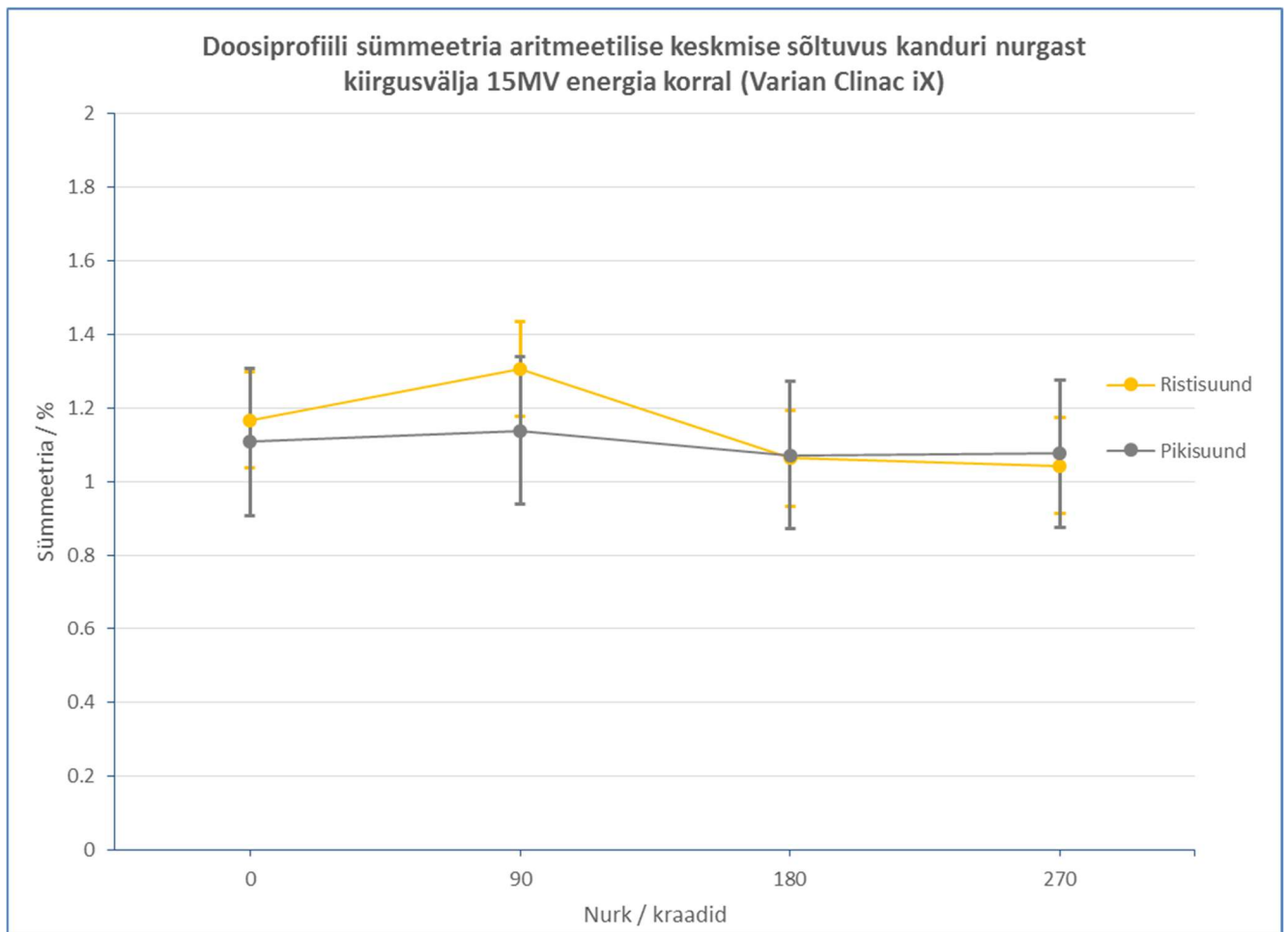
### 3.2 Doosiprofiilide mõõtmiste tulemused

lineaarkiirendi erinevate energiatega ja kanduri erinevate nurkade korral mõõdetud doosiprofiilide sümmeetriateguri väärtustest võeti aritmeetiline keskmine ja arvutati liitmääramatus.

Saadud tulemused lineaarkiirendi Varian Clinac® iX korral on näidatud joonistel 13 ja 14.

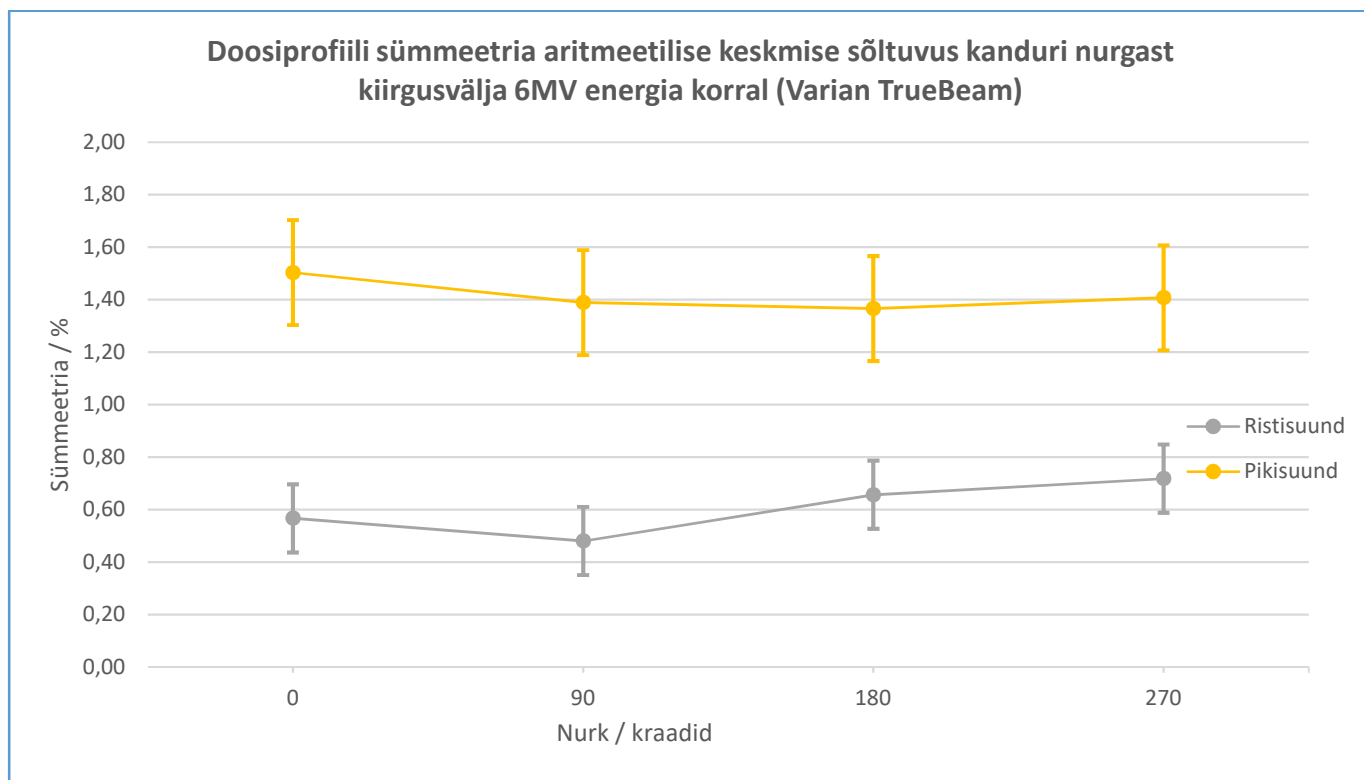


Joonis 13. Doosiprofiili sümmeetriateguri aritmeetilised keskmised erinevate kandurinurkade puhul kiiritades kiirgusenergiaga 6 MV lineaarkiirendil Varian Clinac® iX.

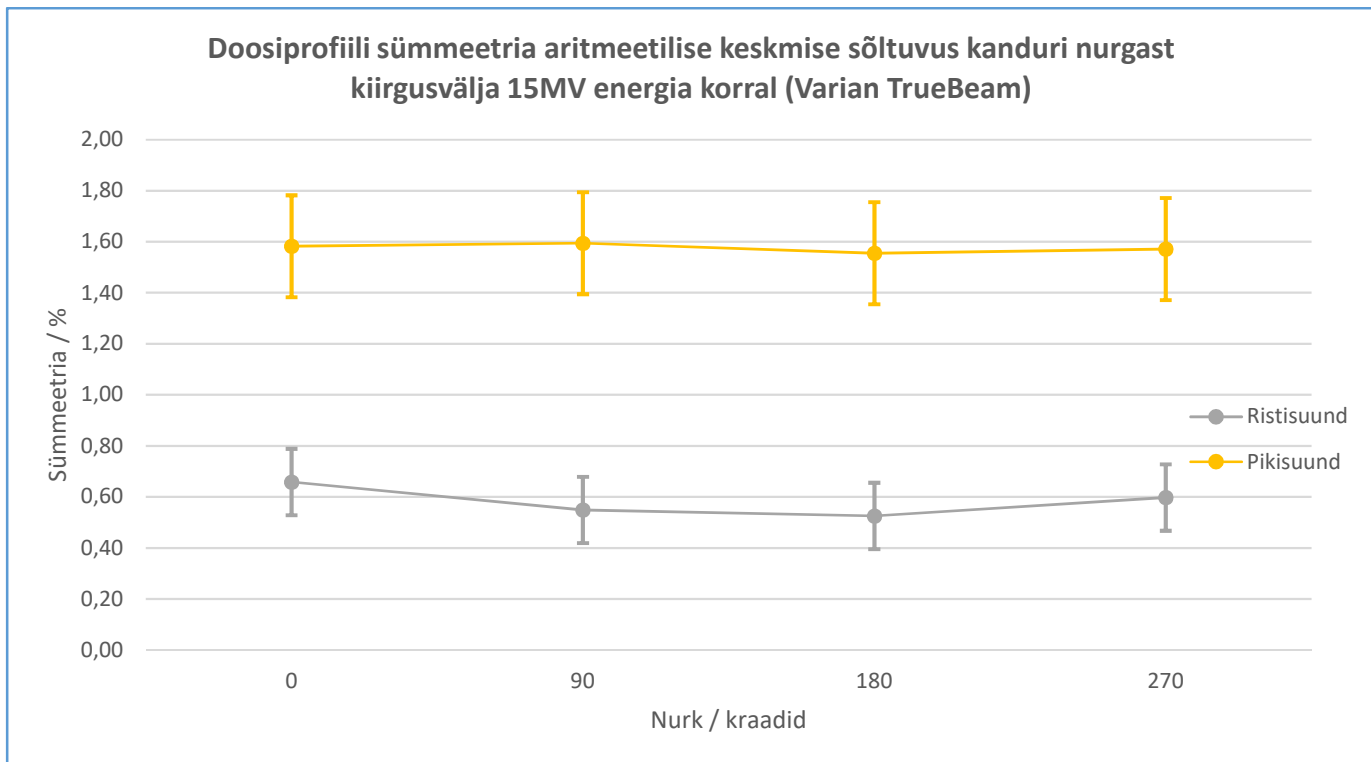


*Joonis 14. Doosiprofiili sümmeetriateguri aritmeetilised keskmised erinevate kandurinurkade puhul kiiritades kiirgusenergiaga 15 MV lineaarkiirendil Varian Clinac® iX.*

Saadud tulemused lineaarkiirendi Varian TrueBeam<sup>®</sup> korral on näidatud joonistel 15 ja 16.



Joonis 15. Doosiprofiili sümmeetria aritmeetilised keskmised erinevatel kanduri nurga puhul kiiritades 6 MV energiaga kiirgusvälja (Varian TrueBeam<sup>®</sup>)



*Joonis 16. Doosiprofiili sümmeetria aritmeetilised keskmised erinevatel kanduri nurga puhul kiiritades 15 MV energiaga kiirgusvälja (Varian TrueBeam®)*

## 4. Arutelu ja järeldused

Lineaarkiirendi Varian Clinac® iX puhul on näha, et sümmeetria ei sõltu kanduri nurgast. Maksimaalne sümmeetria kõikumine ristisihis oli 0,28% 6 MV energia korral ja 0,97% 15 MV energia korral. Pikisihis maksimaalne sümmeetria kõikumine oli 0,52% 6 MV energia korral ja 0,63% 15 MV energia korral.

Lineaarkiirendi Varian TrueBeam® puhul on näha, et olukord sümmeetriaga on analoogne. Kanduri nurga muutes sümmeetria väärtuse kõikumine ristisihis oli 0,48% 6 MV energia korral ja 0,31% 15 MV energia korral. Pikisihis maksimaalne kõikumine oli 0,42% 6 MV energia korral ja 0,2% 15 MV energia korral. Energia suurendamisel sümmeetria väärtuse muutus oli mõlemas sihis 0,04 – 0,18% võrra suurem. Sümmeetria muutuse tendentsid samamoodi ei ühti teineteisega, ega ka esimese kiirendi tendentsidega. Kõik mõõtmistulemused täitsid kõikide antud töös arvesse võetud standardite nõudeid (kiirendite tootja, AAPM [7], EC RP 162 [8] ja IAEA nõuded [9]).

Tabel 2. Maksimaalne sümmeetriateguri väärtuste kõikumine Varian Clinac iX korral

Ristisuund				Pikisuund			
Kandur	6MV	Kandur	15MV	Kandur	6MV	Kandur	15MV
0	<b>0.28</b>	0	<b>0.92</b>	0	<b>0.34</b>	0	<b>0.54</b>
90	<b>0.22</b>	90	<b>0.93</b>	90	<b>0.48</b>	90	<b>0.52</b>
180	<b>0.25</b>	180	<b>0.97</b>	180	<b>0.52</b>	180	<b>0.63</b>
270	<b>0.23</b>	270	<b>0.87</b>	270	<b>0.32</b>	270	<b>0.53</b>

Tabel 3. Maksimaalne sümmeetriateguri väärtuste kõikumine Varian Truebeam korral

Ristisuund				Pikisuund			
Kandur	6MV	Kandur	15MV	Kandur	6MV	Kandur	15MV
0	<b>0.48</b>	0	<b>0.31</b>	0	<b>0.42</b>	0	<b>0.13</b>
90	<b>0.09</b>	90	<b>0.17</b>	90	<b>0.24</b>	90	<b>0.17</b>
180	<b>0.26</b>	180	<b>0.10</b>	180	<b>0.27</b>	180	<b>0.20</b>
270	<b>0.18</b>	270	<b>0.15</b>	270	<b>0.20</b>	270	<b>0.19</b>

Tabelitest 2 ja 3 on näha, et 15 MV footonkiire sümmeetria kõikumine kiirendil Varian Clinac iX on suurem kui Varian Truebeam lineaarkiirendil.

Samuti otsustati võrrelda StarChecki mõõtmistulemusi BeamChecker dosimeetriga. BeamChecker kujutab endast plast-fantoomi kaheksa ionisatsioonkambriga ja võimaldab



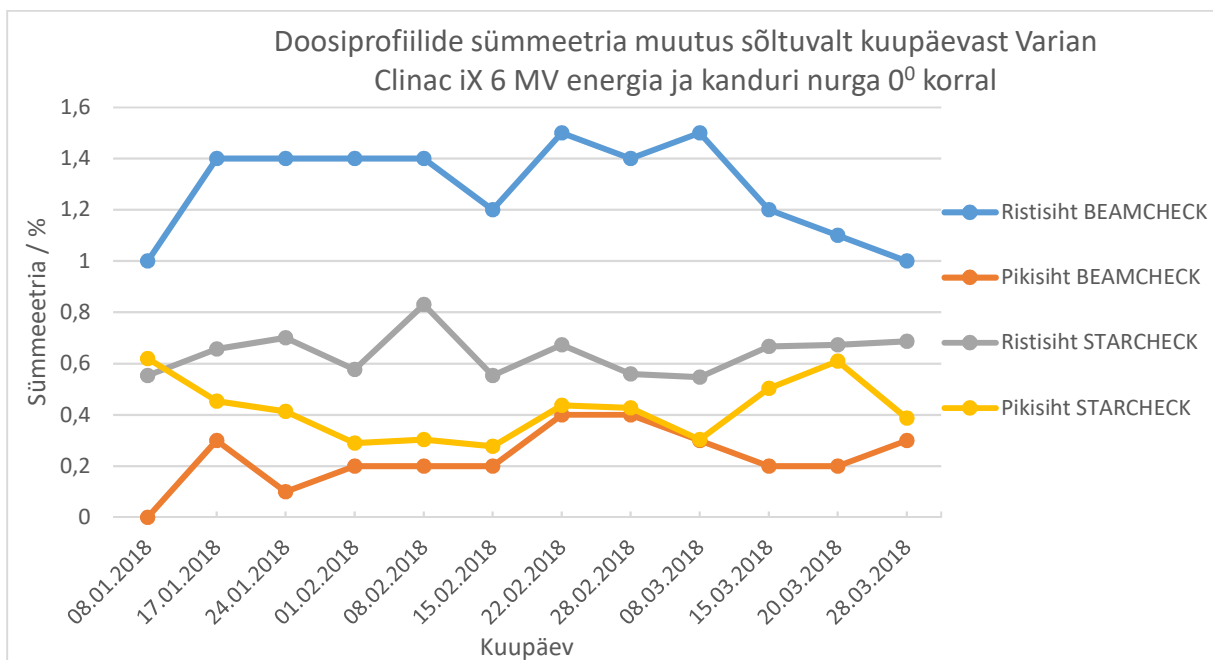
mõõta kiirendi väljundit, sümmeetriat ja energia kontstantsust. BeamChecker'iga tehakse mõõtmised iga päev hommikuti, seega võeti arvesse need mõõtmised, mis olid tehtud katsetega samadel kuupäevadel, st selle aasta kuupäevadel 08.01, 17.01, 24.01, 01.02, 08.02, 15.02, 22.02, 28.02, 08.03, 15.03, 20.03 ja 28.03.

Neid mõõtmisi ei olnud magistritöö raames esialgselt planeeritud, mille tõttu mõned katsetingimused võisid erineda.

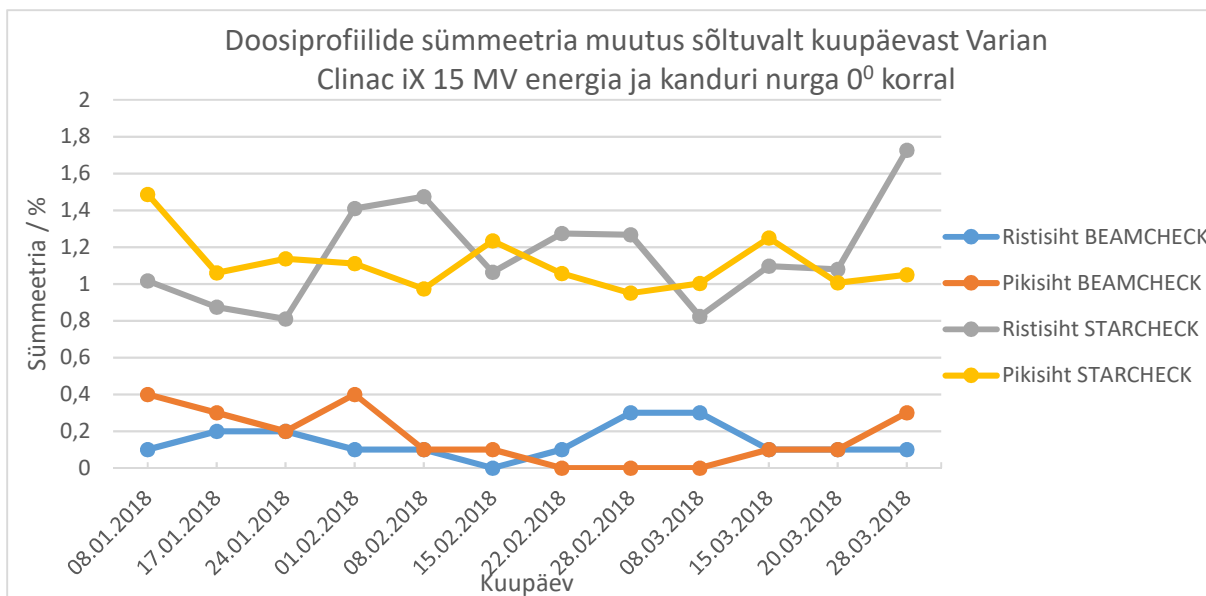
BeamChecker dosimeetriga mõõtmised viidi läbi väärtuste kõikumise tendentside võrdlemiseks. Kõik mõõtmised BeamCheck dosimeetriga tehti järgmistel tingimustel:

- SSD = 100cm;
- Kiirgusvälja pindala on 20 x 20 cm<sup>2</sup>
- Kandurinurk oli ainult 0<sup>0</sup>, mis oli põhjustatud dosimeetri konstruktsioonist (pole võimalik pöörata).
- Kiirgusenergiad: 6MV ja 15MV
- 100 MU

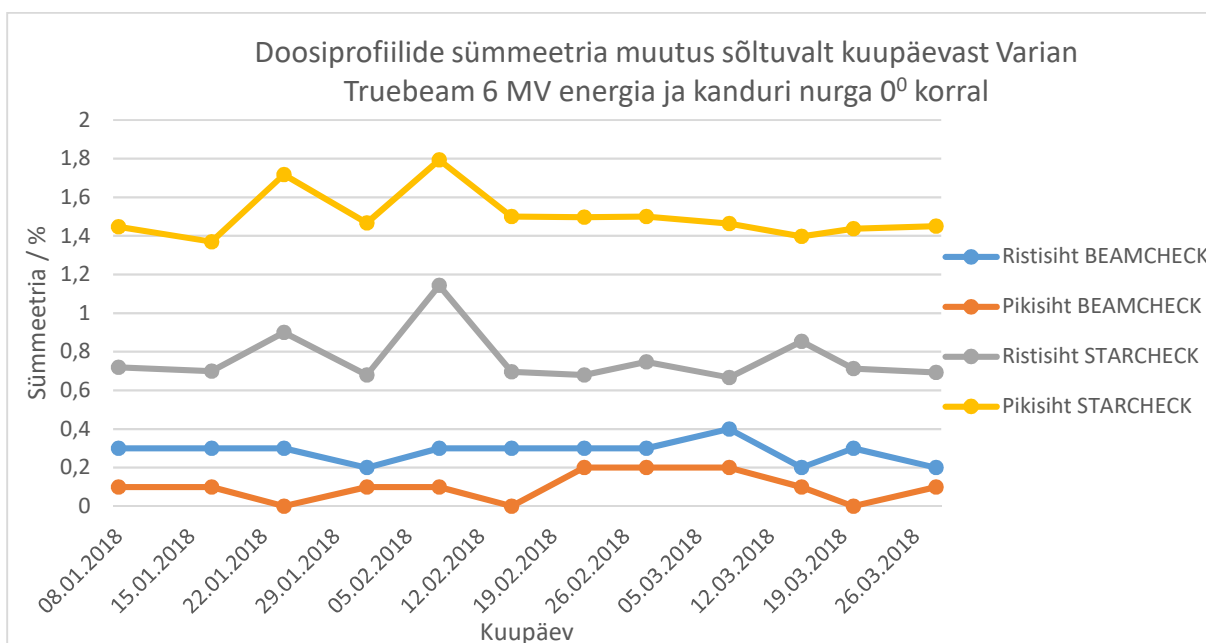
Kõik saadud BeamCheck dosimeetriga tulemused on näidatud joonistel n1, n2, n3 ja n4.



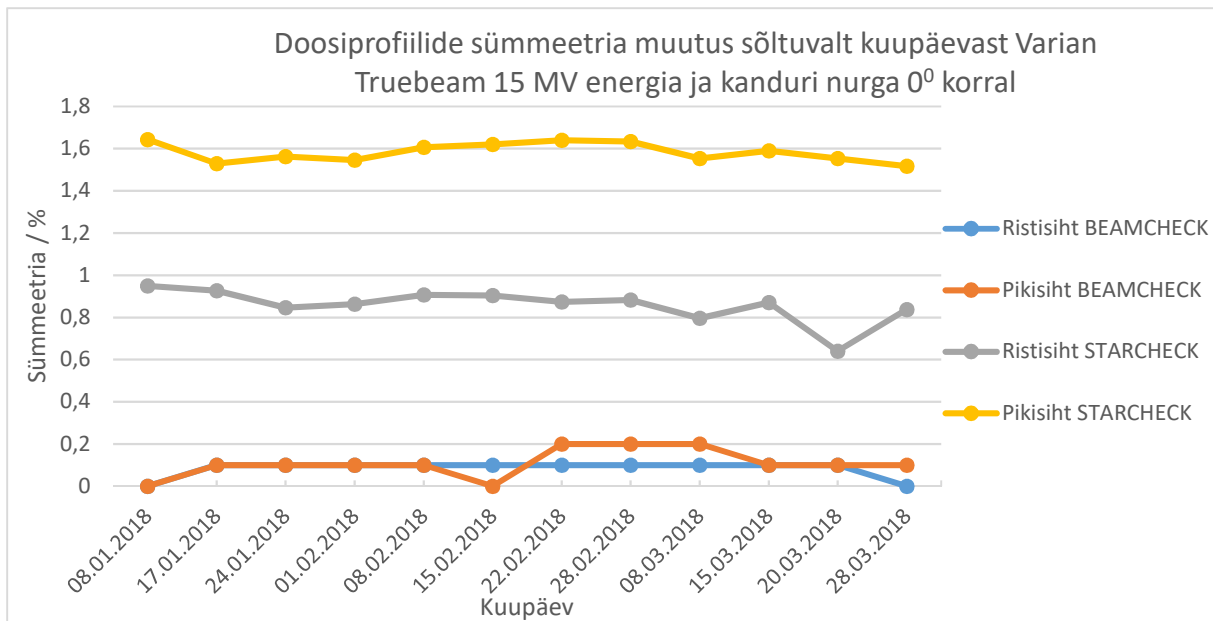
Joonis n1. Doosiprofiili sümmeetria aritmeetilised keskmised kanduri nurga 0<sup>0</sup> puhul kiiritades 6 MV energiaga kiirgusvälja (Varian Clinac® iX puhul).



Joonis n2. Doosiprofiili sümmeetria aritmeetilised keskmised kanduri nurga 0° puhul kiiritades 15 MV energiaga kiirgusvälja (Varian Clinac® iX puhul).



Joonis n3. Doosiprofiili sümmeetria aritmeetilised keskmised kanduri nurga 0° puhul kiiritades 6 MV energiaga kiirgusvälja (Varian TrueBeam® Medical System).



Joonis n4. Doosiprofiili sümmeetria aritmeetilised keskmised kanduri nurga 00 puhul kiiritades 15 MV energiaga kiirgusvälja (Varian TrueBeam® Medical System).

Saadud tulemustest on näha, et StarCheck'i ja BeamCheck'i dosimeetrite kasutamisel tendentsid ühtisid ainult Varian TrueBeam® lineaarkiirendi korral, kuna mõlemate dosimeetrite ja kiirgusvälja energiateguri korral sümmeetriateguri väärtuste graafikud olid korrelatsioonis. See tähendab, et mõlemad seadmed on võimelised jälgima sümmeetria muutusi. Absoluutsed sümmeetriateguri väärtused ei ühti selle tõttu, et BeamChecker näitab ainult sümmeetria erinevust algtasemest (ingl. *baseline*) ja vajab eelnevat kasutajapoolset kalibreerimist. Varian Clinac® iX korral ühtisid tendentsid ainult 6 MV energia korral ja ainult 4-st mõõtmisest kuni 9-ni pikisuunas ja 5-st mõõtmisest kuni 9-ni ristisuunas. Kuna BeamChekeri mõõtmisi tehti hommikuti ja StarChecki mõõtmisi pealelõunal, siis erinevus mõõdetud väärtuste vahel aparaadil Varian Clinac iX võib olla osaliselt tingitud kiirendi soojenemisest päeva jooksul. Samuti, selle kiirendi stabiilsus on halvem kui täisdigitaalsel kiirendil Varian TrueBeam, mida näitavad sümmeetriateguri kõikumised joonistel 13, 14 ja n1, n2 võrreldes joonistega 15, 16 ja n3, n4.

Võttes arvesse kõiki käesoleva magistritöö raames saadud tulemusi saab öelda, et mõlemate lineaarkiirendite korral kiirgusvälja sümmeetria ei sõltu kandurinurgast. Kiirgusvälja sümmeetria püsis taluvuspiirides (alla 2%) mõlemal kiirendil ja mõlema energia puhul kolmekuulisel vaatlusperioodil.

## 5. Kokkuvõte

Käesoleva töö raames hinnati kahe erinevat tüüpi lineaarkiirendi sümmeetriateguri sõltuvust kandurinurgast. Katsetes uuriti kahe erineva põlvkonna lineaarkiirendeid Varian Clinac® iX ja Varian TrueBeam®, kasutades dosimeetrit StarCheck (PTW Freiburg), spetsiaalset hoidikut SC Holding Device T41021.1.030 (PTW), kahte vee-ekvivalentset fantoomi. Kuna StarCheck dosimeetri pind sügavusega 0,85 cm on valmistatud ka vee-ekvivalentsest materjalist, siis dosimeetri pind ja kaks fantoomi arvestati üheks objektiks. Doosiprofiili mõõdeti kahes sihis: pikisihis ja ristisihis. Saadud tulemuste kontrolliks otsustati võtta mõõtmistulemused ka BeamChecker (Standard Imaging, USA) kvaliteedi kontrolli seadmest, millega mõõdetakse kiirgusvälja doosiprofiili sümmeetriat igal tööpäeval hommikuti. Saadud tulemuste järgi tehti järgmised järeldused:

- StarCheckiioonkambrid vajavad eelkiiritust signaali stabiliseerimiseks
- Kummagi lineaarkiirendi puhul ei sõltu kiirtekimbu sümmeetria kanduri nurgast, seega piisab rutiinsest sümmeetria mõõtmisest ühel kanduri nurgal
- Kolme kuu jooksul püsis sümmeetria väärtus mõlemal kiirendil ja mõlemal energial taluvuse piires, seega võib jätkata täpsemaid (veefantoomis) sümmeetria mõõtmisi sagedusega kord 3-4 kuu kohta.
- Varian Clinac iX kiirendil on nii päevasisesed, päevade vahelised, kui ka kanduri nurgast sõltuvad kõikumised suuremad, kui kiirendil Varian TrueBeam

## **Tänuavaldus**

Mina tänan Põhja – Eesti Regionaalhaigla kiiritusravi osakonna personali, kes lubasid viia läbi kõik katsed kasutades osakonna lineaarkiirendeid, dosimeetrit ja tarkvara. Ma tänan oma elukaaslast, kelle olemasolu on minu elus peamine motivatsioon.

## Kirjanduse loetelu

1. G. Natanasabapathi, „*Modern Practices in Radiation Therapy*”, (InTeched. 2012) pp. 207–246.
2. P. J. Bryant, „*A brief history and review of Accelerator*“, pp. 9.
3. D. I Twaites, J. B. Tuohy, “*Back to the future: the history and development of the clinical linear accelerator*”, Physics, Medicine, Biology, 2006) pp. 52.
4. F. M. Khan, „*The Physics of Radiation Therapy*“, Lippincott Williams & Wilkins, 2003, pp.42-43.
5. E. B. Podgorsak, „*Handbook for teachers and students*“, International Atomic Agency, Vienna, 2005, pp. 170-171, 183, 194-197, 264, 274, 408.
6. K. Tiigi, „*StarCheck kasutamise juhend*“, Põhja-Eesti Regionaalhaigla, 2018.
7. G. J. Kutcher, TG Chair, Lawrence Coia et al, „*AAPM TG Report N° 46*“, American Association of Physicists in Medicine, 1994, pp. 589, 591.
8. K. Faulkner, J. Malone, S. Christofides et al, „*Radiation Protection N° 162. Criteria for Acceptability of Medical Radiological Equipment used in Diagnostic Radiology*“, Nuclear Medicine and Radiotherapy, European Commission, 2012.
9. V. Aguilar, P. Almond, P. Andreo et al „*IAEA-TECDOC-1040 Design and implementation of a radiotherapy programme: Clinical, medical physics, radiation protection and safety aspects*, International Atomic Energy Agency, 1996.
10. Varian Medical Systems inc. „*Clinac iX Accelerator. Specifications*“, Varian Medical Systems inc. 2014.
11. Varian Medical Systems inc. „*Varian truebeam. Specifications*“, Varian Medical Systems inc, 2017.
12. Ya. Gluhcheva, T. L. Dimitrova, R. Dukova et al, „*Dosimetry acceptance test of linear accelerator Varian Clinac iX*“, Bulgarian Chemical Communications, 2015.