Lonkkaproteesillisten eturauhaspotilaiden sädehoitotekniikan kehittäminen

Pro gradu -tutkielma, 19.6.2019

Tekijä:

Miia Nadhum

Ohjaaja:

Eeva Boman

Tampereen yliopistollinen sairaala, Sädehoitoyksikkö

Heikki Penttilä

Jyväskylän yliopisto, Fysiikan laitos

JYVÄSKYLÄN YLIOPISTO
FYSIIKAN LAITOS

© 2019 Miia Nadhum
Julkaisu on tekijänoikeussäännösten alainen. Teosta voi lukea ja tulostaa henkilökohtaista käyttöä varten. Käyttö kaupallisiin tarkoituksiin on kielletty. This publication is copyrighted. You may download, display and print it for Your own personal use. Commercial use is prohibited.

Tiivistelmä

Nadhum, Miia
Lonkkaproteesillisten eturauhaspotilaiden sädehoitotekniikan kehittäminen
Pro gradu -tutkielma
Fysiikan laitos, Jyväskylän yliopisto, 2019, 127 sivua

Tässä työssä tutkittiin neljää sädehoitotekniikkaa eturauhasen sädehoitoon lonkkaproteesillisilla potilailla ja vertailtiin kohdealueen annoksen muutoksia, joita proteesin mahdollinen liike aiheuttaa. Tutkittavat tekniikat käyttivät nykyaikaista kaarihoitotekniikkaa (Volumetric modulated arc therapy, VMAT) neljällä eri asetuksella: 1) pelkät VMAT hoitokaaret (VMATonly); 2) VMAT hoitokaaret, joissa proteesin läpi säteilyttämistä estettiin väistösektoreilla (avoidance sectors) (VMATavoid); 3) kuten kohta 2, mutta lisänä proteesin läpi säteilyttävä staattinen hoitokenttä väistösektorin kohdalle (VMAT+stat); 4) VMAT hoitokaaret, joille optimoinnissa annettiin ehto, joka esti lonkkaproteesin läpi kohdealueen säteilyttämisen (VMATautoavoid). Aineistoksi valittiin retrospektiivisesti 15 Tampereen yliopistollisessa sairaalassa jo sädehoidetun potilaan annossuunnittelukuvat. Potilaista viidellä oli lonkkaproteesi oikeassa lonkassa, viidellä vasemmassa lonkassa ja viidellä molemmissa. Kaikille potilaille tehtiin annossuunnitelmat jokaisella neljällä tekniikalla. Proteesin mahdollista liikettä tutkittiin siirtämällä proteesia ventraalisesti ja dorsaalisesti ja suorittamalla annoslaskenta uudestaan samoilla kenttäparametreillä kuin ilman siirtoa.

Eri tekniikoita vertailtiin kohdealueen annoskattavuuden, maksimeiden ja kriittisten elinten annoksien osalta. Vertailtavista tekniikoista VMATavoid-tekniikalla kohdealueen annoskattavuus oli huonoin ja kriittisten elinten annokset olivat suurimmat. Proteesin siirto huononsi kohdealueen annosta eniten VMAT+stat-tekniikalla. VMATonly ja VMATautoavoid täyttivät parhaiten annossuunnittelukriteerit, kun huomioitiin proteesin liikkeestä aiheutuvat muutokset. VMATonly säteilyttää lonkkaproteesin läpi enemmän kuin VMATautoavoid. Tämä kasvattaa annosta proteesin pinnassa ja voi mahdollisesti aiheuttaa komplikaatioita esimerkiksi proteesin kiinnittymisessä. Tämän vuoksi VMATautoavoid vaikutti käyttökelpoisimmalta tekniikalta eturauhasen hoitoon lonkkaproteesillisilla potilailla.

Avainsanat: Sädehoito, annossuunnittelu, VMAT, eturauhanen, lonkkaproteesi

Abstract

Nadhum, Miia
Development of radiotherapy techniques for prostate cancer patients with hip prosthesis
Master's thesis
Department of Physics, University of Jyväskylä, 2019, 127 pages.

The main focus of this study was investigate four treatment techniques for prostate cancer patients with hip prosthesis and compare changes in the dose of the target area caused by the possible movement of the prosthesis. The used VMAT (Volumetric modulated arc therapy) treatment planning techniques with four different setups were: 1) full VMAT arcs (VMATonly); 2) full VMAT arcs with avoidance sectors to avoid direct irradiation through the prosthesis (VMATavoid); 3) as in 2, but adding a static field radiating through the prosthesis (VMAT+stat); 4) full VMAT arcs with automated structure avoidance option to avoid irradiation through the prosthesis (VMATautoavoid). Fifteen previously treated prostate patients from TAYS were selected to this study. Five of the patients had the prosthesis in the right hip, five in the left and five had the prosthesis in both hips. Treatment plans were created for all patients using all four techniques. The prosthesis misalignment in the treatment were modelled by transferring the prosthesis using ventral and dorsal constant movements and the dose was recalculated.

Using VMATavoid OARs (organs at risk) doses were the highest and the dose coverage of the target area was the poorest. Using VMAT+stat the movement of the prosthesis affected most to the dose in the target area. VMATonly and VMATautoavoid fulfilled best planning criteria, when the prosthesis movement was taken into account. VMATonly radiates through the prosthesis more than VMATautoavoid. This increases the dose on the prosthesis surface and increases the risk of complications in the prosthesis. Thus VMATautoavoid technique is recommended as a planning technique for a prostate cancer with hip prosthesis.

Keywords: Radiotherapy, dose planning, VMAT, prostate, hip prosthesis

Esipuhe

Tämän pro gradu -tutkielman laskennat ja analyysit on suoritettu sädehoitoyksikössä Tampereen yliopistollisessa sairaalassa.

Ensimmäisenä haluan kiittää ohjaajaani Eeva Bomania mielenkiintoisesta aiheesta ja hänen työpanoksestaan perehdyttää minut sädehoidon annossuunnitteluun. Kiitos myös toiselle ohjaajalleni Heikki Penttilälle kannustuksesta ja tuesta sekä kiinnostavista keskusteluista tutkielmaani liittyen. Kiitokseni menevät myös muille Tampereen yliopistollisessa sairaalassa sädehoitoyksikössä työskenteleville fyysikoille, joilta olen saanut paljon uutta tietoa ja oppia sädehoidosta.

Viimeisimpänä tahdon kiittää puolisoani, joka muutti kanssani Jyväskylästä Tampereelle ja näin mahdollisti tutkielmani toteutumisen yhteistyössä Tampereen yliopistollisen sairaalan kanssa. Lisäksi hän on motivoinut ja kannustanut minua tutkielman teossa.

Tampereella 7. toukokuuta 2019

Miia Nadhum

Sanasto

D98%(Rakenne)

Annos [% hoitoannoksesta], joka kattaa rakenteen tilavuudesta 98%.

Dmax(Rakenne)

Rakenteen annosmaksimi.

DVH, Annostilavuushistogrammi, Dose-Volume Histogram

DVH on graafinen esitys annosjakaumasta rakenteessa. Yleisimmin käytössä on kumulatiivinen DVH, jossa tietty tilavuus saa vähintään tietyn annoksen [1, s. 258].

Gray, Gy

Absorboituneen annoksen mittayksikkö, joka kertoo, kuinka paljon energiaa säteilystä absorboituu kohdeaineeseen. 1 Gy = $1\frac{\mathrm{J}}{\mathrm{kg}}$. [2]

Hounsfield-yksikkö, HU, Hounsfield-Unit

TT-kuvan intensiteetin yksikkö, joka kuvaa, kuinka paljon kyseinen väliaine absorboi röntgensäteilyä. Yksikkö on skaalattu siten, että veden arvo on 0 HU ja ilman -1000 HU.

Intensiteettimuokattu sädehoito, IMRT, Intensity Modulated Radiation Therapy

Hoitotekniikka, jossa asetetaan useampia hoitokenttiä eri suunnista ja hyödynnetään käänteistä annoslaskentaa asettamalla kriteerit ja painokertoimet kohdealueen annokselle minimoiden terveen kudoksen annos.

Isosentri, isocentre

Sädehoitolaitteen kiertokeskipiste, jonka kautta säteilykeilan keskiakseli kulkee kanturin kulmasta riippumatta.

Kanturi, Gantry

Sädehoitolaitteen liikkuva kannatinosa, joka liikkuu isosentrin ympäri 360°.

Kliininen kohdealue, CTV, Clinical Target Volume

Anatomisesti määritetty alue, joka sisältää kasvaimen oletetun kasvualueen. Eturauhasen sädehoidossa kliininen kohdealue on eturauhanen.

Kollimaattori, collimator

Sädehoitolaitteen keilanrajain.

Kriittinen elin, OAR, Organ At Risk

Kohdealueen läheisyydessä oleva elin, joka on herkkä säteilylle. Kriittisiä elimiä ovat eturauhasen sädehoidossa muun muassa peräsuoli ja virtsarakko.

Moniliuskakollimaattori, MLC, MultiLeaf Collimator

Säteilykeilan rajain, joka koostuu useista liikkuvista säteilyä rajaavista liuskoista.

Monitoriyksikkö, MU, Monitor Unit

Annosmonitoroinnin yksikkö, jonka avulla hoitokenttiin saadaan suunniteltu säteilyannos. Useimmiten kiihdytin säädetään siten, että 100 MU vastaa 1 Gy annosta refenssipisteessä kenttäkoolla 10 cm x 10 cm. [3, s. 434]

PTV, Planning Target Volume

Alue, jolle sädehoito suunnitellaan. PTV sisältää CTV:n ja sen ympärille lisätyn marginaalin, joka huomioi potilaan asetteluepätarkkuuden, elinten liikkumisen ja hoitolaitteen ja annossuunnittelun geometrisen tarkkuuden. Marginaalilla varmistetaan, että CTV saa määrätyn hoitoannoksen.

TietokoneTomografia, TT/CT, Computed Tomography

3D kuvantamistapa, jossa käytetään röntgensäteilyä. Potilaasta otetaan useista eri projektioista röntgenkuvia, joista rekonstruktioidaan TT-kuvaleikepakka.

VxGy(Rakenne)

Rakenteen annostilavuus [%], joka saa annokseksi vähintään x Gy.

VMAT, Volume Modulated Arc Therapy

IMRT:stä kehittyneempi versio, jossa sädehoitolaite pyörii säteilytyksen aikana potilaan ympärillä muodostaen eri pituisia kaarikenttiä. VMAT-annossuunnitelma tehdään käyttäen käänteistä annoslaskentaa.

VMAT+stat

Tekniikka, jossa hoitokaaret kuten VMATavoid-tekniikassa, mutta lisänä proteesin läpi tulevat staattiset sivukentät väistösektorin alueelle.

VMATautoavoid

Tekniikka, jossa käytetään VMAT-hoitotekniikkaa ja kokonaiset hoitokaaret kulkevat 360° potilaan ympäri. Optimoinnissa proteesin läpi säteilytys estetään vältettävällä rakenteella, jonka läpi säteilytystä ohjelma ei salli, jos rakenne sijaitsee kohdealueen edessä. Rakenteen läpi säteilytys sallitaan, jos se sijaitsee kohdealueen takana.

VMATavoid

Tekniikka, jossa käytetään VMAT-hoitotekniikkaa ja hoitokaarille asetetaan väistösektorit, joilla estetään proteesin läpi kohdealueen säteilyttäminen.

VMATonly

Tekniikka, jossa käytetään VMAT-hoitotekniikkaa ja kokonaiset hoitokaaret kulkevat 360° potilaan ympäri ja kohdealueen säteilyttäminen proteesin läpi sallitaan.

Vokseli, voxel

Kolmiulotteisen kuvan kuva-alkio. Kaksiulotteinen vastine on pikseli.

Väistösektori, avoidance sector

VMAT hoitokaarille asetettava sektori, jonka alueella ei säteilytetä.

Sisältö

Tiivistelmä **3**

Abstract **5**

Esipuhe **7**

Sanasto **9**

1 Johdanto **17**

2 Sädehoidon perusteet **21**

2.1 Sädehoidon vaiheet 21

2.2 TT-kuvantaminen sädehoidon suunnittelua varten 22

2.3 Sädehoitolaitteen toimintaperiaate 26

2.4 Fotonisäteilyn spektri 30

2.5 Fotonisäteilyn sironta väliaineessa 31

2.6 Säteilyn vaikutus DNA:han 33

2.7 Sädehoidossa käytettävät suureet 34

2.8 Hoitokentän ominaisuudet ja annoksen esittäminen 35

3 Sädehoidon suunnittelu **43**

3.1 Annossuunnittelu 44

3.2 Annoslaskenta-algoritmit 45

4 Sädehoitotekniikat **47**

4.1 3D-CRT 47

4.2 IMRT 48

4.3 VMAT 49

5 Lonkkaproteesin rakenne ja materiaali **51**

6 Laskennat ja analyysi **53**
6.1 Rakenteet 53
6.2 Annosmääritys ja annoskriteerit 55
6.3 Tekniikat 55
6.3.1 VMATonly 56
6.3.2 VMATavoid 57
6.3.3 VMAT+stat 58
6.3.4 VMATautoavoid 60
6.4 Proteesin siirto 61
6.5 Annosparametrien ja -suunnitelmien vertailu 62

7 Tulokset **65**

8 Johtopäätökset **79**

Lähteet **83**

A Potilas- ja tekniikkakohtaiset optimointiparametrit **89**

B Rakenteiden keskimääräiset DVH:t eri tekniikoille **105**

C Rakenteiden DVH:t eri tekniikoilla potilailla, joilla oli oikeassa lonkassa proteesi **109**

D Rakenteiden DVH:t eri tekniikoilla potilailla, joilla oli vasemmassa lonkassa proteesi **113**

E Rakenteiden DVH:t eri tekniikoilla potilailla, joilla oli molemmissa lonkissa proteesi **117**

F Keskimääräinen siirron vaikutus rakenteiden PTV ja Prostata annosjakaumiin eri tekniikoilla potilailla, joilla oli oikeassa lonkassa proteesi **121**

G Keskimääräinen siirron vaikutus rakenteiden PTV ja Prostata annosjakaumiin eri tekniikoilla potilailla, joilla oli vasemmassa lonkassa proteesi **123**

H Keskimääräinen siirron vaikutus rakenteiden PTV ja Prostata annos-jakaumiin eri tekniikoilla potilailla, joilla oli molemmissa lonkissa proteesi 125

1 Johdanto

Eturauhassyöpä on miesten yleisin syöpä Suomessa. Vuonna 2015 miehillä todettiin uusia syöpätapauksia yhteensä 16771, joista eturauhassyöpiä oli 4855 [4]. Eturauhassyöpään sairastuneiden miesten keski-ikä on noin 70 vuotta. Suomessa ihmisen elinajanodote on ollut nousussa vuosikymmeniä [5] ja lisäksi terveyden ja hyvinvoinnin laitoksen (THL) tilastoraportin mukaan lonkan tekonivelten ensileikkausten lukumäärä on kasvanut tasaisesti vuosi vuodelta [6]. Tämän seurauksena eturauhasen sädehoidossa lonkkaproteesillisten potilaiden lukumäärä on lisääntynyt.

Eturauhasen sädehoito on hyvin yksilöllistä ja jokaiselle potilaalle tehdään henkilökohtainen annossuunnitelma. Potilaalle asetetaan kultajyvät eturauhaseen sädehoidon aikaista eturauhasen paikantamista ja hoidon kohdistusta varten. Tällöin säteilytys kohdistuu parhaiten kohdealueeseen ja terveiden kudoksien säteilyrasitus pienenee [7]. Tämän jälkeen potilaasta otetaan TT-kuva (tietokonetomografiakuva), johon lääkäri piirtää kohdealueen, PTV:n (planning target volume), kohdealueen ympärillä olevat kriittiset elimet (OAR, organs at risk) ja terveen kudoksen. Annossuunnitelmassa määritetään kenttäjärjestelyt, jonka pohjalta sädehoito toteutetaan.

Tyypillisesti eturauhasen sädehoito annetaan $2-3$ Gy fraktioina viitenä päivänä viikossa, niin että kokonaishoitoannos on $60-80$ Gy. Sädehoidon periaatteena on, että kohdealue saa määrätyn annoksen siten, että kriittisten elinten annos jää mahdollisimman pieneksi. Koska eturauhasen sädehoidossa tärkeimmät kriittiset elimet ovat rakko ja peräsuoli, parhaimmat suunnat säteilyttää ovat sivuilta, etu- ja takaviistosta minimoiden näiden elinten saaman annoksen. Eturauhasen sädehoidossa käytetään nykyään pääsääntöisesti joko VMAT- (Volume Modulated Arc Therapy) tai IMRT-hoitotekniikkaa (Intensity Modulated Radiation Therapy). VMAT-tekniikalla optimoinnin tuloksena löydetään optimaaliset moniliuskarajainten (MLC, Multi-Leaf Collimator) ja kanturin liikeparametrit, joilla optimaaliseen annostavoitteeseen päästään.

Koska eturauhasen sijainti voi muuttua suhteessa luihin ja sädehoito kohdistetaan eturauhaseen kultajyväkohdistuksen avulla, eri hoitokerroilla luiden asento voi vaihdella. Lonkkaproteesillisilla potilailla luiden ja etenkin lonkkaproteesin erilainen aset-

tuminen on otettava huomioon jo annossuunnitteluvaiheessa. Lonkkaproteesin materiaalina käytetään yleisimmin titaani- tai koboltti-kromi -pohjaisia metalliseoksia [8], joissa säteily vaimenee voimakkaasti. Perinteisesti lonkkaproteesillisten potilaiden eturauhasen sädehoito on toteutettu siten, ettei säteily kulje lonkkaproteesin läpi kohdealueeseen. Tällöin hoitokentät on aseteltava eri tavoin kuin silloin, kun potilaalla ei ole lonkkaproteesia. Kenttäsuuntien rajoittaminen voi aiheuttaa joko suuremman säteilyrasituksen sädeherkille elimille, mikä voi lisätä säteilyn aiheuttamia haittavaikutuksia kyseisissä elimissä, tai se voi rajoittaa kohdealueen saamaa annosta verrattuna tilanteisiin, joissa sallitaan lonkkaproteesin läpi säteilyttäminen tai lonkkaproteesia ei olisi lainkaan.

Aiemmat tutkimukset eturauhasen sädehoidosta lonkkaproteesillisilla potilailla keskittyvät hoitotekniikoihin, joissa lonkkaproteesin läpi ei säteilytetä [9–13]. Koska annoslaskenta-algoritmit ovat kehittyneet ja ne osaavat jo kohtuullisen hyvin laskea säteilyn vaimenemisen lonkkaproteesissa [14], voidaan tarkastella, millaisia muutoksia lonkkaproteesin mahdollinen erilainen asettuminen eri fraktioilla aiheuttaa kohdealueen ja kriittisten elinten annoksiin, kun kohdealuetta säteilytetäänkin lonkkaproteesin läpi.

Tässä työssä tarkastellaan neljää eri VMAT-hoitotekniikkaa, joista kahdessa säteilytetään lonkkaproteesin läpi kohdealueeseen (VMATonly ja VMAT+stat), yhdessä säteilytys lonkkaproteesin läpi vältetään kokonaan (VMATavoid) ja yhdessä tekniikassa asetetaan optimoinnissa ehto, joka estää MLC:n avulla proteesin läpi kohdealueen säteilyttämisen (VMATautoavoid). Kaikilla tekniikoilla käytetään kahta hoitokaarta potilailla, joilla on vain toisessa lonkassa proteesi, ja kolmea potilailla, joilla on molemmissa lonkissa proteesit. VMATonly-tekniikalla käytetään 360° hoitokaaria. VMATavoid-tekniikalla 360° hoitokaarille annetaan väistösektori, joka estää proteesin läpi säteilyttämisen. VMAT+stat saadaan VMATavoid-tekniikasta lisäämällä staattinen hoitokenttä väistösektorin kohdalle. VMATautoavoid-tekniikalla optimoinnissa asetetaan ehto, ettei kohdealuetta säteilytetä proteesin läpi 1 cm marginaalilla.

Kaikille potilaille jokaisella tekniikalla tehdään mahdollisimman hyvä annossuunnitelma käyttäen yhtäläisiä optimointitapoja minimoiden annossuunnittelijasta johtuvia eroavaisuuksia annossuunnitelmien välillä. Tekniikoita vertaillaan toisiinsa käyttäen kohdealueen ja kriittisen elinten annoksia. Lonkkaproteesia liikutetaan käyttäen 0,5 cm, 1 cm ja 1,5 cm ventraalisia ja dorsaalisia vakiosiirtoja ja suoritetaan

annoslaskenta uudestaan samoilla kenttäparametreillä kuin ilman siirtoa. Pyrkimyksenä on selvittää, kuinka paljon lonkkaproteesin erilainen asettuminen vaikuttaa kohdealueen ja kriittisen elinten annoksiin eri tekniikoilla, ja antaa suosituksia jonkin tekniikan soveltuvuudelle kliinisessä työssä.

Tutkielman luvussa 2 kerrotaan pohjatietoa, joka sisältää muun muassa sen, kuinka sädehoito etenee potilaan näkökulmasta, kuinka muodostetaan TT-kuva, jota käytetään annossuunnittelussa, ja millaisella sädehoitolaitteella yleensä sädehoito toteutetaan. Samassa luvussa käsitellään fotonisäteilyn ominaisuuksia ja sen sirontaa väliaineessa. Luvun lopussa keskitytään vielä sädehoidossa käytettäviin suureisiin, hoitokentän ominaisuuksiin ja annoksen esittämiseen. Luvussa 3 kerrotaan annossuunnittelusta ja -laskennasta. Tämän jälkeen luvussa 4 esitellään sädehoidon hoitotekniikat ja niiden kehittyminen. Luvussa 5 kuvataan lonkkaproteesin rakenne. Annossuunitelmien toteuttaminen sekä analysointi on kerrottu luvussa 6 ja tulokset on esitelty luvussa 7.

2 Sädehoidon perusteet

Tässä osiossa käsitellään sädehoidon perusperiaatteita. Siinä kerrotaan sädehoidon eteneminen potilaan näkökulmasta ja esitellään TT-kuvantamisen perusteet sekä sädehoitolaite ja sen toimintaperiaate. Kappaleessa käsitellään myös fotonisäteilyn ominaisuuksia ja tarkastellaan sädehoidossa käytettäviä suureita ja käsitteitä.

2.1 Sädehoidon vaiheet

Ennen sädehoitoa potilaalle suoritetaan TT-kuvaus ja mahdolliset muut kuvaukset hoidon suunnittelua varten. Kuvantamisen yhteydessä potilaalle valmistetaan tarvittavat muotit ja maskit, joiden avulla varmistetaan, että potilas on samassa asennossa jokaisella hoitokerralla. TT-kuvauksen jälkeen lääkäri määrittää sädehoidon fraktioinnin, kokonaisannoksen ja piirtää TT-kuviin kliinisen kohdealueen (CTV, Clinical Target Volume), PTV:n, kriittiset elimet ja muut tärkeät rakenteet. Annossuunnitelman tekee röntgenhoitaja tai sairaalafyysikko, joka päättää lääkärin kanssa yhteistyössä hoitotekniikan ja hoitokenttien asettelut. Valmiin annossuunnitelman hyväksyvät sekä sairaalafyysikko että lääkäri.

Hoito suoritetaan hyväksytyn annossuunnitelman mukaisesti. Yksittäinen hoitokerta kestää noin $15 - 20$ minuuttia. Röntgenhoitajat asettelevat potilaan sädehoitokoneelle ja ottavat potilaasta hoidonkohdistuskuvat, joiden avulla potilas saadaan aseteltua mahdollisimman samalla tavalla kuin annossuunnittelu-TT-kuvassa. Itse säteilys kestää noin 1-2 minuuttia.

Hoitoa seuraa hoidon jälkeinen seuranta. Seuranta on hyvin yksilöllistä, ja seurannan avulla voidaan havaita syövän mahdollinen uusiutuminen ja hoitojen mahdollisesti aiheuttamat haittavaikutukset.

2.2 TT-kuvantaminen sädehoidon suunnittelua varten

TT-kuvaus toteutetaan sädehoidon suunnittelua varten, koska annossuunnitelma tehdään TT-kuvaan. TT-kuva on geometrisesti tarkka ja siitä saadaan elektronitiheysjakauma, jota tarvitaan sädehoidon annossuunnittelussa.

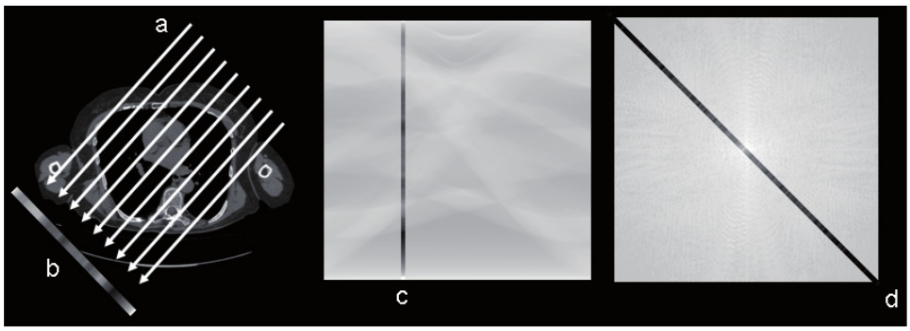
Tietokonetomografiassa otetaan viipalekuvia käyttäen röntgensäteilyä. TT-kuvantamisen perustana on, että röntgensäteilyn vaimentuminen kudoksessa riippuu sen tiheydestä. TT-kuvauksessa röntgenlähde ja säteilynilmaisinlevy pyörivät kohdealueen ympäri ja kohde kuvataan pyörähdyksen aikana eri kulmista. Näin saadaan useita projektiokuvia kohdealueesta.

Eri suunnista saadut projektiokuvat yhdistetään yhdeksi 3D-kuvaksi käyttäen rekonstruktiota. 3D-kuvasta voidaan ottaa kaksiulotteisia leikkauksia, joita tarkastelemalla saadaan tarkka kuva kohdealueesta ja sen ympäristöstä. Rekonstruktio toteutetaan laskennallisesti käyttäen rekonstruktio-algoritmia. Aikaisemmin rekonstruktiona on käytetty suodatettua takaisinprojektiota (FBP), joka perustuu useisiin perustavanlaatuisiin oletuksiin TT-geometriasta. Esimerkiksi oletuksena on, että fokus, säteilynilmaisinlevy ja vokseli ovat pistemäisiä [15]. FBP on kompromissi rekonstruktion nopeuden ja TT-kuvan kohinan välillä. Kuvantamisessa TT-kuvan kohinaa saadaan pienennettyä nostamalla röntgenputken putkivirtaa, jolloin potilaan säteilyannos kasvaa. [16, 17]

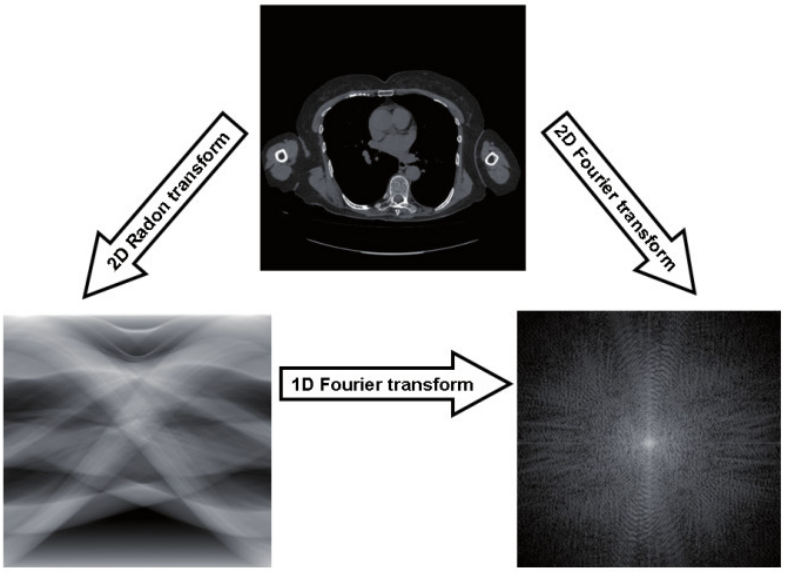
FBP:n tilalle kliiniseen käyttöön onkin kehitetty ASiR (Adaptive Statistical Iterative Reconstruction), jolla potilaan säteilyannosta pienennetään alentamalla röntgenputken putkivirtaa ja TT-kuvan kohinaisuutta saadaan poistettua iteratiivisen rekonstruktion avulla [16]. Rekonstruktiossa alkuarvauksena käytetään FBP:llä saatua TT-kuvaa ja rekonstruktio etenee iteratiivisesti mallin (Kuva 4) mukaan optimoiden TT-kuvan HU-arvoja [18].

ASiR-algoritmiin alkuarvattu verrokki-TT-kuva saadaan FBP:llä. Rekonstruktio FBP:llä on nelivaiheinen. Ensimmäisenä projektiokuvista muodostetaan niin kutsuttu radon-avaruuden sinogrammikuva. Toisena vaiheena sinogrammikuvan jokaiselle viivalle, joka vastaa yhtä projektiokuvaa, tehdään Fourier-muunnos ja viivat yhdistetään Fourier-muunnetuksi kuvaksi. Fourier-muunnoksessa käytetään ylipäästösuodatusta TT-kuvan laadun parantamiseksi. Kolmantena vaiheena on takaisinprojektiokuvien muodostus käyttäen Fourier-käänteismuunnosta ja neljäntenä TT-kuvan muodostus takaisinprojektiokuvista. [19]

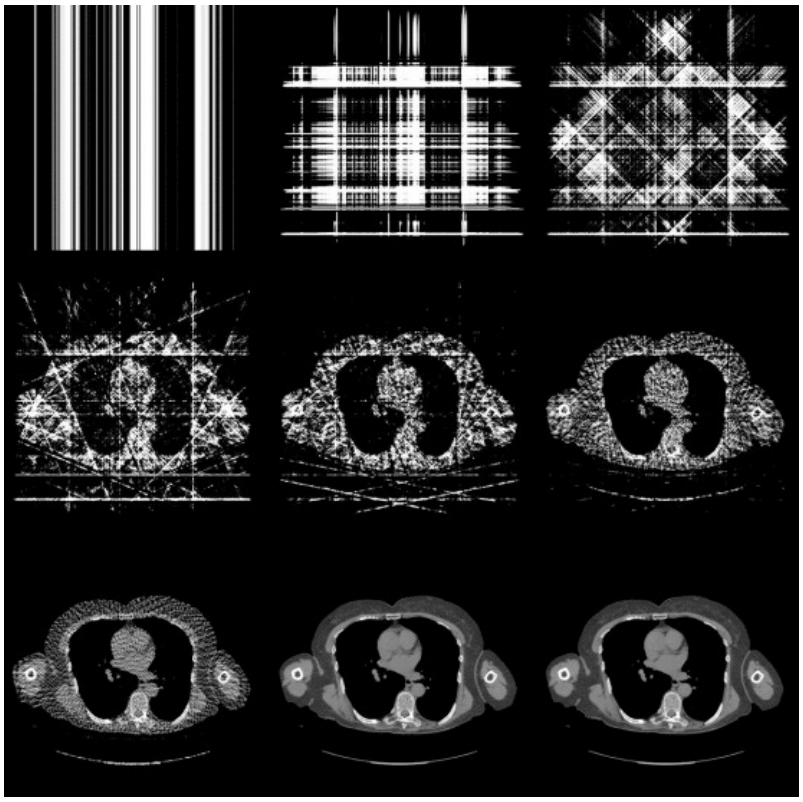
Kuvassa 1 on kuvattu, kuinka kuvantamisesta saaduista projektiokuvista muodostetaan sinogrammikuva ja siitä edelleen Fourier-muunnoksella saatu kuva. Kuvassa 2 esitetään projektiokuvien, sinogrammikuvan ja Fourier-muunnetun kuvan väliset suhteet. TT-kuvan muodostus takaisinprojektiokuvista on esitelty kuvassa 3, josta voi myös nähdä projektiokuvien lukumäärän vaikutuksen TT-kuvan tarkkuuteen.



Kuva 1. a) potilasta kuvataan tietyllä projektiokulmalla, b) projektiokulmalla saatu projektiokuva, c) tietty projektiokulma vastaa yhtä viivaa radon-avaruuden sinogrammikuvassa, d) Fourier-muunnetun kuvan viiva, joka asetetaan kuvaan projektiokulman mukaan. [19]



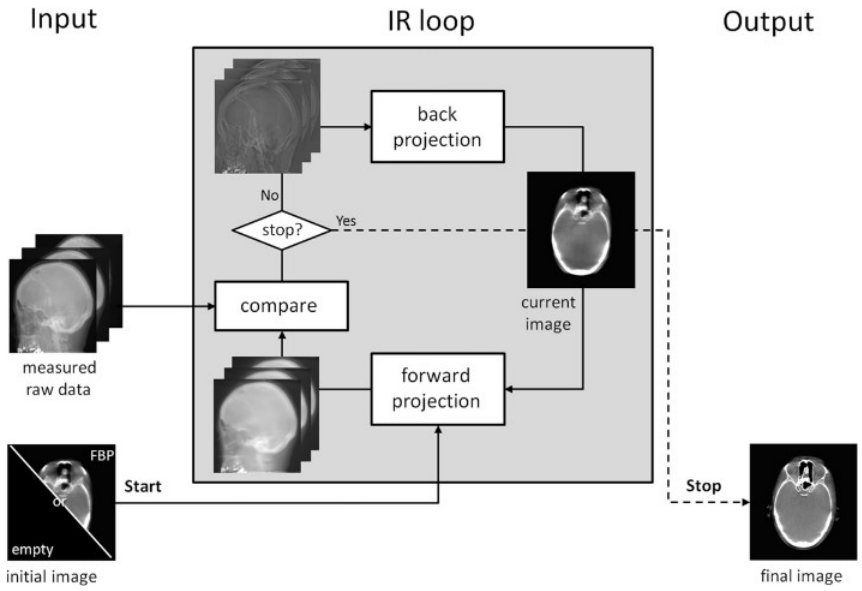
Kuva 2. Kuvauksessa saatujen projektiokuvien, sinogrammikuvan ja Fourier-muunnetun kuvan väliset suhteet. [19]



Kuva 3. TT-kuvan muodostus suodatettujen takaisinprojektioiden avulla, kun projektioita eri kulmista on 1, 2, 4, 8, 16, 32, 64, 256 ja 1024. [19]

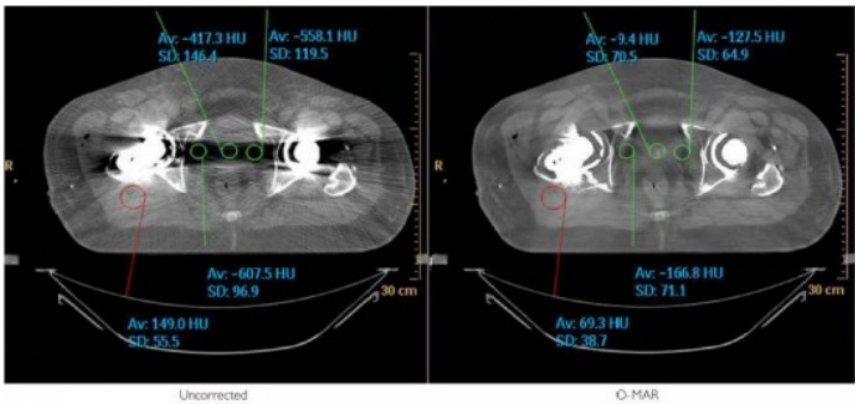
Iteratiivisen rekonstruktion ensimmäisellä kierroksella käytetään FBP:llä alkuarvattua TT-kuvaa verrokkina. Alkuarvattu TT-kuva muutetaan sinogrammikuvaksi käyttäen eteenpäinprojektiota ja verrataan sitä mittauksesta saatuun sinogrammikuvaan. Jos sinogrammikuvien erot ovat suuria, tehdään sinogrammikuvalle takaisinprojektio, josta saadaan uusi verrokki. Uudella verrokilla suoritetaan iteratiivinen kierros uudestaan. TT-kuvaa iteroidaan niin kauan kunnes verrokki ja mittauksesta saatu sinogrammikuva ovat riittävän identtiset ja kyseisen kierroksen verrokista tehdään lopullinen TT-kuva.

ASiR:n lisäksi on kehitetty muitakin iteratiivisia rekonstruktiota, MBIR (Model-Based Iterative Reconstruction) ja ASiR-V (Adaptive Statistical Iterative Reconstruction - V). MBIR on täysin iteratiivinen rekonstruktio, jossa TT-geometria ja röntgensäteilyn ominaisuudet on mallinnettu todenmukaisesti [15, 17]. ASiR-V käyttää edistyneempää häiriön mallintamista kuin ASiR ja siihen on toteutettu realistisempi TT-geometrian mallinnus sekä röntgensäteilyn ominaisuudet on otettu paremmin huomioon kuin ASiR:ssa [20].



Kuva 4. Iteratiivisen rekonstruktion periaate. [21]

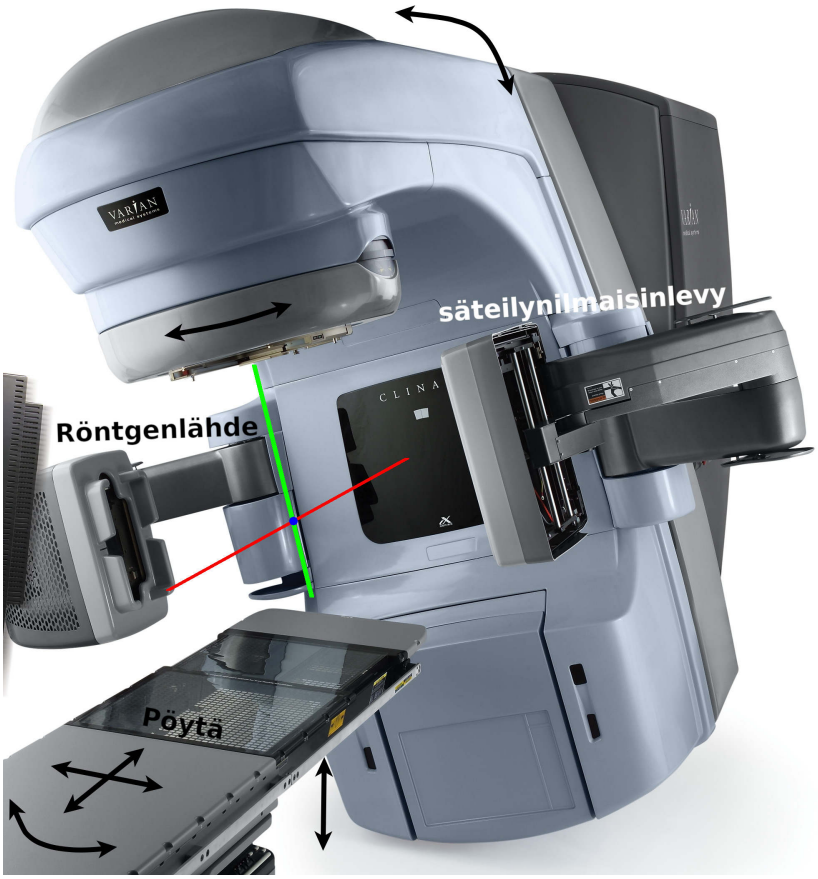
Metallinen proteesi aiheuttaa TT-kuvaan artefaktoja, koska röntgensäteily vaimentuu erittäin voimakkaasti metallissa. Rekonstruktiossa metalliartefaktoja voidaan vähentää TT-kuvasta määrittämällä sinogrammikuvasta, mikä osa kuvasta on metallia ja muodostamalla metallisinogrammikuva [22]. Kun sinogrammikuvasta vähennetään metallisinogrammikuva, saadaan uusi sinogrammikuva, jossa on vain artefaktat. Tämän jälkeen poistetaan alkuperäisestä sinogrammikuvasta artefaktasinogrammikuva ja rekonstruktioidaan TT-kuva, jossa ei ole enää metalliartefaktoja. Kuvassa 5 on alkuperäinen TT-kuva ja TT-kuva, josta artefaktat on poistettu.



Kuva 5. Vasemmalla on alkuperäinen TT-kuva ja oikealla TT-kuva, jossa metalliartefaktoja on poistettu vähentämällä sinogrammikuvasta metallisinogrammikuva. [22]

2.3 Sädehoitolaitteen toimintaperiaate

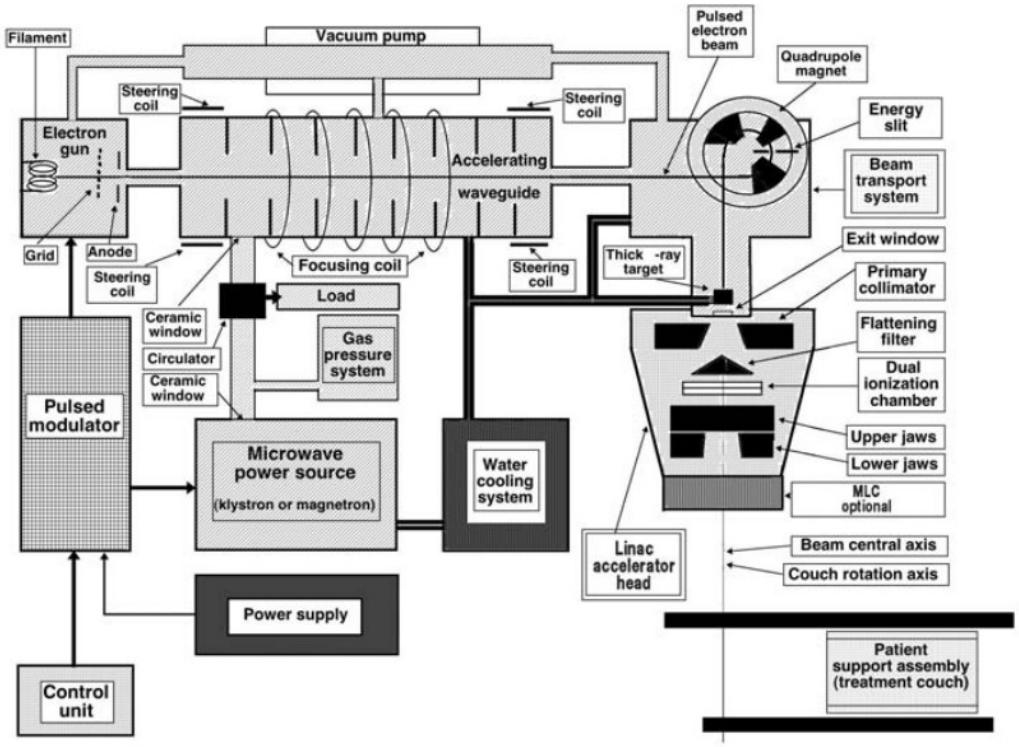
Tyypillinen sädehoitolaite ja sen hoitopöytä on esitelty kuvassa 6. Kanturi on sädehoitolaitteen liikkuva kannatinosa ja kollimaattori on säteilypään liikkuva osa. Potilaan asettelu hoitokoneelle tehdään hoitopöydän avulla. Kanturin ja kollimaattorin avulla saadaan hoidon aikana jokainen hoitokenttä suunnattua haluttuun kohtaan ja tietyn muotoiseksi.



Kuva 6. Sädehoitolaite ja pöytä sekä niiden vapausasteet. Kuvaan nimetty pöytä ja kuvauslaitteen, jolla otetaan hoidonkohdistuskuva, röntgenlähde ja säteilynilmaisinlevy. Kuvaan lisätty mustat nuolet kuvaamaan vapausasteita, vihreä viiva kuvaamaan kollimaattorin pyörimisakselia, punainen viiva kanturin pyörimisakselia ja sinisellä on merkitty isosentri. Kuva on Varianin (Varian Medical Systems, Palo Alto, USA) kuvagalleriasta [23].

Sädehoitolaitteella voidaan tuottaa korkeaenergeettistä fotoni- ja elektronisäteilyä. Elektronien kantama on lyhyempi ja läpäisykyky heikompi kuin fotonisäteilyn. Tämän vuoksi elektronisäteilyä käytetään hoidettaessa vain pinnallisia kohteita. Syvempiä kohteita hoidettaessa käytetään fotonisäteilyä.

Kuvassa 7 on periaatteellinen kuva sädehoitolaitteesta. Eri laitevalmistajien sädehoitolaitteet eroavat toisistaan huomattavasti. Varianin (Varian Medical Systems, Palo Alto, USA) Clinac iX -sädehoitolaitteen tärkeimmät osat on esitetty kuvassa 8. Fotonisäteilyn tuottamiseen käytetään elektroneita. Elektronit tuotetaan kuumentamalla elektronitykin hehkukatodia. Tällöin elektronit irtoavat katodilta. Katodin ja anodin välille kytketään jännite, jolloin irrotetut elektronit ohjautuvat kohti anodia. Pulssimodulaattori tuottaa lyhyitä korkeajännitteisiä pulsseja mikroaaltolähteelle, joka on joko magnetori tai klystroni. Pulssit toimivat mikroaaltolähteen käyttöjännitteenä. Pulssimodulaattorin toimintataajuus määrää sädehoitolaitteen annosnopeuden. [3, s. 199-209] Varianin Clinac iX -sädehoitolaitteen mikroaaltolähteenä käytetään klystronia.



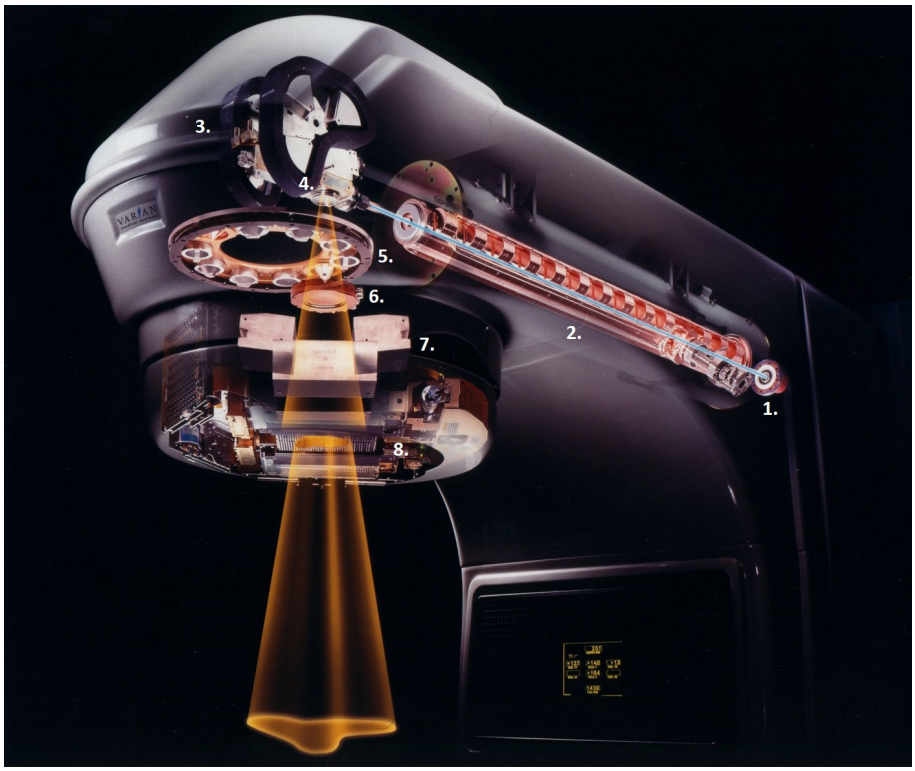
Kuva 7. Periaatteellinen kuva tyypillisestä sädehoitolaitteesta [1, s. 139].

Elektroneita kiihdytetään kiihdytysputkessa seisovan tai etenevän sähkömagneettisen aallon avulla. Kiihdytysputkeen asetetaan staattinen sähkökenttä, jolla elektroneja kiihdytetään tasaisesti. Kiihdytystä tehostetaan onteloiden avulla. Ensimmäiseen onteloon tuotetaan klystronilla heikkotehoinen mikroaaltokenttä, jolloin elektronit ryhmittyvät kimpuiksi. Seuraavissa onteloissa tehostetaan kimppuuntumista, kun eri onteloissa värähtelevät mikroaaltokentät kytkeytyvät toisiinsa ja synnyttävät resonanssikentän. Elektronien kimppuuntuminen aiheuttaa kiihdytysputkeen oskilloivan jännitteen ja näin kiihdytysputkeen saadaan useita peräkkäisiä kiihdytysvaiheita. Elektronit kiihdytetään haluttuun energiaan, joka on tavallisesti $6 - 18$ MeV, ja ohjataan kiihdytysputkesta kääntömagneetteihin, jotka kääntävät ja keskittävät elektronisuihkua. [24]

Kiihdytetyt elektronit törmäytetään kohtioon. Kohtio on raskasmetallia, joka pysäyttää elektronit erinomaisesti, ja sillä saadaan tehokkaasti tuotettua haluttua jarrutussäteilyä, joka on fotonisäteilyä. Kohtio suodattaa matalaenergiset fotonit pois. Elektronien törmäytyksestä syntynyt fotonisäteily rajataan primärikollimaattorilla suurimman kenttäkoon kokoiseksi. Tämän jälkeen fotonisäteily kulkee tasoitussuodattimen läpi. Jokaiselle fotonienergialle on oma tasoitussuodattimensa, jolla pyritään siihen, että säteilyn intensiteetti on tasainen koko kenttäkoolla tietyllä syvyydellä. [3, s. 215-216] Tasoitussuodatin koventaa säteilyä (beam hardening), alentaa annosnopeutta ja sirottaa säteilyä. Uusimmissa sädehoitolaitteissa myös tasoittamaton (flattening filter-free, FFF) keila on mahdollinen. Tasoitettuun keilaan verrattuna, FFF keila kasvattaa annosnopeutta, vähentää kriittisten elinten annosta ja vähentää epävarmuutta annoslaskennassa [25, 26]. FFF keilan intensiteetti on suurin keilan keskellä ja pienenee keilan reunoja kohti (Kuva 14) ja säteilyn spektrin pehmeneminen (beam softening) kasvattaa pinta-annosta ja annosmaksimi siirtyy lähemmäksi pintaa [27].

Tasoitussuodattimesta säteily kulkee annosmonitorointikammion lävitse. Annosmonitorointikammio on ionisaatiokammio, joka on jaettu sektoreihin, joilla tarkastellaan säteilykeilan tasaisuutta ja annosnopeutta. Ionisaatiokammiossa säteilyn annosmonitorointiin käytetään monitoriyksiköitä. [3, s. 237] Jos säteilykeila on epätasainen tai annosnopeus säteilykeilan eri kohdissa vaihtelee liikaa, turvalukitus pysäyttää sädehoitolaitteen toiminnan.

Ionisaatiokammion jälkeen säteilykeila muotoillaan sekundaarikollimaattoreilla, joilla pienennetään suorakulmaista suurimman kenttäkoon hoitokenttää halutuksi. Monimutkaisemman säteilykeilan mallin saamiseksi käytetään vielä MLC:ta.



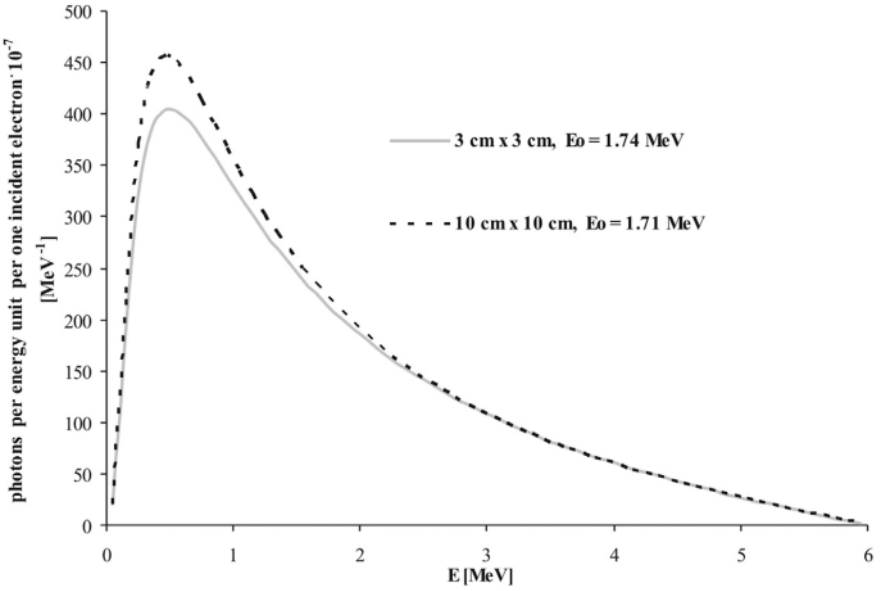
Kuva 8. Yksinkertaistettu Varian Clinac iX sädehoitolaitteen rakenne. Kuvassa on 1) elektronitykki, josta elektronit ohjataan 2) kiihdytysputkeen. Kiihdytetty elektronisuihku ohjataan 3) kääntömagneettien avulla 4) kohtioon, jolloin syntyy fotonisäteily. Fotonisäteily tasoitetaan sopivalla 5) tasoitussuodattimella. 6) Ionisaatiokammiolla tarkastellaan, että säteilykeilan annosnopeus on haluttu ja säteilykeila on tasainen. Tämän jälkeen säteilykeilan muoto rajataan oikeaksi 7) sekundäärikeila- ja 8) moniliuskarajaimilla. Kuva on Varianin kuvagalleriasta [23]. Numerointi on lisätty kuvaan.

2.4 Fotonisäteilyn spektri

Fotonisäteily tuotetaan törmäyttämällä haluttuun energiaan kiihdytetyt elektronit kohtioon. Koska jokainen elektroni törmää kohtioon yksilöllisesti, fotonisäteilyn energiaspektri on jatkuva. Spektrin muotoon vaikuttaa elektronien energia ja kohtion materiaali.

Fotonisäteilyn energiaa kuvataan kiihdytysjännitteellä, jolla elektronit on kiihdytetty. Esimerkiksi 6 MV fotonikenttä saadaan kiihdyttämällä elektroneita 6 MV kiihdytysjännitteellä. Tällöin elektronit saavat energiakseen 6 MeV ja elektronien törmätessä kohtioon syntyy fotonisäteilyä, jonka maksimienergia on 6 MeV. Kuvassa 9 on esitetty 6 MV fotonisäteilyn energiaspektri kahdella eri kenttäkoolla.

Kenttäkoon suuruus vaikuttaa energiaspektriin, koska fotoneilla on tietty energia- ja kulmajakauma. Kun sädehoitolaitteen kenttäkokoa suurennetaan, fotonien kulmajakauma muuttuu ja samalla muuttuu myös energiajakauma. [28]



Kuva 9. Varian Clinac 2300 sädehoitolaitteen 6 MV fotonisäteilyn energiaspektri kahdella eri kenttäkoolla. Säteilyn keskiarvoenergia on myös annettu. [29]

2.5 Fotonisäteilyn sironta väliaineessa

Säteily jaetaan hiukkassäteilyyn ja sähkömagneettiseen säteilyyn. Sähkömagneettisella säteilyllä on sekä aaltoliikkeen että hiukkasten ominaisuuksia (aalto-hiukkasdualismi). Sähkömagneettinen säteily on aaltoliikettä ja koostuu lepomassattomista ja varauksettomista valokvanteista eli fotoneista. Sähkömagneettinen säteily jaetaan aallonpituuksien mukaan eri lajeihin. Lyhytaaltoisemmat säteilylajit gamma- ja röntgensäteily ovat harvaan ionisoivaa säteilyä. Ionisoivan säteilyn ominaisuus on, että sen energia on tarpeeksi suuri aiheuttamaan materiassa ionisaatiota eli muuttamaan atomien sähkövarauksia irrottamalla elektroneja elektronikuorilta.

Fotonisäteily siroaa kulkiessaan väliaineessa ja vuorovaikuttaessaan atomin elektronien kanssa seurauksena on joko 1) elastinen klassinen sironta, 2) valosähköinen ilmiö, jossa säteilykvantti absorpoituu, tai 3) epäelastinen Comptonin sironta. Jos fotonisäteilyn energia on tarpeeksi suuri, se voi vuorovaikuttaa ytimen voimakentän kanssa, milloin tapahtuu parin muodostus. Fotonin vuorovaikuttaessa ytimen kanssa tapahtuu fotoydinreaktio.

Kuvassa 10 esitetään, milloin valosähköinen ilmiö, Comptonin sironta tai parin muodostus on vallitsevin vuorovaikutus. Vallitsevuuteen vaikuttaa fotonin energia ja väliaineen järjestysluku.

Klassisessa sironnassa fotoni vuorovaikuttaa elektroniverhoon lujasti sitoutuneiden elektronien kanssa. Fotoni siroaa elastisesti menettämättä atomille lainkaan energiaansa. Klassinen sironta on todennäköisin silloin, kun fotonin energia on pieni ja fotoni vuorovaikuttaa raskaan väliaineen kanssa. Fotonin suunnan muutokset klassisessa sironnassa ovat yleensä vähäisiä, mutta mitä pienempi fotonin energia on ja mitä raskaampi on väliaine, sitä suurempi on sirontakulma. [30] Klassisen sironnan vaikutusala on pienempi kuin valosähköisen ilmiön, Comptonin sironnan ja parin muodostuksen.

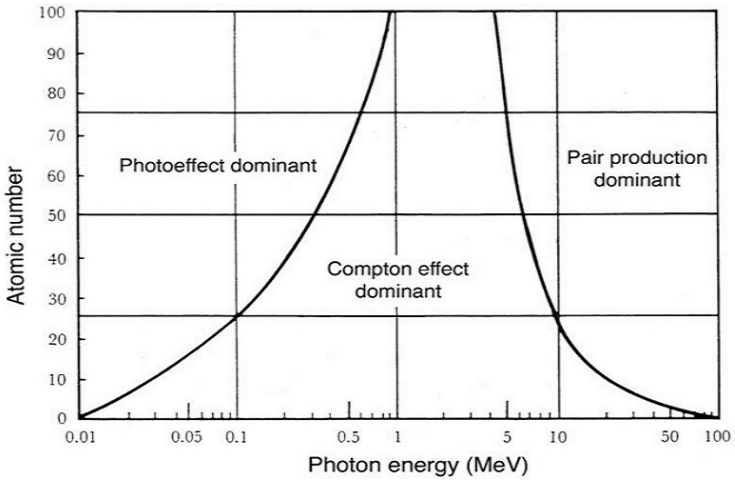
Valosähköisessä ilmiössä fotoni luovuttaa koko energiansa atomiin lujasti sitoutuneelle sisemmän kuoren elektronille. Tällöin kyseinen elektroni emittoituu atomista jättäen vapaan paikan. Koska atomi pyrkii aina matalampaan energiatilaan, vapaaseen paikkaan siirtyy elektroni ulommalta kuorelta ja energiaa vapautuu kuorten energiatasojen erotuksen verran. Vapautunut energia joko emittoituu atomista karakteristisena röntgensäteilynä tai se siirtyy toiselle elektronille, joka irtoaa atomista. Irronnutta elektronia kutsutaan Augerin elektroniksi. Jotta valosähköinen ilmiö voisi

tapahtua, fotonin energia on oltava suurempi kuin irrotettavan elektronin sidosenergia. Fotonin energiasta osa menee irrotustyöhön ja loput fotonin energiasta muuntuu elektronin liike-energiaksi.

Comptonin sironnassa vuorovaikuttavat fotoni ja atomin elektroni, jonka sidosenergia on paljon pienempi kuin fotonin energia. Comptonin sironnassa atomista siroaa sekä elektroni että fotoni. Saapuva fotoni menettää vain osan energiastaan irrotustyöhön ja rekyylielektronin liike-energiaksi, jolloin loput fotonin energiasta synnyttää uuden fotonin, jonka energia, taajuus ja liikemäärä ovat erilaiset kuin alkuperäisen fotonin. Sädehoidossa fotonien energia ja väliaineen järjestyluku ovat sellaiset, että Comptonin sironta on todennäköisin vuorovaikutus.

Parin muodostuksessa fotoni luovuttaa koko energiansa ytimen voimakentässä elektronille ja positronille. Osa fotonin energiasta menee elektronin ja positronin massaksi, jonka vuoksi parin muodostus tapahtuu vain, jos fotonin energia on suurempi kuin kaksi kertaa elektronin lepomassa, joka on 1,022 MeV. Loput fotonin energiasta muuntuu elektronin ja positronin liike-energiaksi. Koska positroni on elektronin antihiukkanen, se lopulta annihiloituu vapaan elektronin kanssa muodostaen kaksi annihilaatiofotonia, joiden energia on 0,511 MeV. Parin muodostus on todennäköisin fotoneilla, joiden energia on huomattavasti suurempaa kuin 1,022 MeV. Parin muodostus on todennäköisin vuorovaikutusmekanismi, kun fotonin energia ylittää tietyn rajan, joka vedessä on 20 MeV ja lyijyssä 5 MeV. [30]

Suuremmilla fotonin energioilla fotoydinreaktiot ovat mahdollisia. Fotoydinreaktiossa fotoni absorboituu ytimeen emittoiden nukleonin. Nukleonin sidosenergia on monilla aineilla hyvin suuri ja fotoydinreaktion vaikutusala on hyvin pieni verrattuna muihin vuorovaikutuksiin. [30]



Kuva 10. Fotonisäteilyn kolmen todennäköisimmän vuorovaikutuksen vallitsevuus eri fotonin energiolla ja väliaineen järjestysluvuilla. [1, s. 37]

2.6 Säteilyn vaikutus DNA:han

Sädehoidossa tarkoituksena on tuhota syöpäsoluja fotonisäteilyn avulla mahdollisimman vähäisillä normaalikudosten sivuvaikutuksilla. Solu tuhoutuu, jos geneettiseen informaatioon, DNA:han, saadaan säteilyllä aikaan korjaamaton vaurio. Ionisoiva säteily voi vaurioittaa DNA:ta joko suoraan tai epäsuorasti. Suorassa vaikutuksessa säteily irrottaa atomista nopean elektronin, joka reagoi DNA:n kanssa ja aiheuttaa vaurion. Epäsuorassa vaikutuksessa säteily vuorovaikuttaa kohdeatomin lähellä olevien atomien ja molekyylien kanssa synnyttäen vapaita radikaaleja, jotka vaurioittavat DNA:ta. Koska fotonisäteily on harvaan ionisoivaa säteilyä, vaikutus DNA:han on pääasiassa epäsuora. [31]

Säteilyn aikaansaamat ionisaatiot aiheuttavat DNA:han ensivaurion. Tämän jälkeen DNA:ssa voi tapahtua erilaisia reaktiota, joiden seurauksena solu jää eloon tai kuolee. Solu jää eloon, jos DNA:n vaurio korjautuu täydellisesti. Toisena mahdollisuutena on, että solussa tapahtuu mutaatio, mutta silti solu selviää. Jos ensivaurio muuttaa geeniä oleellisesti ja soluun tulee korjautumaton soluvaurio, tapahtuu apoptoottinen eli ohjelmoitunut solukuolema. Ensivaurion seurauksena voi myös aiheutua DNA:n myöhäisvaurioita, jotka saavat aikaan kromosomivaurion. Tällöin joko solu kuolee seuraavassa mitoosivaiheessa tai solu jää eloon kromosomivauriosta huolimatta, jolloin mitoottinen tai apoptoottinen solukuolema voi tapahtua yhden tai muutaman solunjakautumisen jälkeen tytärsoluissa. [31]

2.7 Sädehoidossa käytettävät suureet

Säteilyn vaikutusta materiaan kuvataan suureilla, joilla mitataan säteilyn voimakkuuden ja säteilyn aiheuttamien vaikutusten korrelaatioita. Näillä suureilla määritetään säteilyn vaimeneminen materiassa, säteilyn energian muuttuminen ja absorboituminen sekä kalibroidaan sädehoitolaite siten, että fotonisäteilystä saatava absorboitunut annos on toivottu.

Monoenergeettisen säteilyn vaimenemista ja intensiteetin muutosta väliaineessa kuvaa Beerin ja Lambertin laki

$$\frac{I}{I_0} = e^{-\mu x}, \tag{1}$$

jossa I_0 on alkuperäinen säteilyn intensiteetti, I on vaimentuneen säteilyn intensiteetti, μ on väliaineelle ominainen vaimennuskerroin ja x on väliaineen paksuus. Polyenergeettisen fotonisäteilyn tapauksessa Beerin ja Lambertin laissa (1) on otettava huomioon koko energiaspektri, jolloin $\mu = \mu(E)$ [19].

TT-kuvantamisessa käytetty röntgensäteily on polyenergeettistä, mutta kudoksien ja elimien vaimennuskertoimet määritetään kuitenkin käyttäen monoenergeettisen säteilyn Beerin ja Lambertin lakia (1). TT-kuvantamisessa oletetaan, että monoenergeettisen säteilyn Beerin ja Lambertin laki (1) on riittävän hyvin voimassa, kun röntgensäteilyn energiana käytetään energiaspektrin keskiarvoenergiaa. Tästä oletuksesta johtuen TT-kuvassa on pieniä epätarkkuuksia. [19]

TT-kuvassa kudosten kykyä absorboida röntgensäteilyä kuvataan Hounsfield-yksiköllä eli HU-arvoilla. Yhden kuva-alkion $[i,j]$ HU-arvo määritetään sen, veden ja ilman vaimennuskertoimien avulla

$$HU_{ij} = 1000 \cdot \frac{\mu_{ij} - \mu_{vesi}}{\mu_{vesi} - \mu_{ilma}}. \tag{2}$$

Tällöin saadaan HU-arvot skaalattua siten, että veden HU-arvo on 0 HU ja ilman -1000 HU ja pehmytkudoksille HU-arvot ovat yleensä välillä $[-100, 100]$ HU ja luiden HU-arvo voi olla jopa suurempi kuin 1000 HU.

Sädehoidon tärkeimmät dosimetriset suureet ovat absorboitunut annos ja kerma. Näille käytetään yhteistä yksikköä gray [Gy]. Absorboitunut annos D määritellään

$$D = \frac{dE_{ab}}{dm}, \tag{3}$$

missä dE_{ab} on massa-alkioon dm tulevan ja siitä poistuvan energian erotus [1, s. 49]. Absorboitunut annos massa-alkiossa muodostuu primäärifotonisäteilystä, sironneista fotoneista ja sekundäärielektroneista, jotka ovat seurausta Comptonin sironnasta ja valosähköisestä ilmiöstä.

Kerma kuvaa, kuinka paljon primäärin fotonisäteilyn energiaa muuttuu varauksellisten hiukkasten liike-energiaksi dE_k massa-alkiossa dm [1, s. 48]. Kerma K ei ota huomioon sitä, mihin hiukkasten energia dE_k absorboituu. Kerman K yhtälö on

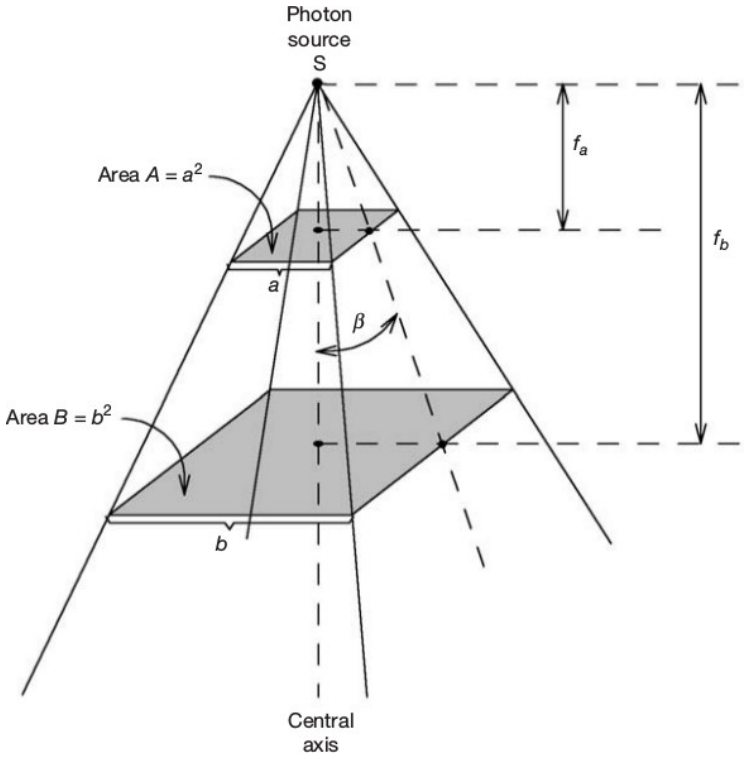
$$K = \frac{dE_k}{dm}. \tag{4}$$

Sädehoitolaitteen tuottamaa kokonaisannosta monitoroidaan ionisaatiokammiolla. Yksikkönä käytetään monitoriyksiköitä [MU] ja yleensä sädehoitolaite säädetään niin, että 100 MU vastaa 1 Gy annosta refenssipisteessä kenttäkoolla 10 cm x 10 cm [3, s. 434].

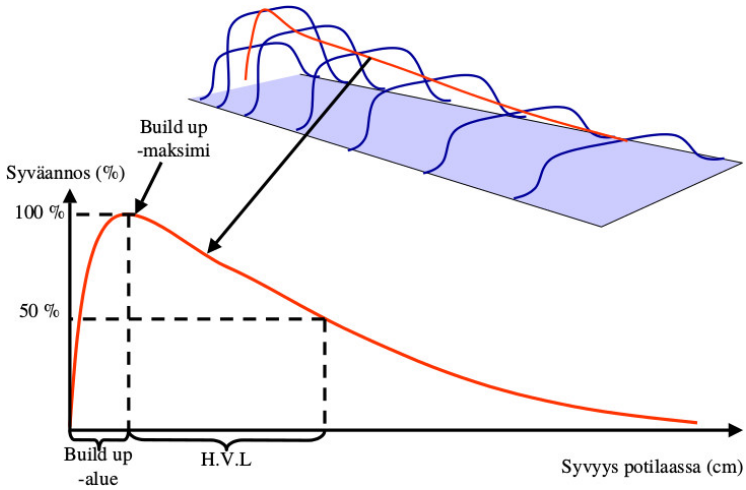
2.8 Hoitokentän ominaisuudet ja annoksen esittäminen

Sädehoidossa fotonisäteily lähtee sädehoitolaitteen kohtion keskipisteestä. Koska fotonisäteilyn lähde on pistemäinen, säteilykeila divergoi. Mitä suurempi on etäisyys lähteestä, sitä suurempi on kenttäkoko. Kenttäkoon kasvua etäisyyden suhteen on mallinnettu kuvassa 11.

Sädehoitokentän aikaansaamaa annosjakaumaa eri syvyyksillä kuvataan usein syväannoskäyränä (kuva 12). Sädehoitokentän annos syvyyden funktiona mitataan kentän keskiakselilta. Usein annos normitetaan annosmaksimin suhteen, jolloin saadaan suhteellinen syväannoskäyrä. Syväannoskäyrästä voidaan määrittää kaksi eri aluetta. Ensimmäinen on niin kutsuttu build-up -alue, joka on pinnan ja annosmaksimin välissä. Build-up -alueessa Comptonin sironnasta ja valosähköisestä ilmiöstä syntyvät elektronit eivät ole vielä ehtineet absorboitua [24]. Toinen alue on annosmaksimin jälkeen, jolloin annos pienenee eksponentiaalisesti. Eksponentiaalisen pienenemisen syynä on, että fotonisäteily vaimenee edetessään Beerin ja Lambertin lain (1) mukaisesti.



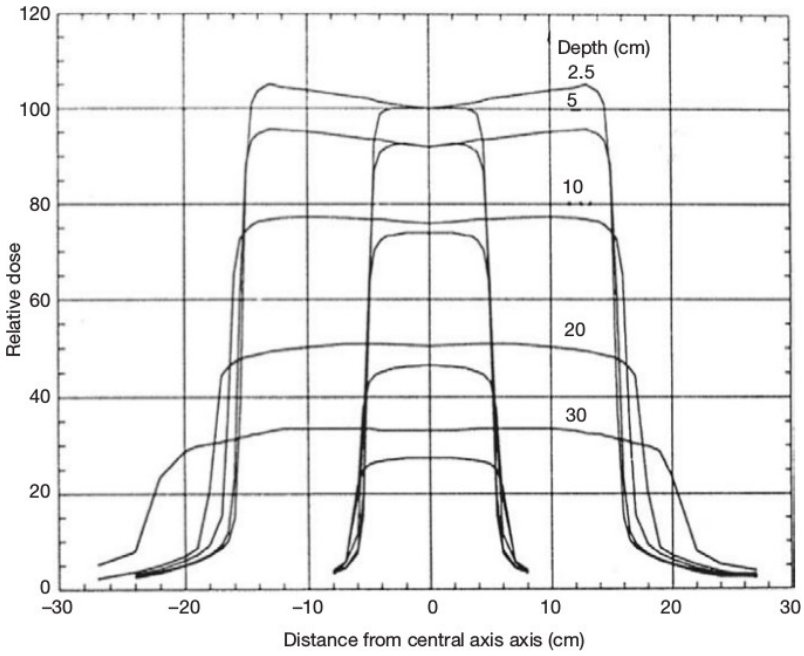
Kuva 11. Etäisyydellä f_a lähteestä S kenttäkoko $A = a^2$ ja etäisyydellä f_b kenttäkoko $B = b^2$ [1, s. 168].



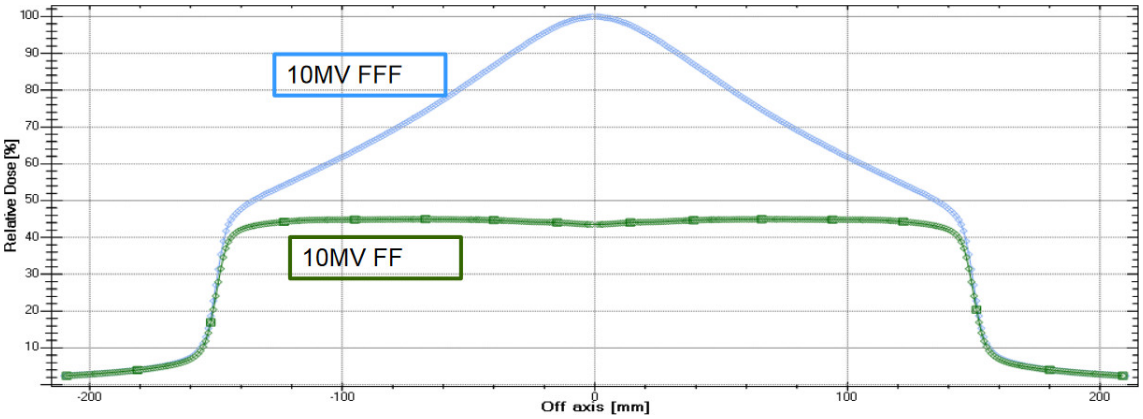
Kuva 12. Suhteellinen syväannoskäyrä, joka on muodostettu hoitokentän keskipisteen kohdalta syvyyden funktiona. Syväannoskäyrään on merkitty build-up -alue, annosmaksimi ja puoliintumissyvyys, joka on syvyys, jossa annos on puolet maksimista [24].

Toinen tapa kuvata sädehoitokentän annosjakaumaa on profiili, joka saadaan vakiosyvyydellä z kuvaten suhteellista annosta x- tai y-koordinaatin funktiona. Kuvassa 13 on esitetty esimerkkejä tasoitetun keilan profiileista ja kuvassa 14 on esitelty FFF keilan profiili verrattuna tasoitettuun keilaan. Säteilykeilan divergenssi näkyy hyvin tasoitetun keilan profiileissa; syvyyden kasvaessa profiilin leveys kasvaa.

Tasoitetun keilan profiilista on erotettavissa kolme eri aluetta. Sädehoitokentän ulkopuolinen alue, jossa annos aiheutuu kollimaattorien ja hoitopään suojauksista kulkeutuvan säteilyn seurauksesta, ja tämän vuoksi annos on tyypillisesti todella pieni. Toinen alue on puolivarjo (penumbra), jossa annos muuttuu nopeasti ja kolmas alue on keskiakselin läheisyydessä oleva lähes tasainen alue. Profiilista voidaan mitata hoitokentän ominaisuuksia, kuten keilan tasaisuus, symmetrisyys ja puolivarjon leveys. [1, s. 195–196]



Kuva 13. Esimerkki eri syvyyksillä vedessä määritetyistä profiileista kahdella eri kenttäkoolla (10 cm x 10 cm ja 30 cm x 30 cm) ja 6 MV fotoneilla [1, s. 195]. Annos on normitettu annosmaksimin suhteen.



Kuva 14. Tasoitetun ja FFF keilan profiilit kenttäkoolla 30 cm x 30 cm ja 10 MV fotoneilla [32].

Keilan tasaisuus F määritetään profiilin alueesta, joka on 80% keilan leveydestä. Tästä alueesta lasketaan keilan tasaisuus F seuraavasti:

$$F = 100 \cdot \frac{D_{max} - D_{min}}{D_{max} + D_{min}}, \tag{5}$$

jossa D_{max} on alueen annosmaksimi ja D_{min} on alueen minimiannos. Perinteisille sädehoitolaitteille keilan tasaisuudelle on vaatimus, että vedessä 10 cm syvyydellä ja 40 cm x 40 cm kenttäkoolla arvon F on oltava pienempi kuin 3%. [1, s. 196]

Keilan symmetrisyys määritetään yleensä maksimisyvyydellä z_{max}, koska kyseisellä syvyydellä voidaan keilan epäsymmetrisyys havaita herkimmin. Symmetrisyys määritetään siten, että yhtä etäällä keskiakselilta olevat annokset saavat erota toisistaan enintään 2%. Symmetrisyys S voidaan määrittää myös muilla syvyyksillä siten, että valitaan profiilista alueet keskiakselin molemmin puolin. Alueet A_{left} ja A_{right} alkavat keksiakselilta ja ulottuvat kohtaan, jossa annos on 50% kyseisen profiilin keskiakselin annoksesta. Näiden alueiden avulla muodostetaan symmetrisyydelle S yhtälö [1, s. 197]

$$S = 100 \cdot \frac{A_{left} - A_{right}}{A_{left} + A_{right}}. \tag{6}$$

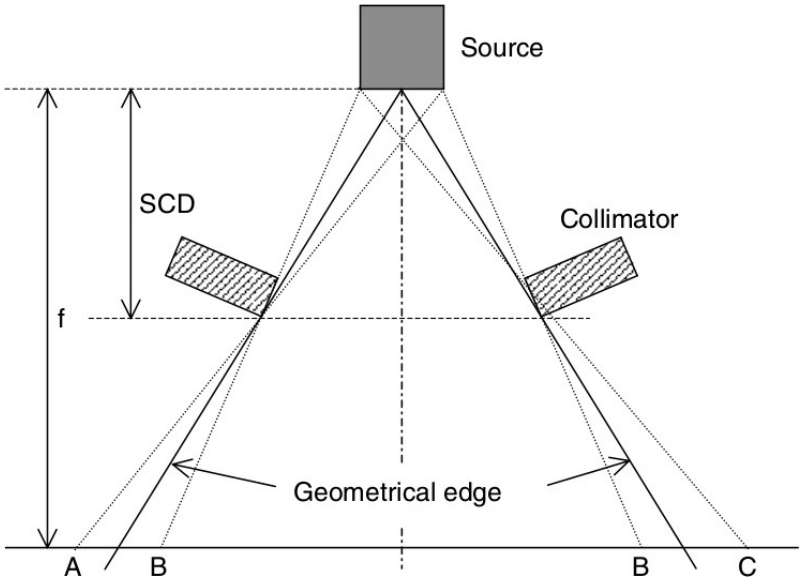
Sädehoitokentän puolivarjon leveys määritetään yleensä profiilista, joka on normitettu kyseisen syvyyden keskiakselin arvoon, OAR -arvoon. Normitetusta profiilista valitaan etäisyydet keskiakselilta, joissa annos on 80% ja 20% maksimista. [1, s. 366]

Puolivarjon leveys P saadaan lausekkeella

$$P = |d(20\%) - d(80\%)|, \tag{7}$$

jossa $d(20\%)$ on etäisyys keskiakselilta pisteessä, jossa annos on 20% keskiakselin annoksesta ja $d(80\%)$ on etäisyys keskiakselilta pisteessä, jossa annos on 80% keskiakselin annoksesta. Puolivarjo aiheutuu siitä, että kohtio, jossa fotonisäteily syntyy, ei ole pistemäinen. Kohtion suuruudesta aiheutuva puolivarjon muodostuminen on esiteltynä kuvassa 15. Puolivarjon muodostumiseen vaikuttaa myös fotonien ja elektronien sivuttaissironta. [1, s. 195–196]

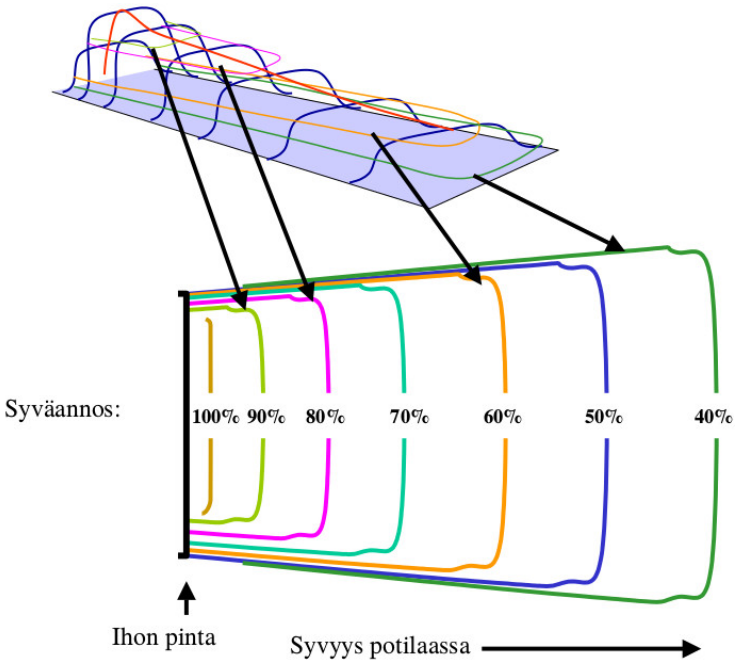
Yleensä sädehoito toteutetaan usealla hoitokentällä, jolloin massa-alkioon kertynyt annos on summa hoitokenttien aiheuttamista annoksista. Tällöin tarvitaan erilaisia menetelmiä kohteen annosjakauman esittämiseen. Kaksi yleisintä tapaa esittää annosjakauma ovat isodoosikäyrät ja annostilavuushistogrammit eli DVH:t (Dose-Volume Histogram).



Kuva 15. Laitteiston geometriasta johtuvan puolivarjon syntyminen. A ja B ovat puolivarjo alueen rajat, kun kollimaattori etäisyys lähteestä on SCD ja tarkastelupinnan etäisyys lähteestä on f. [3, s. 458]

Isodoosikäyrät ovat viivoja, jotka kulkevat sellaisten pisteiden kautta, joiden annos on yhtä suuri. Isodoosikäyrät piirretään halutuin intervallein, esimerkiksi 5 Gy välein. Isodoosikäyrät voidaan esittää myös suhteellisen annoksen avulla, jolloin annos on normitettu esimerkiksi annosmaksimin tai kohdealueeseen määrätyn annoksen mukaan. [1, s. 241] Yksittäisen hoitokentän isodoosikäyrät saadaan hoitokentän profiilin ja syväannoskäyrän avulla. Yhden hoitokentän isodoosikäyrien muodostuminen on kuvassa 16.

Isodoosikäyrien avulla nähdään hyvin, miten annos jakautuu x- ja y-koordinaattien suhteen. Sädehoidon kannalta on tärkeää annoksen paikkatiedon lisäksi myös tietää eri rakenteiden annosmaksimit- ja -minimit sekä annoskriteerit. Esimerkiksi PTV:lle on määritetty annoskriteeri; 98% tilavuudesta on saatava 95% kohdealueeseen määrätystä annoksesta (D98%(PTV) $\geq$ 95% hoitoannoksesta). Tällaista annoskriteeriä tarkastellessa isodoosikäyriä parempi on DVH.



Kuva 16. Isodoosikäyrien määritys yhdelle hoitokentälle profiilin ja syväannoskäyrän avulla. Annos on normitettu annosmaksimin mukaan. [24]

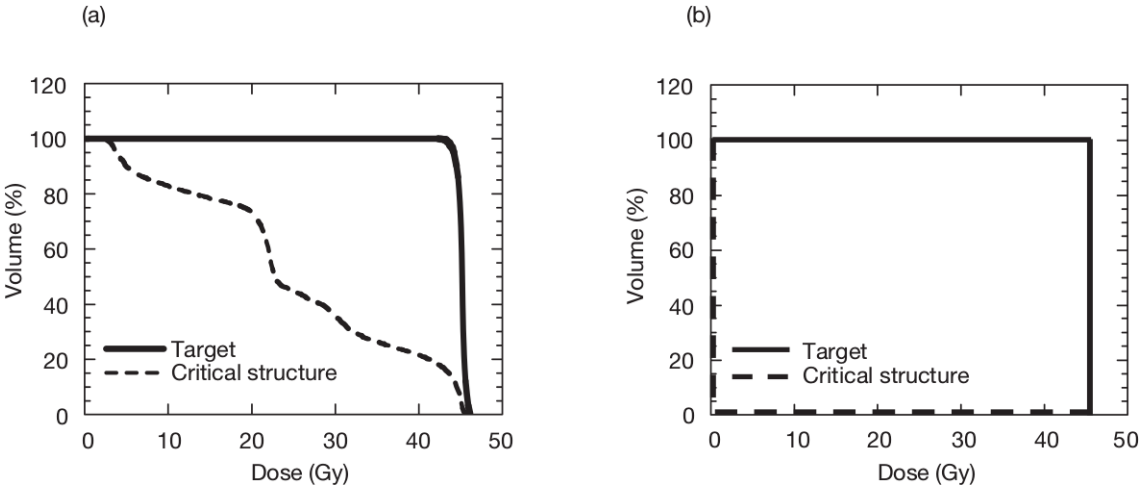
Laskettaessa TT-kuvasta annosjakaumaa, jokaiselle kuvan vokselille määritetään annos. Vokselissa on myös tieto, mihin rakenteeseen se kuuluu. Rakenteen differentiaalista DVH:ta muodostettaessa käydään läpi kaikki vokselit, jotka kuuluvat kyseiseen rakenteeseen ja lasketaan vokselit, joiden annos on yhtä suuri halutulla tarkkuudella [1, s. 259]. Yhden vokselin koosta ja siitä, kuinka monta vokselia rakenteeseen kuuluu, saadaan määritettyä yhteenlaskettujen, tietyn annoksen omaavien, vokselien tilavuus. Tilavuus voidaan ilmoittaa joko todellisena tai suhteellisena tilavuutena.

Kohdealueen ideaalinen differentiaalinen DVH olisi sellainen, jossa kaikki kohdealueen vokselit saisivat 100% hoitoannoksesta. Ideaalisessa tilanteessa kriittiset elimet eivät saisi lainkaan annosta, jolloin kaikkien kriittiseen elimeen kuuluvien vokseleiden annos olisi 0% kohdealueeseen määrätystä annoksesta.

Kumulatiivisessa DVH:ssa lasketaan yhteen kaikki ne vokselit, jotka ovat saaneet vähintään tietyn annoksen [1, s. 260]. DVH:ssa tilavuus on yleensä suhteellisena ja annos voidaan ilmoittaa absoluuttisena Gy-arvona tai suhteellisena, jolloin annos on normitettu kohdealueen määrättyyn annokseen.

Ideaalinen kohdealueen kumulatiivinen DVH on sellainen, jossa annos on tasainen koko alueella ja ehto 100% tilavuudesta saa 100% hoitoannoksesta toteutuu. Todellisuudessa kuitenkin kohdealueen annos ei täysin toteuta kyseisetä ehtoa ja realistisempaa on, että noin $90 - 98\%$ tilavuudesta saa 100% hoitoannoksesta. Yleisesti kohdealueen kumulatiivinen DVH on sitä parempi, mitä jyrkemmin käyrä laskee 100% annostilavuudesta 0% annostilavuuteen.

Ideaalinen kriittisten elinten kumulatiivinen DVH on sellainen, että 100% tilavuudesta saa 0 Gy. Todellisuudessa osa annoksesta menee johonkin kriittisen elimen tilavuuteen. Kriittisten elinten DVH:t ovat sitä parempia, mitä vähemmän annosta elimeen kertyy. Kuvassa 17 on esitelty ideaaliset ja todelliset kumulatiiviset DVH:t kohdealueelle ja kriittiselle elimelle.



Kuva 17. a) Eturauhasen annossuunnitelman kumulatiiviset DVH:t kohdealueelle ja kriittiselle elimelle, kun hoitotekniikkana on neljä hoitokenttää ja kohdealueen kokonaisannoksena 47 Gy. b) Ideaaliset DVH:t. [1, s. 260]

3 Sädehoidon suunnittelu

Annossuunnitteluohjelmistoilla (Treatment planning system) voidaan suunnitella muun muassa perinteinen ulkoinen sädehoito, stereotaktinen sädehoito, tykösädehoito ja protonihoito. Annossuunnitteluohjelmistoja tarjoaa useat eri valmistajat muun muassa Varian (Varian Medical Systems), Elekta (Elekta Instrument AB, Tukholma, Ruotsi) ja Philips (Philips Healthcare). Eri valmistajien annossuunnitteluohjelmistot poikkeavat toisistaan jonkun verran.

Elektalla on kaksi annossuunnitteluohjelmistoa, joista Monaco soveltuu annossuunnitteluun, jossa käytetään elektroni- tai fotonisäteilyä ja XiO:lla voi näiden lisäksi suunnitella protonihoitoja. Philips:n Pinnacle-annossuunnitteluohjelmistolla voidaan suunnitella sädehoitoa, jossa käytetään joko fotoni-, elekroni- tai protonisäteilyä. Myös Varianin Eclipse-annossuunnitteluohjelmalla voidaan annossuunnittelussa käyttää fotoni-, elekroni- tai protonisäteilyä. Jokaisessa annossuunnitteluohjelmistoissa on käytössä valmistajan omia optimointi- ja annoslaskenta-algoritmeja sekä annossuunnittelun vaiheet ja toimintatavat voivat vaihdella annossuunnitteluohjelmistosta riippuen.

Tässä työssä käytettiin Varianin Eclipse-annossuunnitteluohjelmistoa, jonka vuoksi sädehoidon suunnittelun toteuttaminen ja sädehoitotekniikoiden kuvaukset (Luku 4 Sädehoitotekniikat) on esitelty sen mukaan, kuinka ne toimivat Varianin sädehoitolaitteella ja annossuunnitteluohjelmistolla.

Annossuunnitteluohjelmiston avulla määritetään käytettävä hoitotekniikka ja hoitokenttien parametrit, joilla hoito toteutetaan käytännössä. Annoslaskennan tehtävänä on muuttaa tunnettu fotonivuo annokseksi väliaineen mielivaltaisessa pisteessä. Tällöin saadaan annosjakauma ja voidaan tarkastella, kuinka hyvin hoito toteutuisi valitulla hoitotekniikalla ja kullakin hoitokenttien parametreilla.

3.1 Annossuunnittelu

Annossuunnittelua varten tarvitaan TT-kuva ja kohdealueen piirtoa varten myös mahdolliset magneettikuvat ja positroniemissiotomografiakuvat (PET-kuvat). Kuvat voidaan yhdistää kuvarekisteröinnin avulla, niin sanotuksi fuusiokuvaksi. Sädehoitolääkäri määrittää annossuunnitteluohjelmaan kohdealueen ja kriittiset elimet. Lääkäri myös määrää kohdealueen annoksen, hoitokertojen lukumäärän ja annoskriteerit. Annossuunnitelua varten piirretään vielä apurakenteita, joilla optimoinnissa voidaan rajoittaa annosta kohdealueen ulkopuolella. Proteesi aiheuttaa usein TT-kuviin artefaktoja, joita joudutaan vähentämään asettamalla artefaktojen alueelle käsin syötettyjä HU-arvoja.

Annossuunniteluohjelmisto sisältää tiedot hoitokoneen säteilyominaisuuksista. Annossuunnittelussa valitaan hoitokone ja hoitotekniikka ja asetetaan hoitokenttien isosentrit paikoilleen. Annoslaskennan eteneminen riippuu hoitotekniikasta. Erilaisia hoitotekniikoita ovat muun muassa 3D-CRT- (3D Conformal Radiation Therapy), IMRT- ja VMAT-hoitotekniikka. Hoitotekniikat on esitelty tarkemmin luvussa 4 Sädehoitotekniikat.

Yksinkertaisimmissa hoitotekniikoissa käytetään suoraa annoslaskentaa, jolloin hoitokentät asetellaan paikoilleen. Tämän jälkeen niille annetaan painokertoimet, muotoillaan ne halutuksi ja suoritetaan annoslaskenta. Jos hoitotekniikka käyttää käänteistä annoslaskentaa, hoitokenttien parametrit määritetään käyttäen optimointialgoritmia, joka sisältää yksinkertaisen ja nopean annoslaskennan. Optimoinnissa asetetaan piirretyille rakenteille annosrajoja ja painokertoimia, joiden perusteella optimoidaan hoitokenttien parametrejä, joilla annosrajoitteet toteutuvat mahdollisimman hyvin annettujen painokertoimien suhteessa. Optimoinnin jälkeen suoritetaan lopullinen annoslaskenta annoslaskenta-algoritmilla. Käänteisen annoslaskennan avulla pyritään saamaan mahdollisimman hyvä kattavuus kohdealueeseen minimoiden kriittisten elinten saamaa annosta.

Optimoinnissa on mahdollista käyttää intermediate dose -laskentaa. Tällöin optimointi etenee siten, että ensiksi optimoidaan hoitokenttien parametrit ja lasketaan annos yksinkertaisella annoslaskennalla. Tämän jälkeen annos lasketaan tarkemmalla annoslaskennan annoslaskenta-algoritmilla. Sitten hoitokenttien parametrien optimointia jatketaan siten, että korjataan yksinkertaisemman ja tarkemman annoslaskentojen välisiä eroja. Intermediate dose -laskenta parantaa suunnitelman laatua ja suunnittelun tehokkuutta. [33]

Annoslaskennan jälkeen annosuunnitelma normitetaan. Normitus voidaan tehdä monella eri tavalla esimerkiksi kohdealueen keskiarvo tai mediaani annos saa määrätyn hoitoannoksen tai kohdealueesta tietty prosentuaalinen tilavuus saa tietyn verran hoitoannoksesta. Normitus muuttaa hoitokenttien monitoriyksiköitä siten, että normituksessa vaadittu ehto toteutuu. Normituksen jälkeen annossuunnitelma hyväksytään, jos se toteuttaa annossuunnitelman kriteerit.

3.2 Annoslaskenta-algoritmit

Optimoinnissa käytetään yksinkertaisempaa ja nopeampaa annoslaskentaa hoitokenttien parametrien optimoinnissa. Lopullinen annoslaskenta lasketaan vielä optimoinnin jälkeen tarkemmalla annoslaskenta-algoritmilla. Tällöin saadaan annosjakauma potilaassa määritettyä teoreettisesti ja mallinnettua, kuinka sädehoito toteutuisi potilaalla kyseisellä annossuunnitelmalla. Annoslaskentaohjelmistossa on mahdollista valita erilaisia annoslaskenta-algoritmeja. Kliinisessä työssä fotonilaskennassa yksi yleisimmin käytettävistä algoritmeista on Varianin Eclipse-annossuunnitteluohjelmistossa AAA (The Anisotropic Analytical Algorithm). Muita annoslaskenta-algoritmeja fotonisäteilyä käytettäessä ovat muun muassa PB (Pencil Beam) ja Varianin AXB (Acuros XB).

Annoslaskenta-algoritmina voidaan käyttää myös Monte Carloa (MC). MC-algoritmi mallintaa erittäin tarkasti annosjakaumaa ja MC-algoritmia käytetään usein tutkimuksissa kultaisena standardina ja sitä verrataan muihin annoslaskenta-algoritmeihin sekä mitattuihin annosjakaumiin. Useissa tutkimuksissa on myös tarkasteltu tilanteita, joissa on metallinen proteesi ja näissäkin tilanteissa MC-algoritmilla saatu annosjakauma vastaa mitattua annosjakaumaa tarkasti. [14, 34–36]

MC-algoritmi on erittäin tarkka kuvaamaan annosjakaumaa, mutta laskenta on hidasta ja sitä ei ole saatavilla Varianin annossuunnitteluohjelmistossa. Elektan Monacossa on MC-pohjainen fotonilaskenta, jota käytetään myös kliinisessä työssä. Varianin annossuunnitteluohjelmistossa kliinisessä työssä käytössä oleva AAA-algoritmi on huomattavasti nopeampi kuin MC-algortimi ja edelleen riittävän tarkka annoslaskentaan. AAA-algoritmi on PB-algoritmista kehitetty annoslaskenta-algoritmi. AAA-algoritmissa tyypilliset fysikaaliset parametrit saadaan MC-algoritmin simuloiduista tuloksista. Kyseiset parametrit on muodostettu sädehoitolaitteen käyttöönoton yhteydessä, jolloin tuloksena on, että lasketut sädeominaisuudet vastaavat kullekin hoitoyksiköllä mitattuja kliinisiä sädetietoja. Nämä parametrit tallenne-

taan tietokantaan, jonka jälkeen niitä käytetään jokaisessa annossuunnitelmassa. Kudosten heterogeenisyyden AAA-algoritmi mallintaa anistrooppisesti käyttäen ympärillä olevia laskentapisteitä. Annoslaskenta tapahtuu siten, että moduloidaan erikseen konvoluutiomallit primäärifotoneista, sekundäärielektroneista ja sironneista fotoneista. Annosjakauma määritetään erikseen fotoneille ja elektroneille käyttäen niiden konvoluutiomalleja, minkä jälkeen lopullinen annosjakauma saadaan näiden annosjakaumien superpositiona. [37]

Koska annoslaskennassa tarkoituksena on kuvata säteilypartikkeleiden makroskooppinen käyttäytyminen materiassa, voidaan se joko simuloida tai laskea eksplisiittisesti käyttäen Boltzmannin siirtoyhtälöä (Boltzmann transport equation). AAA-algoritmi käyttää laskennassa Monte Carlolla simuloituja parametreja, joilla annosjakauma määritetään. AXB-algoritmin toteutustapa on erilainen. AXB-algoritmi käyttää ekplisiittistä laskemista simuloinnin sijasta. AXB-algoritmi perustuu neljään eri vaiheeseen. Ensimmäisessa vaiheessa määritetään lähteestä emittoituneiden fotonien ja elektronien hiukkaskertymä potilaassa. Toisessa vaiheessa lasketaan potilaassa sironneiden fotonien vuo ja kolmannessa vaiheessa lasketaan sironneiden elektronien vuo potilaassa. Vaiheissa kaksi ja kolme ratkaistaan iteratiivisesti linearisoitu Boltzmannin siirtoyhtälö käyttäen diskreettejä paikan, kulman ja energian arvoja. Neljännessä vaiheessa AXB-algoritmi laskee vokseli kerrallaan lopullisen annosjakauman käyttäen energiasta riippuvaa yhtälöä, joka määrittää annoksen hiukkaskertymästä. Vokselin annosta laskiessa AXB-algoritmi käyttää materiaali taulukkoa, jonka avulla spesifioidaan, mihin kudokseen tai rakenteeseen vokseli tiheytensä ja HU-arvonsa perusteella kuuluu. [38]

AXB-algoritmia on vertailtu useissa tutkimuksissa sekä AAA-algoritmiin että mitattuihin annosjakaumiin. Tuloksien mukaan AXB-algoritmi kuvaa annosjakaumaa paremmin kuin AAA-algoritmi. AXB-algoritmi osaa myös ottaa paremmin huomioon tiheiden materiaalien, kuten metallisten proteesien, vaikutuksen annosjakaumaan. [14, 39–41]

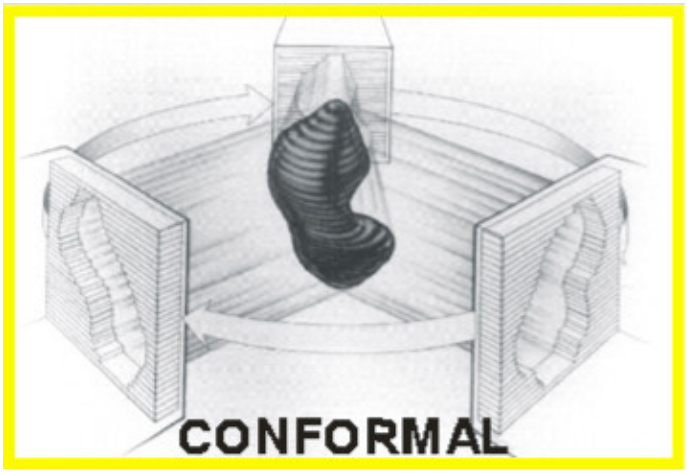
4 Sädehoitotekniikat

1980-luvun lopulla TT-kuvantamisen, sädehoidon annossuunnittelun ja sädehoitolaitteen hoitopään kehittyessä kehitettiin 3D-CRT-hoitotekniikka. [42] 3D-CRT käyttää 3D annossuunnittelu-TT-kuvia, mutta sädehoito toteutetaan kuitenkin käyttäen perinteisiä tekniikoita. Intensiteettimuokattu eli IMRT-hoitotekniikka mullisti 1990-luvulla sädehoitoa [43] ja vuonna 2007 esiteltiin ensimmäisen kerran VMAT-hoitotekniikka [44]. Kaikilla nykyaikaisilla hoitotekniikoilla annossuunnitelmat tehdään TT-pohjaisena suunnitteluna.

4.1 3D-CRT

3D-CRT -hoitotekniikka eli 3D-konformaalinen sädehoitomenetelmä (3D Conformal Radiation Therapy) mahdollistui, kun TT-kuvantaminen tarkentui ja potilas oli mahdollista kuvantaa kolmiulotteisesti [45]. Kolmiulotteisesta TT-kuvasta saatiin paljon helpommin määritettyä kohdealue ja kriittiset elimet. Toisena kehityksenä oli, että sädehoitolaitteen hoitopäähän lisättiin MLC:t. Hoitokenttää voitiin myös muotoilla erilaisten kiilojen avulla. Tämä kehitys toi mahdollisuuden määrittää rakenteet tarkemmin, käyttää rakenteille pienempiä marginaaleja ja muotoilla kentät kohdealueen mukaan. Kuvassa 18 on esiteltynä 3D-CRT -hoitotekniikan kohdealueen mukaan muotoillut hoitokentät ja niistä kohdealueeseen muodostuva annos.

3D-CRT -hoitotekniikalla käytetään suoraa annoslaskentaa. Annossuunnitteluohjelmistojen ja sädehoitolaitteiden kehittyessä mahdollistui MLC:n liikkuminen säteilyttäessä ja hoitokenttien parametrien optimointi, jolloin käänteinen annoslaskenta tuli mahdolliseksi ja IMRT-hoitotekniikka kehitettiin.



Kuva 18. 3D-CRT -hoitotekniikka. [45]

4.2 IMRT

Intensiteettimuokatulla sädehoitomenetelmällä eli IMRT-hoitotekniikalla hoitokenttien koko ja muoto muuttuu säteilytyksen aikana ja siinä käytetään käänteistä annoslaskentaa. Käänteisessä annoslaskennassa hoitokenttien parametri optimoidaan käyttäen optimointialgortimia.

Annossuunnitelu alkaa samoin kuin 3D-CRT -hoitotekniikallakin. Hoitokentät asetellaan paikoilleen ja niiden kenttäkoko määritetään PTV:n koon mukaan. Kun hoitokentät on aseteltu ja niihin on asetettu MLC:t, optimoidaan säteilykentän vuo jokaiselle hoitokentälle. Optimoinnissa astetaan kriteereitä ja painokertoimia kriittisille elimille, kohdealueelle ja muille apurakenteille. Optimoinnin jälkeen optimoidaan MLC:n liikkeet, jolla saavutetaan edellisen optimoinnin tuloksena saadut säteilykentän vuot. Optimoinnin avulla säteilyn intensiteettiä vaimennetaan hoitokentissä, joissa kriittiset elimet ja kohdealue ovat säteilyn tulosuunnasta katsottuna peräkkäin. Jotta edelleen saadaan riittävä annos kohdealueeseen, muiden hoitokenttien intensiteettiä voimistetaan.

IMRT-hoitotekniikalla hoitokenttien lukumäärä ja monitoriyksiköt kasvoivat verrattuna 3D-CRT -hoitotekniikkaan lisäten hoitoaikaa. [46] IMRT:stä kehitettiin uudempi hoitotekniikka, VMAT, jossa sädehoitolaite pyörii potilaan ympäri säteilytyksen aikana muodostaen eri pituisia kaarikenttiä.

4.3 VMAT

VMAT-hoitotekniikalla sädehoitolaitteen kanturi pyörii potilaan ympärillä säteilyn ollessa päällä. Annosjakauma muodostuu MLC:n liikkeistä rotaation aikana. Hoitokaaret ovat joko koko (360°) tai osa-kaaria. Koska hoitokenttä liikkuu potilaan ympärillä, VMAT-hoitotekniikasta puhuttaessa käytetään hoitokentistä nimeä hoitokaaret ja VMAT-hoitotekniikasta kaarihoitoa.

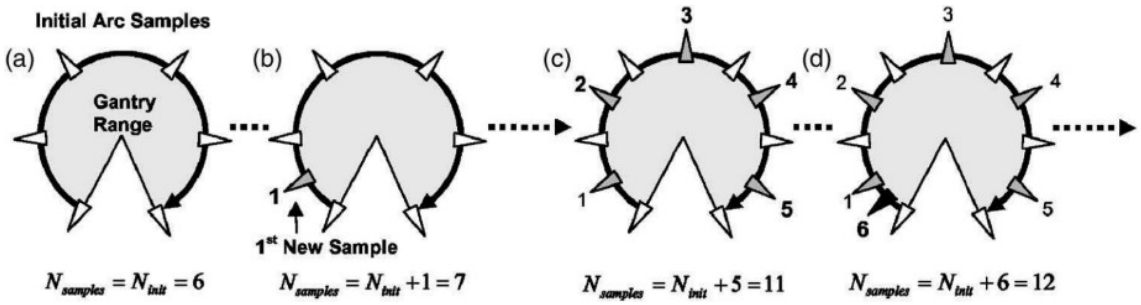
VMAT-hoitotekniikka on laajennus IMRT-hoitotekniikasta. Annoslaskennassa käytetään käänteistä annoslaskentaa. Optimointi tapahtuu useassa optimointivaiheessa, jotka on esitelty kuvassa 19. Ensimmäisessä optimointivaiheessa käytetään harvempaa kulmajakoa, joissa kenttäparametrien optimointi tapahtuu. Toisessa optimointivaiheessa kulmaväliä tihennetään ja pyritään jälleen löytämään optimaalisimmat kenttäparametrit. Jokaiselle juuri lisätylle suunnalle asetetaan MLC siten, että sen liuskat liikkuisivat sulavasti kulmasta toiseen. Näin jatketaan edelleen tihentämällä säteilytyskulmia ja löytäen parhaimmat parametrit, kunnes ollaan tilanteessa, että säteilytyssuuntia on tarpeeksi mallintamaan yhtenäistä kaaren liikettä. [46] Yleensä moniliuskarajaimen liikkeet ja monitoriyksiköt saadaan optimoitua siten, että säteilytyssuuntia on 1° välein.

Optimoinnin jälkeen suoritetaan annoslaskenta, jossa lasketaan annosjakauma annoslaksenta-algoritmilla käyttäen optimoinnista saatuja hoitokaarien parametrejä. VMAT-hoitotekniikkaan voidaan yhdistää 3D-CRT -hoitotekniikan hoitokenttiä, jolloin annosjakauma muodostuu VMAT hoitokaarien ja 3D-CRT hoitokenttien aiheuttamien annoksien summana.

Lisäominaisuutena VMAT-hoitotekniikassa on, että 360° hoitokenttiin voidaan asettaa yksi tai kaksi väistösektoria, joiden alueella ei säteilytetä. Ehtoina vältettäville sektoreille on, että vältettävän sektorin on oltava vähitään 15° suuruinen ja kahden vältettävän sektorin välissä on oltava sektori, joka on vähintään 15° suuruinen.

Uusimmassa Varianin ohjelmistoversiossa (PO_15.6.03, Varian Medical Systems) on lisätty ohjelmallinen rakenteen väistö. Tällöin voidaan valita rakenne, jonka läpi ei haluta kohdealuetta säteilyttää. Ohjelmallisessa rakenteen väistössä kenttäparametrit optimoidaan siten, että kun valittu rakenne on hoitokentän ja kohdealueen välissä, MLC:t liikkuvat siten, ettei sätelytetä lainkaan valitun rakenteen läpi. Mahdollisuutena on myös, että kohdealueen läpimennyttä säteilyä ei kohdisteta suunnasta joka osuisi valittuun rakenteeseen, jos se on hoitokentästä katsottuna kohdealueen takana.

Eturauhasen sädehoito voidaan toteuttaa VMAT-hoitotekniikalla. Tutkimuksissa on tarkasteltu yhtä tai kahta kokonaista hoitokaarta tai kahta osittaista hoitokaarta [41, 47]. Lonkkaproteesillisille potilaille The American Association of Physicists in Medicine (AAPM) suosittelee, että hoitokenttien asettelut on tehtävä siten, että vältetään kohdealueen säteilyttämistä proteesin läpi [35], jonka vuoksi useat tutkimukset käyttävät joko perinteisesti IMRT-hoitotekniikkaa tai VMAT-hoitotekniikkaa, jossa asetetaan hoitokaarille väistösektorit. Lonkkaproteesillisilla potilailla VMAT voidaan toteuttaa käyttäen yhtä tai kahta hoitokaarta, joissa on väistösektorit [11, 12]. Parhaiten kriittisten elinten annosta saadaan minimoitua lisäämällä hoitokaaria, joissa on edelleen proteesia väistävä väistösektori [13].



Kuva 19. (a) Aloitetaan optimointi ja valitaan kuusi säteilytyssuuntaa. (b) Lisätään uusi säteilytyssuunta kahden ensimmäisen väliin ja määritetään säteilykeilan muoto. (c) Lisätään säteilytyssuunnat jokaisen kohdassa (a) olevan säteilytyssuunnan väliin ja optimoidaan. (d) Lisätään säteilytyssuunta kahden ensimmäisen väliin. Jatketaan säteilytyssuuntien lisäämistä ja optimointia niin kauan, kunnes saadaan optimoitua hoitokenttäparametrit, joilla kaarihoito toteutetaan. [46]

5 Lonkkaproteesin rakenne ja materiaali

Lonkkaproteesi on lonkan tekonivel. Lonkkaproteesimalleja on useita erilaisia ja jokaiselle potilaalle valitaan yksilöllisesti hänelle sopiva lonkkaproteesi. Lonkkaproteeseista on saatavilla osaproteeseja ja kokoproteeseja. Kokonainen lonkkaproteesi koostuu varresta, varteen kiinnitettävästä nupista, kuppiosasta ja kupin ja nupin väliin asetettavasta insertistä [48].

Lonkkaproteesin metalliosissa käytetään pääosin materiaaleina titaani- tai kobolttikromi -pohjaisia metalliseoksia. Jotta proteesi saataisiin hyvin kiinnittymään luuhun, valitaan sellainen proteesi, jonka muoto ja huokoisuus sopivat potilaalle. [8] Myös varren pituus voidaan muokata potilaalle sopivaksi. Kuvassa 20 on esiteltynä yleisimpiä lonkkaproteesin varsia.

Muut proteesin osat voivat olla joko metallisia, polyeteenisiä tai keraamisia. Proteesit voidaan jakaa liukupintojen materiaalien mukaan neljään eri kategoriaan, jotka ovat täysmetallinen (MoM), metalli-muovi, keraami-muovi ja täyskeraaminen (CoC). Proteesissa, jossa on täysmetallinen liukupinta, on metallinen nuppi, insertti ja kuppi. 2000-luvulla täysmetallisten proteesien käyttö on vähentynyt, koska niistä saattaa irrota vaarallisia määriä raskasmetallia elimistöön. Metalli-muovi proteesissa nuppi on metallinen, insertti on polyeteenistä valmistettu ja kuppi on metallinen. Keraami-muovi proteesissa nuppi on keraaminen ja insertti on polyeteenistä valmistettu. Täyskeraaminen proteesi vastaa keraami-muovi proteesia muuten, mutta inserttikin on keraaminen. [8] Kuvassa 21 on proteesi, jossa on metalli-muovi liukupinta, ja proteesi, jonka liukupinta on täyskeraaminen.

Kuva 20. Erilaisia lonkkaproteesin varsia. [8]

Tässä työssä käytettiin proteesin metallina titaaniseosta Ti6Al4V, jonka tiheys on 4,42 g/cm^3 ja HU-arvo 7804 HU. Koska proteesin tiheys on suuri, säteily vaimenee voimakkaasti proteesissa. Jos proteesin läpi säteilytetään, otetaan vaimentuminen huomioon annossuunnittelussa, mutta hoitokerralla pienikin proteesin erilainen asettuminen voi aiheuttaa suuren muutoksen annosjakaumaan. Lisäksi TT-kuvantamisessa proteesista aiheutuneita artefaktoja ei saada kokonaan poistettua, jolloin annoslaskennassa artefaktat aiheuttavat pientä epätarkkuutta annokseen. Myöskin annoslaskentaalgoritmeissa on edelleen pientä epätäsmällisyyttä annoksen laskemisessa proteesin läheisyydessä [14]. Lisäksi kohdealueen säteilytys lonkkaproteesin läpi aiheuttaa annoksen kasvun proteesin pinnan läheisyydessä, milloin lonkan seutu saa suuremman annoksen [14]. Proteesin ja lonkan seudun säteilytys voi aiheuttaa erilaisia radiologisia vaurioita kuten atraumaattisen reisiluun kaulan murtuman, reisiluun osteonekroosia tai koko lantion säteilyosteiittia [49].

Kuva 21. Kaksi erilaista lonkkaproteesi vaihtoehtoa. Ylemmässä lonkkaproteesissa on metalli-muovi liukupinta. Varsi, nuppi ja kuppi ovat metallisia. Insertti on valmistettu polyeteenistä. Alemmassa lonkkaproteesissa liukupinta on täyskeraaminen ja varsi, kuppi ja insertin ulko-osa ovat metallisia. [48]

6 Laskennat ja analyysi

Tutkimukseen valittiin retrospektiivisesti 15 Tampereen yliopistollisessa sairaalassa jo sädehoidetun potilaan annossuunnittelukuvat. Valintakriteereinä käytettiin lonkkaproteesia ja aikaisempaa eturauhasen sädehoitoa. Viidellä potilaalla lonkkaproteesi oli oikeassa lonkassa (potilaat 1-5), viidellä vasemmassa lonkassa (potilaat 6-10) ja viidellä molemmissa (potilaat 11-15).

Tutkimus toteutettiin käyttäen Varianin (Varian Medical Systems) Eclipse-annossuunnitteluohjelmiston versiota 13.6.23 ja 15.6.03. Annoslaksenta-algoritmina käytettiin AcurosXB:n versiota 13.6.23. Laskentahilan koko oli 1,5 mm. Annossuunnitelmat tehtiin kiihdyttimelle iX 2300 C/D (Varian), jossa oli Millenium 120 MLC:t. VMATonly-, VMATavoid- ja VMAT+stat-tekniikoilla annossuunnitelmien optimoinnissa optimointialgoritmina oli käytössä PO_13.6.23, ja VMATautoavoid-tekniikalla käytettiin optimointialgoritmina PO_15.6.03. Optimoinnit suoritettiin intermediate dose -laskennalla.

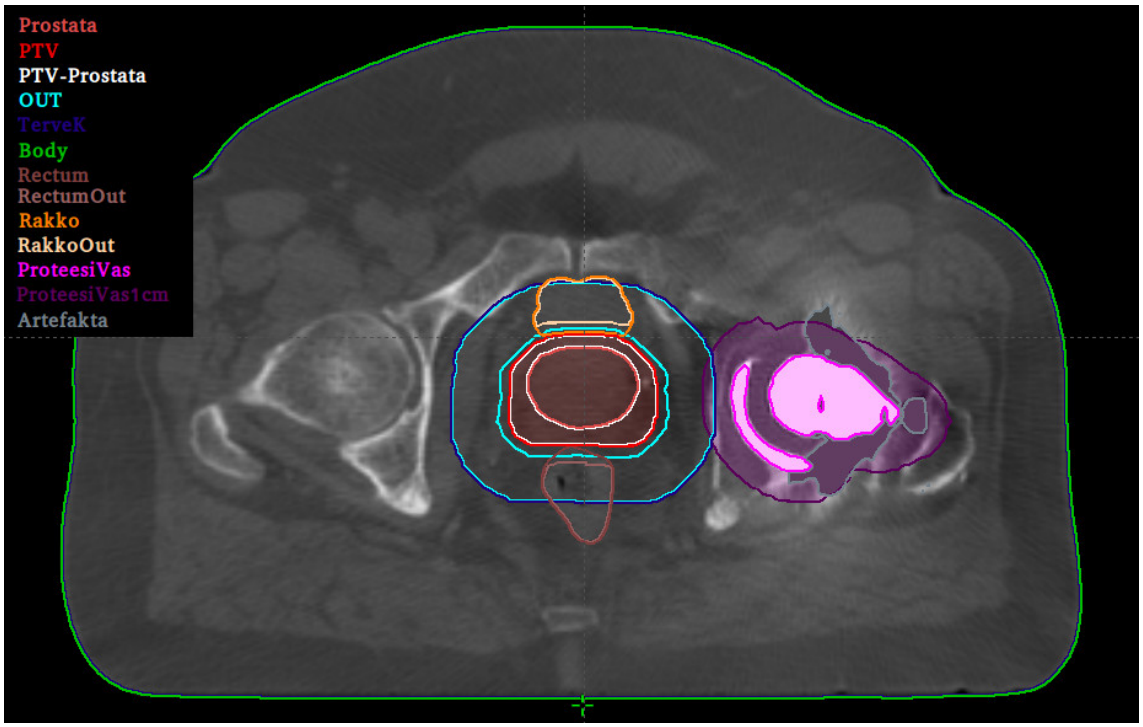
6.1 Rakenteet

Kohdealueena käytettiin sädehoitolääkärin määrittämää *PTV*:tä, joka sisälsi eturauhasen (*Prostata*) ja sen ympärille asetetun 5 mm marginaalin. Myös kriittiset rakenteet *Rakko* ja peräsuoli (*Rectum*) olivat lääkärin määrittämiä ja hyväksymiä. Optimoinnissa tarvittavia apurakenteita olivat *PTV-Prostata*, *OUT*, *TerveK*, *Body*, *RectumOut*, *RakkoOut*, *Artefakta* ja lonkkaproteesille rakenne, joka nimettiin joko *ProteesiOik* tai *ProteesiVas* riippuen lonkasta, jossa proteesi oli. VMATautoavoid-tekniikkaa varten muodostettiin apurakenne *ProteesiVas1cm*/*ProteesiOik1cm*, johon kuuluu lonkkaproteesi 1 cm marginaalilla. Tarvittavat rakenteet on esitetty kuvassa 22.

PTV-Prostata oli *PTV*:n alue, joka ei kuulu *Prostata*:an. Rakenne *OUT* oli 1,8 cm syvyinen rakenne, joka ympäröi *PTV*:n. *PTV*:n ja *OUT*:n välissä lin 0,2 cm marginaali. Rakenne *TerveK* ulottui *OUT*:n ulkoreunalta kehon ulkoreunaan saakka. Rakenteella *Body* määritetiin TT-kuvasta se osuus, joka on potilaan kehoa.

RectumOut oli peräsuolesta se osa, joka ei kuulu PTV:hen 0,5 cm marginaalilla ja *RakkoOut* oli rakosta se osa, joka ei kuulu PTV:hen 0,5 cm marginaalilla. 15 potilaan TT-kuvista seitsemässä oli proteesin aiheuttamia artefaktoja, joita on vähennetty valitsemalla rakenteeseen *Artefakta* kaikki vokselit, joiden HU-arvo oli pienempi kuin −150 HU ja määrämällä HU-arvoksi 0 HU.

Potilaan proteesi tai proteesit piirrettiin käyttämällä TT-kuvan HU-arvoja rajaamalla kuvasta alue, jonka sisälle proteesi jää ja valitsemalla kaikki vokselit, joiden HU-arvo oli keskimäärin välillä [1500 HU − maksimi HU]. HU-arvot vaihtelivat potilaskohtaisesti, jolloin alakynnystä muutettiin silmämääräisesti. Näin proteesi saatiin määritettyä tämän tutkimuksen kannalta riittävän tarkasti. Käytettäessä annoslaskennassa AcurosXB-algoritmia kaikille vokseleille, joiden tiheys on suurempi kuin 3,0 g/cm^3, täytyy määrittää jokin materiaali. Kaikki vokselit, joiden tiheys ylitti kyseisen arvon, kuuluivat proteesiksi määritettyyn rakenteeseen, jonka materiaaliksi asetettiin titaaniseos Ti6Al4V (4,42 g/cm^3, 7804 HU).



Kuva 22. Rakenteet piirrettynä TT-kuvaan.

6.2 Annosmääritys ja annoskriteerit

Annossuunnitelmassa pyrittiin saamaan kohdealueeseen 78 Gy kokonaishoitoannos 39 fraktiolla 2 Gy per hoitokerta. Annosnormitus tehtiin siten, että D98%(Prostata) = 100%, jolloin 98% prostatan tilavuudesta saa 100% hoitoannoksesta. PTV:lle annoskriteereinä ilman proteesin siirtoa oli D98%(PTV) $\geq$ 95%, Dmax(PTV) $\leq$ 107% ja V105%(PTV) $\leq$ 1%, missä V105% tarkoittaa PTV:n tilavuutta, joka saa 105% hoitoannoksesta.

Kriittisille elimille käytettiin samoja annoskriteereitä, joita käytetään kliinisessä työssä. Rakolle annoskriteereinä olivat V50Gy(Rakko) $\leq$ 60% ja V65Gy(Rakko) $\leq$ 30%. Peräsuolelle pyrittiin toteuttamaan annoskriteerit V50Gy(Rectum) $\leq$ 50%, V60Gy(Rectum) $\leq$ 35%, V70Gy(Rectum) $\leq$ 20% ja V75Gy(Rectum) $\leq$ 5%.

Annoskriteerit asetettiin ennakkotietona annossuunnitelmiin, jolloin annoskriteereistä saadut annosparametrit olivat taulukoituna annossuunnitelmissa optimoinnin ja annoslaskennan jälkeen. Annossuunnitelmaa pyrittiin optimoida ja parantaa niin kauan, kunnes kaikki annoskriteerit toteutusivat mahdollisimman hyvin.

6.3 Tekniikat

Annossuunnitelmat muodostettiin kaikille potilaille neljälle eri tekniikalla: 1) pelkät VMAT hoitokaaret (VMATonly); 2) VMAT hoitokaaret, joissa proteesin läpi säteilyttämistä estettiin väistösektoreilla (avoidance sectors) (VMATavoid); 3) kuten kohta 2, mutta lisänä proteesin läpi säteilyttävä staattinen hoitokenttä väistösektorin kohdalle; 4) VMAT hoitokaaret, joille optimoinnissa annettiin ehto, joka esti lonkkaproteesin läpi kohdealueen säteilyttämisen (VMATautoavoid).

Yhden lonkkaproteesin tapauksessa käytettiin kahta VMAT hoitokaarta kaikissa tekniikoissa. Molemminpuoleisilla lonkkaproteesipotilailla käytettiin kolmea VMAT hoitokaarta. Kollimaattorikulma oli 30° ja 330° kahdessa VMAT hoitokaaressa. Kolmannessa hoitokaaressa käytettiin kollimaattorikulmaa 100°. Kaikkien hoitokenttien kenttäkoko asetettiin PTV:n mukaan ja kaikilla oli yhteinen isosentri *Prostata*:n keskipisteessä. Energiana käytettiin 6 MV. Optimoinnissa pyrittiin löytämään kenttäparametrit, joissa annossuunnitelun kriteerit (6.2 Annosmääritys ja annoskriteerit) täyttyvät mahdollisimman hyvin. Taulukkoon 1 on koottu kaikkien annossuunnitelmien optimoinnissa käytetyt parametrit.

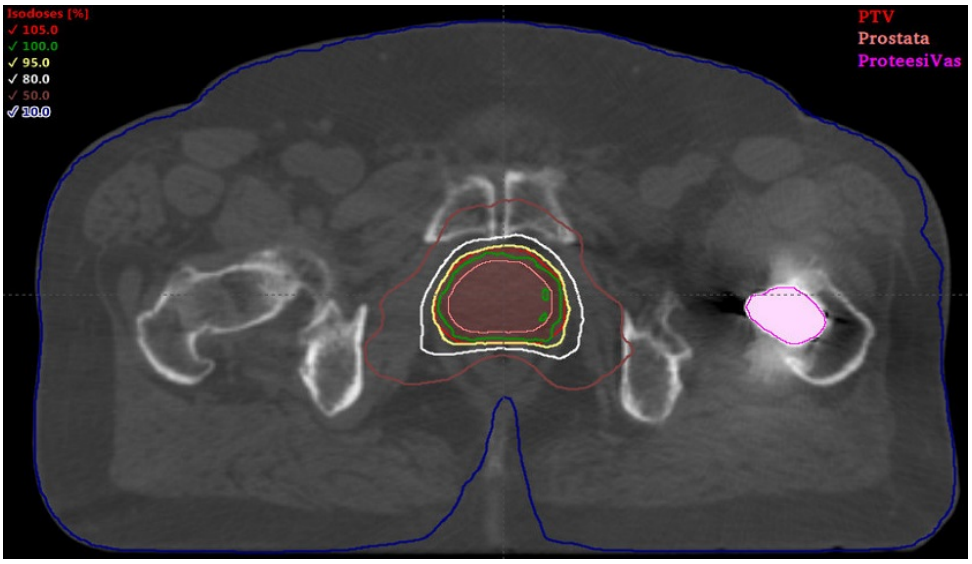
Taulukko 1. Annossuunnitelmien optimoinnissa käytetyt parametrit. Jokainen annossuunnitelma on optimoitu käyttäen hieman eri annoksia ja painokertoimia. Yhdellä potilaalla rakenteen *Rectum* ylärajoittimien parametrit poikkeavat muista, koska kyseisellä potilaalla *Rectum*:n annosta voitiin optimoida pienemmäksi ilman, että se vaikutti muiden rakenteiden annosjakaumiin. *Rectum* ylärajoitteen parametrit on merkitty taulukkoon erikseen sulkuihin. Annossuunnitelmakohtaiset optimointiparametrit löytyvät liitteestä A.

Rakenne	Tyyppi	Tilavuus [%]	Annos [Gy]	Painokerroin	gEUD α
Prostata	Ylärajoite	0	80	100 – 165	
	Alarajoite	100	78	100 – 160	
PTV	Alarajoite	98	74 – 74,10	0 – 60	
PTV-Prostata	Ylärajoite	0	78	100 – 155	
	Alarajoite	100	76	100 – 150	
OUT	Ylärajoite	0	74	150	
	Ylä gEUD		27 – 30	40 – 50	0,5
Rakko	Ylärajoite	0	74 – 75	80 – 100	
RakkoOut	Ylärajoite	Yhdestä neljään yksilöllistä ylärajoitetta			
	Ylä gEUD		2 – 14	50 – 70	0,5
Rectum	Ylärajoite	0	(62)74 – 75	(40)80 – 100	
RectumOut	Ylärajoite	Neljästä kuuteen yksilöllistä ylärajoitetta			
	Ylä gEUD		2 – 12	50 – 70	0,5

6.3.1 VMATonly

VMATonly-tekiikassa hoitokaaret kulkivat potilaan ympäri 360° ja kohdealueen säteilyttäminen proteesin läpi sallittiin. Aluksi optimoinnissa jokaisella potilaalla käytettiin samoja optimointiparametreja. Annossuunnitelmia parannettiin lisäämällä optimoinnissa jokaiselle potilaalle *RectumOut*:lle neljästä kuuteen yksilöllistä ylärajoitinta ja *RakkoOut*:lle yhdestä neljään yksilöllistä ylärajoitinta. Ylärajoitteiden tilavuuksien, annoksien ja painokertoimien arvot asetettiin potilaskohtaisesti siten, että kriittisten elinten annosta saatiin pienennettyä.

Potilaskohtaisen parhaimman annossuunnitelman saamiseksi tehtiin useita annossuunnitelmia, joissa minimoitiin *RakkoOut*:n ja *RectumOut*:n rakenteiden annosta pitäen kuitenkin kohdealueen annoskriteerit mahdollisimman lähellä vaadittua. VMATonly-annossuunnitelma on esitetty kuvassa 23.

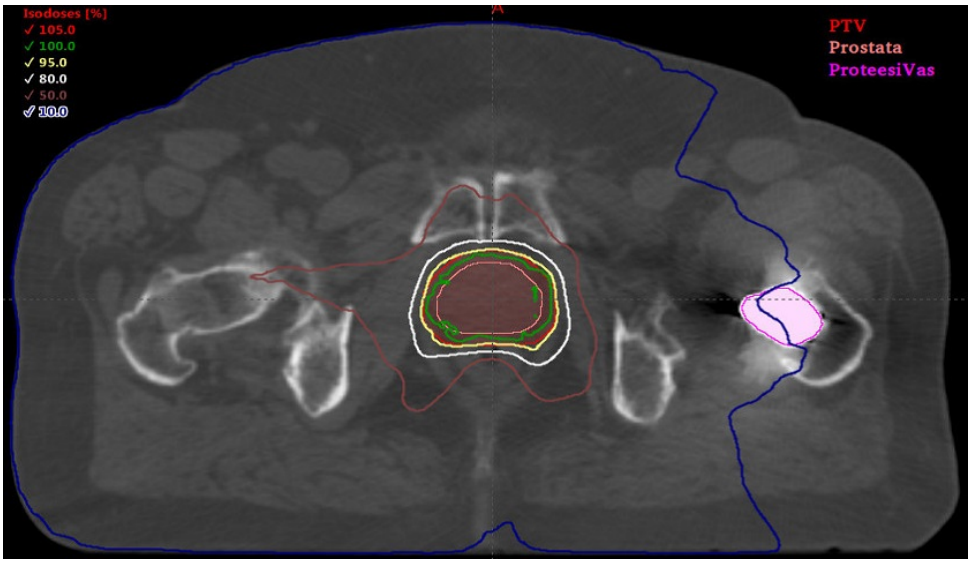


Kuva 23. VMATonly-annossuunnitelma, jossa annoksen 10 %, 50 %, 80 %, 95 %, 100 % ja 105 % isodoosit. Säteilyn annetaan kulkea proteesin läpi ja dorsaalisuunnassa peräsuolen säteilytystä minimoidaan. Rakenteina TT-kuvassa ovat *Prostata*, *PTV* ja *ProteesiVas*.

6.3.2 VMATavoid

VMATavoid-tekniikassa estettiin kohdealueen säteilyttäminen proteesin läpi asettamalla optimoinnissa hoitokentille väistösektorit, jotka muodostettiin BEV -näkymässä (Beam's Eye View) tarkastelemalla *PTV*:n ja proteesin tai proteesien sijoittumista. Hoitokaarta liikuttelemalla etsittiin kulmat, joissa proteesi tulee *PTV*:n päälle tai poistuu sen päältä. Näihin kulmiin lisättiin 5° marginaali ja muodostettiin väistösektori, jonka suunnasta ei säteilytetty. Potilaille, joilla oli proteesit molemmissa lonkissa, määritettiin kaksi väistösektoria - molemmille proteeseille omat sektorinsa, joissa oli 5° marginaalit kummankin proteesin molemmin puolin.

Optimointi aloitettiin käyttäen samoja optimointiparametreja kuin VMATonly-annossuunnitelmassa ja lisäten tieto väistösektorista. Useilla potilailla kohdealueen annoskriteerien painokertoimia jouduttiin nostamaan, että annossuunnittelukriteerit saatiin toteutumaan. Tämä tehtiin useassa eri vaiheessa nostaen painokertoimia vähitellen pitäen kriittisten elinten annosrajat maltillisina. VMATavoid-annossuunnitelma on esitetty kuvassa 24.



Kuva 24. VMATavoid-annossuunnitelma, jossa annoksen 10%, 50%, 80%, 95%, 100% ja 105% isodoosit. Proteesin läpi säteilytystä vältetään väistösektorilla ja dorsaalisuunnassa peräsuolen säteilytystä minimoidaan. Rakenteina TT-kuvassa ovat *Prostata*, *PTV* ja *ProteesiVas*.

6.3.3 VMAT+stat

VMAT+stat-tekniikassa VMATavoid-annossuunnitelmaan lisättiin staattinen kenttä väistösektorin puoliväliin. Annossuunnittelu toteutettiin niin sanotulla base-tekniikalla, jossa ensin lasketaan staattisen kentän annosjakauma ja tätä jakaumatietoa käytetään apuna kun muodostetaan VMAT+stat-annossuunnitelma.

Base-annossuunnitelman hoitokenttien koko ja muoto määräytyivät PTV:n mukaan käyttäen 5 mm marginaalia PTV:n reunalta. Base-annossuunnitelman annosjakauma lasketaan käyttäen suoraa annoslaskentaa, eikä optimointia tarvita. Yksi väistösektori vastaa keskimäärin 12,5% koko hoitokaaresta, joten staattisen basekentän MU määrä (MU_{stat}) valittiin tässä suhteessa seuraavasti:

$$MU_{stat} = 0{,}125 \cdot MU_{100\%}, \tag{8}$$

jossa $MU_{100\%}$ on kyseisen staattisen hoitokentän monitoriyksiköt, kun base-annossuunnitelma normitettiin siten, että isosentrissä annos oli 100% hoitoannoksesta. Kun base-annossuunnitelmassa oli kaksi hoitokenttää, niiden aiheuttama annos täytyisi

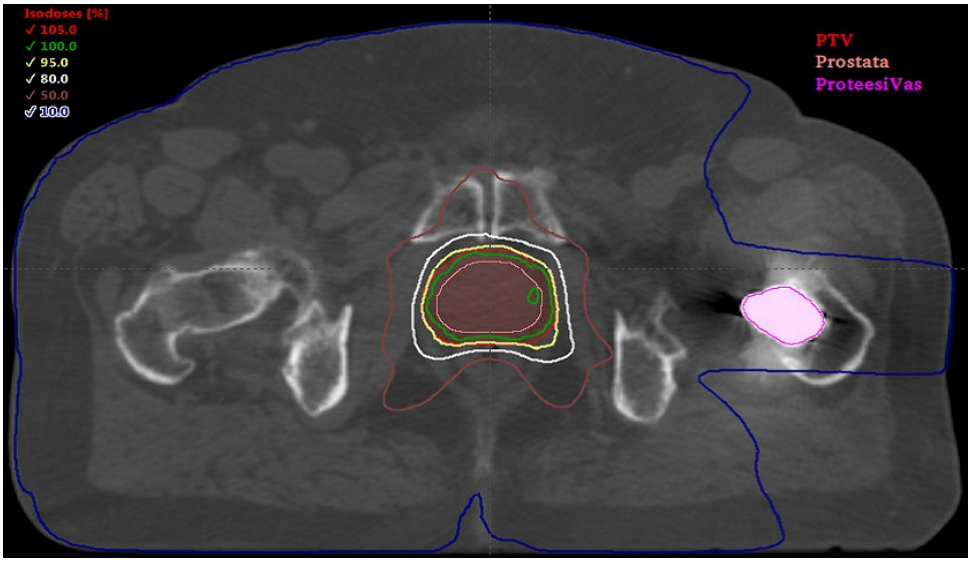
olla 25% hoitoannoksesta, jolloin hoitokenttien monitoriyksiköt ($MU_{2kenttaa}$) saatiin

$$MU_{2kenttaa} = 2 \cdot MU_{stat}. \tag{9}$$

Hoitokaarien optimoinnissa lisättiin tieto base-annossuunnitelmasta. Tällöin optimoidessa kenttäparametreja otettiin huomioon staattisista kentistä jo aiheutuva annos. Optimointiparametrit olivat samat kuin potilaan VMATonly-annossuunnitelman optimoinnissa käytetyt optimointiparametrit.

Optimoinnin jälkeen laskettiin annosjakauma hoitokaarille ja lisättiin base-annossuunnitelman staattinen hoitokenttä tai staattiset hoitokentät annossuunnitelmaan ja normitettiin annos. Normituksen jälkeen staattisen hoitokentän tai staattisten hoitokenttien monitoriyksiköt eivät vastanneet base-annossuunnitelmassa laskettuja monitoriyksiköitä. Tämä saatiin korjattua siten, että VMAT+stat-annossuunnitelmassa muutettiin staattisen kentän painokerrointa tai staattisten kenttien painokertoimia, kunnes niiden monitoriyksiköt vastasivat base-annossuunnitelmaa.

Jotta jokaiselle potilaalle saataisiin parhain mahdollinen VMAT+stat-annossuunnitelma, optimoinnissa kohdealueen painokertoimia säädettiin ja base-annossuunnitelma pysyi samana. VMAT+stat-annossuunnitelma on esitetty kuvassa 25.

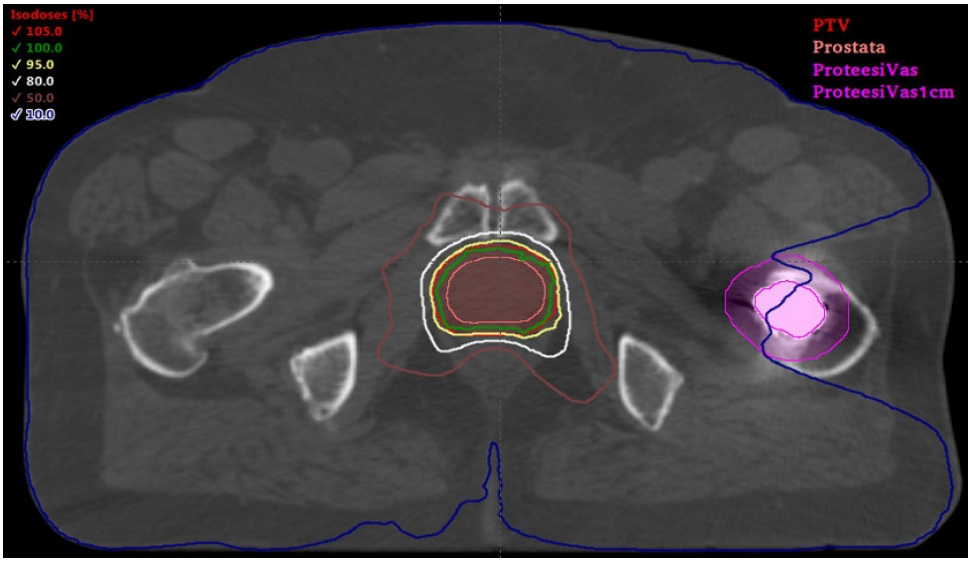


Kuva 25. VMAT+stat-annossuunnitelma, jossa annoksen 10%, 50%, 80%, 95%, 100% ja 105% isodoosit. Hoitokaaret ovat kuten VMATavoid-tekniikassa ja väistösektorin aluelle on asetettu staattinen hoitokenttä, joka säteilyttää kohdealuetta proteesin läpi. Dorsaalisuunnassa perä-suolen säteilytystä minimoidaan. Rakenteina TT-kuvassa ovat *Prostata*, *PTV* ja *ProteesiVas*.

6.3.4 VMATautoavoid

VMATautoavoid-tekniikassa kohdealueen säteilyttämistä proteesin läpi vältettiin asettamalla optimoinnissa vältettävä rakenne jonka läpi säteilytystä ohjelma ei salli, jos rakenne sijaitsee kohdealueen edessä. Rakenteen säteilyttäminen sallitaan, jos se sijaitsee kohdealueen takana. Automaattinen rakenteen väistö oli mahdollista optimointialgoritmin uudemmassa versiossa (PO_15.6.03, Varian).

VMATautoavoid-annossuunnitelma saatiin kuten potilaan VMATonly-tekniikassa, mutta optimoinnissa asetettiin vältettävä rakenne *ProteesiOik+1cm* tai *ProteesiVas+1cm* proteesin puolisuudesta riippuen. Aluksi optimoinnissa käytettiin samoja parametreja kuin kyseisen potilaan VMATonly-annossuunnitelmassa. Optimointiparametreja muutettiin potilaskohtaisesti siten että löydettiin paras mahdollinen annossuunnitelma. VMATautoavoid-annossuunnitelma on esitetty kuvassa 26.

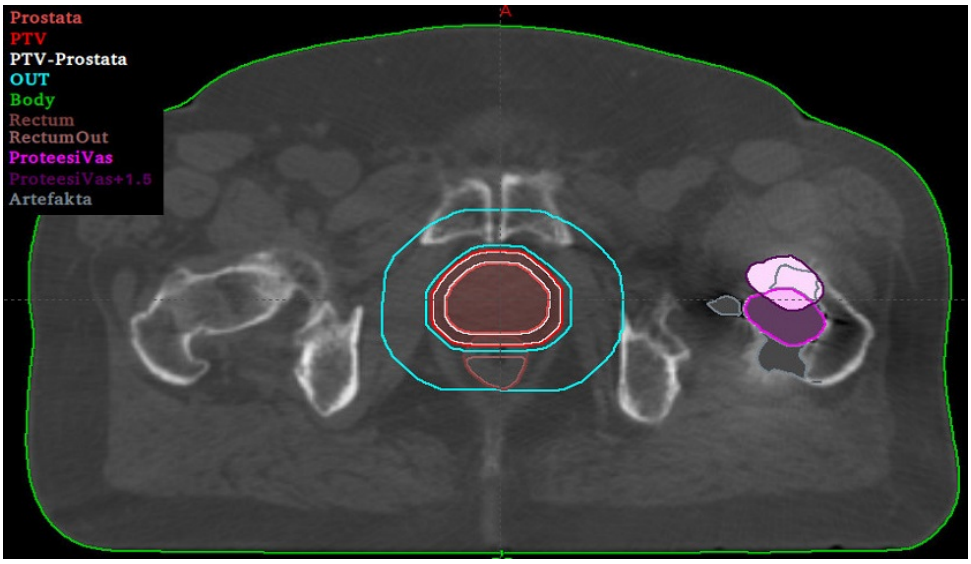


Kuva 26. VMATautoavoid-annossuunnitelma, jossa annoksen 10%, 50%, 80%, 95%, 100% ja 105% isodoosit. Proteesin läpi säteilyttäminen on vältetty lisäämällä optimoinnissa ehto rakenteeseen *ProteesiVas1cm*, ettei tämän läpi kohdealuetta säteilytetä. Dorsaalisuunnassa peräsuolen säteilytystä minimoidaan. Rakenteina TT-kuvassa ovat *Prostata*, *PTV*, *ProteesiVas* ja *ProteesiVas1cm*.

6.4 Proteesin siirto

Eturauhasen sädehoidossa jokaisella fraktiolla potilaasta otetaan asettelukuvat, joiden avulla sädehoito kohdistetaan eturauhaseen siihen asetettujen kultajyvien avulla. Koska eturauhanen sijaitsee pehmytkudosten lähellä lantiossa, sen sijainti luiseen lantioon nähden voi vaihdella lantion asennon, peräsuolen ja rakon täyttöasteen mukaan. Proteesi on kiinnittynyt luiseen lantioon, joten eturauhanen voi asettua eri kohtaan lonkkaproteesiin nähden. Tämän vuoksi eturauhasen ja proteesin sijoittuminen voi jokaisella fraktiolla olla hieman erilainen kuin mitä oli annossuunnittelukuvissa. Eri hoitokerroilla potilas asetellaan mahdollisimman samalla tavalla kuin annossuunttelu-TT-kuvassa. Kultajyväkohdennuksen seurauksena on, että lonkkaproteesi voi olla siirtynyt eri kohtaan kuin annossuuunnitelmassa. Tämän vuoksi eturauhasen mahdollista liikettä verrattuna proteesiin eri hoitokerroilla voidaan mallintaa proteesia siirtämällä ja tarkastella liikkeen vaikutusta annosjakaumaan. Tässä tutkimuksessa ei otettu huomioon muiden luisten rakenteiden erilaista asettumista.

Proteesin siirto toteutettiin käyttäen 0,5 cm, 1 cm ja 1,5 cm ventraalisia ja dorsaalisia vakiosiirtoja, koska eturauhasen liike on tässä suunnassa todennäköisintä ja proteesin liike kyseisissä suunnissa vaikuttaa eniten kohdealueen annosjakaumaan. Potilailla, joilla oli molemmissa lonkissa proteesit, vakiosiirrot tehtiin erikseen molemmille proteeseille ja lisäksi tehtiin siirrot, joissa molempia proteeseja liikutettiin saman vakiosiirron verran ventraali- tai dorsaalisuunnassa. Annoslaskenta suoritettiin samoilla kenttäasetuksilla kuin alkuperäiset annossuunnitelmat kaikille tutkittaville tekniikoille. Kuvassa 27 on esitetty esimerkki siirrosta, jossa proteesia kuvaava rakenne *ProteesiVas* on kopioitu rakenteeksi *ProteesiVas+1.5*, jota on liikutettu 1,5 cm ventraalisuuntaan. Alkuperäinen rakenne *ProteesiVas* on häivytetty asettamalla sen HU-arvoksi 0 HU. Siirretyn rakenteen *ProteesiVas+1.5* materiaaliksi on asetettu Ti6Al4V-titaaniseos.



Kuva 27. Esimerkki proteesin siirrosta.

6.5 Annosparametrien ja -suunnitelmien vertailu

Tutkimuksessa vertailtiin annoskriteereistä saatuja annosparametreja eri tekniikoiden välillä: D98%(Prostata), D98%(PTV), Dmax(PTV), V105%(PTV), V107%(PTV), V50Gy(Rakko), V65Gy(Rakko), V50Gy(Rectum), V60Gy(Rectum), V70Gy(Rectum) ja V75Gy(Rectum). Aineistosta määritettiin tekniikka- ja siirtokohtaiset annosparametrien keskiarvot ja keskihajonnat. Lisäksi tekniikoita ja siirtoja vertailtiin keskimääräisten DVH:ien avulla. Annossuunnitelmien DVH tieto käsiteltiin MATLAB-ohjelmistolla (Mathworks, MA, USA).

Tilastollinen analyysi tehtiin SPSS:llä (SPSS Statistics, Versio 24.0, IBM, NY, USA) käyttämällä t-testiä. T-testin avulla verrattiin, ovatko eri tekniikoiden keskimääräiset annosparametrit yhtäsuuret vai poikkeavatko keskiarvot toisistaan. Tässä vertailussa verrattiin VMATonly-, VMATavoid-, VMAT+stat- ja VMATautoavoid-tekniikoilla tehtyjä annossuunnitelmia ilman proteesin siirtoa. Annosparametrien normaalijakautuneisuutta testattiin SPSS:llä Kolmogorov-Smirnov -testillä ja Shapiro-Wilk -testillä. Koska annosparametrit olivat likimain normaalisti jakautununeet, mikä on t-testin käytön edellytyksenä, oli t-testin käyttö mahdollinen. Testiksi valittiin kaksisuuntainen ja erisuurten varianssien t-testi, koska varianssien yhtäsuuruutta eri tekniikoilla ei voitu olettaa ja etukäteen ajateltuna kumman tahansa verrattavan tekniikan annosparametrin keskiarvo olisi voinut olla toista suurempi. T-testin tu-

loksena saadaan p-arvo, jonka ollessa pienempi kuin 0,05 on vertailtavien arvojen ero tilastollisesti melkein merkitsevä. Kun p-arvo on pienempi kuin 0,01, on ero tilastollisesti merkitsevä ja p-arvon ollessa pienempi kuin 0,001, ero on tilastollisesti erittäin merkitsevä.

Kaksisuuntaisen ja erisuurten varianssien t-testin avulla tarkasteltiin myös, muuttuvatko annosparametrit proteesia siirrettäessä. Tätä verrattiin tekniikkakohtaisesti tarkastelemalla, kuinka paljon kyseisellä tekniikalla vakiosiirrolla saadut annosparametrit eroavat alkuperäisistä, ilman siirtoa saaduista annosparametreista.

7 Tulokset

Annosjakauman hyvyyttä arvioitiin annos- ja tilavuusparametrien ja DVH:ien avulla. Taulukossa 2 on esiteltynä tekniikkakohtaiset annos- ja tilavuusparametrien keskiarvot ja keskihajonnat.

D98%(PTV) $\geq$ 95% toteutui kaikilla tekniikoilla. Oikeanpuoleisen proteesin tapauksessa annosmaksimit täyttivät kaikilla tekniikoilla keskimääräisesti annossuunnitelman annoskriteerin Dmax(PTV) $\leq$ 107%. Potilailla, joilla proteesi oli vasemmassa lonkassa, VMAT+stat-tekniikalla PTV:n annosmaksimin keskiarvo oli suurempi kuin 107% hoitoannoksesta. Muilla tekniikoilla annosmaksimit täyttivät keskimääräisesti annoskriteerin. Yksittäisillä potilailla maksimiannoksen annoskriteeri saattoi ylittyä, mutta ylitykset eivät olleet kliinisesti merkittäviä. Kriittisten elinten annoksissa ei ollut keskimääräisesti kliinisesti merkittäviä eroja eri tekniikoiden välillä yksipuolisen proteesin tapauksissa.

Molemminpuoleisen proteesin tapauksessa D98%(PTV) annokset poikkesivat keskimäärin enemmän eri tekniikoiden välillä kuin yhden proteesin tapauksessa. Annoskattavuus oli paras VMATonly- ja VMATautoavoid-tekniikoissa. Myös kriittisten elinten osalta pienimmät annokset olivat näillä tekniikoilla. Kaikilla tekniikoilla usealla potilaalla PTV:n maksimiannoksen annoskriteeri ylittyi, mutta 107% hoitoannoksesta meni maksimissaan 0,6% annostilavuuteen. Yhdellä potilaalla VMATavoid-tekniikalla V107%(PTV) = 10,1% ja Dmax(PTV) = 111.5%, jolloin annoskriteerien ylitykset olivat kyseisellä potilaalla kliinisesti merkitseviä.

Tilastollista merkittävyyttä tutkittiin vertaamalla eri tekniikoiden keskimääräisiä annos- ja tilavuusparametreja toisiinsa käyttämällä kaksisuuntaista ja erisuurten varianssien t-testiä. Keskimääräisistä annos- ja tilavuusparametreista määritetyt p-arvot ovat taulukossa 3.

Taulukko 2. Tekniikkakohtaisten annosparametrien keskiarvot ja keskihajonnat.

		VMATOnly	VMATavoid	VMAT+stat	VMATautoavoid
Proteesi	Alue	KA ± SD [%]	KA ± SD [%]	KA ± SD [%]	KA ± SD [%]
Oikea	D98%(PTV)	96,3 ± 0,5	95,5 ± 0,4	95,7 ± 0,5	96,5 ± 0,5
	Dmax(PTV)	106,6 ± 0,8	106,8 ± 1,0	106,5 ± 1,1	106,3 ± 0,9
	V105%(PTV)	0,0 ± 0,1	0,1 ± 0,2	0,1 ± 0,2	0,0 ± 0,1
	V107%(PTV)	0,0 ± 0,0	0,0 ± 0,0	0,0 ± 0,0	0,0 ± 0,0
	V50Gy(Rakko)	10,6 ± 8,5	10,8 ± 8,3	10,4 ± 7,5	10,4 ± 8,3
	V65Gy(Rakko)	6,6 ± 5,3	6,5 ± 4,9	6,4 ± 4,5	6,4 ± 5,1
	V50Gy(Rectum)	9,6 ± 5,2	10,0 ± 5,3	10,0 ± 5,0	9,6 ± 5,4
	V60Gy(Rectum)	6,7 ± 4,1	6,5 ± 4,0	6,7 ± 3,8	6,8 ± 4,2
	V70Gy(Rectum)	4,1 ± 2,9	3,7 ± 2,6	3,8 ± 2,6	4,1 ± 2,9
	V75Gy(Rectum)	2,5 ± 1,9	2,2 ± 1,6	2,2 ± 1,6	2,6 ± 1,9
Vasen	D98%(PTV)	96,1 ± 0,7	96,0 ± 0,7	96,0 ± 0,4	96,2 ± 0,6
	Dmax(PTV)	107,0 ± 1,1	107,0 ± 0,8	107,3 ± 1,0	106,6 ± 1,2
	V105%(PTV)	0,1 ± 0,2	0,2 ± 0,3	0,2 ± 0,2	0,0 ± 0,1
	V107%(PTV)	0,0 ± 0,0	0,0 ± 0,0	0,0 ± 0,0	0,0 ± 0,0
	V50Gy(Rakko)	11,3 ± 4,0	12,0 ± 4,9	12,1 ± 4,7	11,2 ± 4,1
	V65Gy(Rakko)	5,7 ± 1,3	5,8 ± 1,6	6,0 ± 1,5	5,6 ± 1,2
	V50Gy(Rectum)	10,2 ± 2,8	13,2 ± 3,0	12,2 ± 3,1	10,4 ± 3,2
	V60Gy(Rectum)	7,0 ± 2,5	8,7 ± 2,2	8,4 ± 2,7	7,3 ± 2,8
	V70Gy(Rectum)	4,0 ± 1,9	4,7 ± 1,8	4,6 ± 2,0	4,2 ± 2,1
	V75Gy(Rectum)	2,3 ± 1,4	2,4 ± 1,4	2,2 ± 1,3	2,3 ± 1,5
Molemmat	D98%(PTV)	96,3 ± 0,1	95,3 ± 0,5	95,2 ± 0,3	96,0 ± 1,2
	Dmax(PTV)	108,0 ± 0,5	109,0 ± 1,6	107,6 ± 0,9	107,4 ± 1,6
	V105%(PTV)	0,5 ± 0,5	11,5 ± 14,5	2,8 ± 3,7	2,7 ± 6,0
	V107%(PTV)	0,0 ± 0,0	2,1 ± 4,5	0,1 ± 0,3	0,1 ± 0,2
	V50Gy(Rakko)	10,8 ± 7,2	19,0 ± 12,7	12,8 ± 7,8	11,8 ± 7,9
	V65Gy(Rakko)	6,1 ± 4,7	10,6 ± 8,0	8,0 ± 5,7	6,5 ± 4,8
	V50Gy(Rectum)	8,5 ± 8,5	32,2 ± 21,2	18,7 ± 14,7	9,4 ± 8,6
	V60Gy(Rectum)	5,7 ± 6,2	21,4 ± 15,9	12,2 ± 11,4	6,2 ± 6,2
	V70Gy(Rectum)	3,0 ± 3,6	9,1 ± 8,0	5,9 ± 7,0	3,1 ± 3,4
	V75Gy(Rectum)	1,5 ± 2,0	2,4 ± 2,3	2,3 ± 3,4	1,4 ± 1,9

Potilailla, joilla oli proteesi oikeassa lonkassa, tilastollisesti melkein merkittävä ero oli keskimääräisissä D98%(PTV) annoksissa VMATonly- ja VMATavoid-tekniikoiden sekä VMAT+stat- ja VMATautoavoid-tekniikoiden välillä. VMATavoid- ja VMATautoavoid-tekniikoilla keskimääräiset D98%(PTV) annokset erosivat tilastollisesti merkitsevästi. Muuten potilaiden, joilla oli proteesi oikeassa lonkassa, keskimääräiset annosparametrit eri tekniikoilla eivät tilastollisesti eronneet toisistaan. Potilailla, joilla proteesi oli vasemmassa lonkassa, keskimääräisissä annosparametreissa ei ollut tilastollista eroa tekniikoiden välillä.

Potilaiden, joilla oli molemmissa lonkissa proteesit, VMATonly- ja VMATavoid-

tekniikoiden ja VMATonly- ja VMAT+stat-tekniikoiden keskimääräiset D98%(PTV) annokset erosivat tilastollisesti merkitsevästi toisistaan. Muuten molemminpuoleisen proteesin tapauksessa tekniikoiden välillä keskimääräisissä annosparametreissa ei ollut tilastollisesti merkittäviä eroja.

Taulukko 3. Vertailu p-arvojen avulla, onko kohdealueen annosparametreissa eroa eri tekniikoilla. 1 = VMATonly, 2 = VMATavoid, 3 = VMAT+stat, 4 = VMATautoavoid, ** = p $\leq$ 0,01

Proteesi	Alue	1⇔2	1⇔3	1⇔4	2⇔3	2⇔4	3 ⇔ 4
Oikea	D98%(PTV)	0,022*	0,090	0,62	0,50	0,0075**	0,036*
	Dmax(PTV)	0,70	0,81	0,59	0,58	0,41	0,82
	V105%(PTV)	0,16	0,23	0,55	0,78	0,11	0,17
	V107%(PTV)	0,47	0,58	0,84	0,71	0,44	0,52
	V50Gy(Rakko)	0,96	0,98	0,98	0,94	0,94	1,00
	V65Gy(Rakko)	0,99	0,95	0,97	0,97	0,98	0,99
	V50Gy(Rectum)	0,90	0,90	0,99	1,00	0,92	0,91
	V60Gy(Rectum)	0,92	0,98	0,99	0,94	0,91	0,97
	V70Gy(Rectum)	0,82	0,85	0,97	0,96	0,79	0,82
	V75Gy(Rectum)	0,81	0,83	0,93	0,98	0,75	0,76
Vasen	D98%(PTV)	0,86	0,63	0,85	0,80	0,71	0,45
	Dmax(PTV)	0,97	0,60	0,65	0,58	0,60	0,35
	V105%(PTV)	0,54	0,45	0,20	0,99	0,21	0,11
	V107%(PTV)	0,53	0,32	0,97	0,14	0,51	0,34
	V50Gy(Rakko)	0,82	0,79	0,98	0,97	0,80	0,76
	V65Gy(Rakko)	0,89	0,71	0,88	0,84	0,79	0,62
	V50Gy(Rectum)	0,13	0,31	0,91	0,61	0,18	0,39
	V60Gy(Rectum)	0,27	0,40	0,85	0,85	0,39	0,53
	V70Gy(Rectum)	0,56	0,66	0,87	0,91	0,70	0,79
	V75Gy(Rectum)	0,86	0,96	0,95	0,82	0,91	0,92
Molemmat	D98%(PTV)	0,0068**	0,00041**	0,56	0,73	0,29	0,23
	Dmax(PTV)	0,21	0,44	0,45	0,12	0,13	0,77
	V105%(PTV)	0,16	0,22	0,44	0,25	0,26	0,98
	V107%(PTV)	0,36	0,39	0,41	0,38	0,37	0,78
	V50Gy(Rakko)	0,26	0,69	0,85	0,38	0,32	0,84
	V65Gy(Rakko)	0,32	0,60	0,90	0,56	0,36	0,68
	V50Gy(Rectum)	0,064	0,22	0,86	0,28	0,073	0,26
	V60Gy(Rectum)	0,091	0,31	0,90	0,32	0,099	0,34
	V70Gy(Rectum)	0,18	0,44	0,97	0,52	0,18	0,46
	V75Gy(Rectum)	0,52	0,67	0,96	0,95	0,48	0,64

Prostata, *PTV*, *Rectum*, *Rakko* ja proteesin tekniikkakohtaiset keskimääräiset DVH:t on esitetty liitteessä B. Keskihajontoja ei ole esitetty keskimääräisissä DVH:ssa, koska potilaiden DVH:t erosivat melko paljon toisistaan ja keskihajonnan esittäminen olisi saanut kuvaajista vaikealukuisen. Tämän vuoksi liitteissä C, D ja E on tekniikka- ja rakennekohtaisesti potilaiden DVH:t kuvaten annoksien hajontaa potilaiden välillä.

Yksipuolisen proteesin tapauksissa kohdealueen, *Prostata* ja *PTV*, DVH:ssa oli vain vähän hajontaa potilaiden välillä kaikilla tekniikoilla. Kohdealueen keskimääräiset DVH:t olivat hieman parempia VMATonly- ja VMATautoavoid-tekniikoilla verrattuna VMATavoid- ja VMAT+stat-tekniikoihin. Myös kriittisten elinten annosta saatiin paremmin minimoitua VMATonly- ja VMATautoavoid-tekniikoilla kuin VMATavoid- ja VMAT+stat-tekniikoilla. Kuitenkin kaikilla tekniikoilla kriittisten elinten annosjakaumissa oli melko paljon hajontaa potilaiden välillä.

Molemminpuoleisen proteesin tapauksessa eri tekniikoiden rakenteiden keskimääräisissä DVH:ssa oli enemmän eroavaisuutta kuin yksipuolisen proteesin tapauksissa. Potilailla, joilla proteesi oli molemmissa lonkissa, keskimääräisesti kohdealueen parhaimmat DVH:t saatiin VMATonly- ja VMATautoavoid-tekniikoilla. Selkeästi loivimmin kohdealueen keskimääräiset DVH käyrät laskivat 100% annostilavuudesta 0% annostilavuuteen VMATavoid-tekniikalla. Kriittisiin elimiin keskimäärin eniten annosta kertyi VMATavoid-tekniikalla. Myös VMAT+stat-tekniikalla kriittisiin elimiin kertyi melko paljon annosta. Paras keskimääräinen DVH kriittisille elimille saatiin VMATonly-tekniikalla, ja myös VMATautoavoid-tekniikalla saatiin kriittisten elinten annosta melko hyvin minimoitua.

Potilailla, joilla oli proteesi molemmissa lonkissa, oikeanpuoleinen proteesi sai keskimäärin hieman enemmän annosta kuin vasemmanpuoleinen proteesi. Yleisesti sekä potilailla, joilla oli yksi proteesi tai potilailla, joilla oli proteesi molemmissa lonkissa, proteesit saivat keskimäärin eniten annosta VMAT+stat-tekniikalla ja toiseksi eniten VMATonly-tekniikalla. Selvästi vähiten annosta proteesille kertyi VMATavoid-tekniikalla. Myöskin VMATautoavoid-tekniikalla saatiin melko hyvin minimoitua annosta proteesissa.

Yhteenvetona kaikilla tekniikoilla rakenteiden *Rectum* ja *Rakko* DVH:ssa oli melko suurta hajontaa potilaiden välillä ja tämän vuoksi kyseiseisten rakenteiden keskimääräisillä DVH:lla oli melko suuret virhemarginaalit. Potilaskohtaisesti eri tekniikoita tarkasteltaessa havaittiin, että yhtä lukuun ottamatta kaikilla potilailla rakenteen *Rectum* annos oli huonoin VMATavoid-tekniikalla. VMATonly- ja VMATautoavoid-

tekniikoilla suurimmalla osalla potilaista *Rectum*:n annosta saatiin hyvin minimoitua. Vastaava oli huomattavissa myös rakenteen *Rakko* kohdalla. Potilaskohtaisesti VMATonly- ja VMATautoavoid-tekniikoilla rakenteen *Rakko* DVH:t olivat yleisesti parempia kuin VMAT+stat- ja VMATavoid-tekniikoilla. DVH:ien mukaan VMATonly ja VMATautoavoid olisivat siis hieman parempia kuin VMATavoid ja VMAT+stat.

Proteesin tai proteesien siirtäminen muutti annoksia lähinnä vain kohdealueessa. Kriittisten elinten annoksiin siirrot eivät vaikuttaneet merkitsevästi. Taulukossa 4 on kaikilla tekniikoilla ja siirroilla saadut keskimääräiset annosparametrit ja niiden keskihajonnat, jotka on määritetty potilaille, joilla oli proteesi oikeassa lonkassa. Vastaavasti taulukossa 5 on potilaiden, joilla oli vasemmassa lonkassa proteesi, annosparametrien keskiarvot ja keskihajonnat. Potilaiden, joilla oli proteesi molemmissa lonkissa, annosparametrien keskiarvot ja keskihajonnat VMATonly- ja VMATavoid-tekniikoille ja siirroille ovat taulukossa 6 ja vastaavat luvut VMAT+stat- ja VMATautoavoid-tekniikoille ovat taulukossa 7.

Potilaiden, joilla oli proteesi oikeassa lonkassa, eri tekniikoiden siirtojen vertailu p-arvojen avulla on taulukossa 8 ja potilaiden, joilla proteesi oli vasemmassa lonkassa, vastaavat p-arvot ovat taulukossa 9. Potilaiden, joilla oli proteesi molemmissa lonkissa, VMATonly- ja VMATavoid-tekniikoilla saadut p-arvot ovat taulukossa 10. Vastaavasti VMAT+stat- ja VMATautoavoid-tekniikoiden p-arvot ovat taulukossa 11.

Siirron vaikutus kohdealueen keskimääräisiin DVH:eihin potilailla, joilla oli oikeassa lonkassa proteesi, on esitetty liitteessä F ja potilailla, joilla oli vasemmassa lonkassa proteesi, liitteessä G. Molemminpuoleisen proteesin tapauksessa siirron vaikutus kohdealueen DVH:eihin eri tekniikoilla on liitteessä H.

Taulukko 4. Potilailla, joilla proteesi oli oikeassa lonkassa, siirron vaikutus eri tekniikoilla kohdealueen annosparametreihin. Tekn. = tekniikka, 1 = VMATonly, 2 = VMATavoid, 3 = VMAT+stat, 4 = VMATautoavoid

		D98%(Prostata)	D98%(PTV)	Dmax(PTV)	V105%(PTV)	V107%(PTV)
Tekn.	Siirto	KA ± SD [Gy]	KA ± SD [Gy]	KA ± SD [Gy]	KA ± SD [%]	KA ± SD [%]
1	-1,5	78,0 ± 0,2	75,1 ± 0,5	83,2 ± 0,7	0,1 ± 0,1	0,0 ± 0,0
	-1,0	78,0 ± 0,2	75,1 ± 0,4	83,1 ± 0,7	0,1 ± 0,1	0,0 ± 0,0
	-0,5	78,0 ± 0,1	75,1 ± 0,4	83,1 ± 0,7	0,1 ± 0,1	0,0 ± 0,0
	0,0	78,0 ± 0,0	75,1 ± 0,4	83,2 ± 0,6	0,0 ± 0,1	0,0 ± 0,0
	0,5	78,1 ± 0,1	75,2 ± 0,4	83,3 ± 0,6	0,1 ± 0,1	0,0 ± 0,0
	1,0	78,1 ± 0,1	75,2 ± 0,5	83,4 ± 0,7	0,1 ± 0,1	0,0 ± 0,0
	1,5	78,1 ± 0,2	75,3 ± 0,5	83,6 ± 0,7	0,1 ± 0,1	0,0 ± 0,0
2	-1,5	78,0 ± 0,0	74,5 ± 0,3	83,3 ± 0,8	0,1 ± 0,2	0,0 ± 0,0
	-1,0	78,0 ± 0,0	74,5 ± 0,3	83,3 ± 0,8	0,1 ± 0,2	0,0 ± 0,0
	-0,5	78,0 ± 0,0	74,5 ± 0,3	83,3 ± 0,8	0,1 ± 0,2	0,0 ± 0,0
	0,0	78,0 ± 0,0	74,5 ± 0,3	83,3 ± 0,8	0,1 ± 0,2	0,0 ± 0,0
	0,5	78,0 ± 0,0	74,5 ± 0,3	83,3 ± 0,8	0,1 ± 0,2	0,0 ± 0,0
	1,0	78,0 ± 0,0	74,5 ± 0,3	83,3 ± 0,8	0,1 ± 0,2	0,0 ± 0,0
	1,5	78,0 ± 0,0	74,5 ± 0,3	83,3 ± 0,8	0,1 ± 0,2	0,0 ± 0,0
3	-1,5	77,4 ± 1,1	74,1 ± 1,0	85,9 ± 0,8	15,4 ± 2,0	1,7 ± 0,6
	-1,0	77,5 ± 0,9	74,3 ± 0,5	85,2 ± 1,0	8,0 ± 1,0	0,3 ± 0,3
	-0,5	77,8 ± 0,5	74,6 ± 0,4	83,9 ± 1,3	1,3 ± 0,9	0,0 ± 0,1
	0,0	78,0 ± 0,0	74,7 ± 0,4	83,1 ± 0,8	0,1 ± 0,2	0,0 ± 0,0
	0,5	77,5 ± 0,6	74,6 ± 0,4	83,5 ± 0,5	1,1 ± 0,9	0,0 ± 0,0
	1,0	76,8 ± 1,2	74,3 ± 0,4	84,5 ± 0,5	6,7 ± 3,7	0,2 ± 0,4
	1,5	76,4 ± 1,7	74,1 ± 0,7	85,2 ± 0,5	12,4 ± 6,6	1,0 ± 1,1
4	-1,5	77,9 ± 0,1	75,2 ± 0,4	82,8 ± 0,7	0,0 ± 0,1	0,0 ± 0,0
	-1,0	78,0 ± 0,1	75,2 ± 0,4	82,9 ± 0,7	0,0 ± 0,1	0,0 ± 0,0
	-0,5	78,0 ± 0,1	75,2 ± 0,4	82,9 ± 0,7	0,0 ± 0,1	0,0 ± 0,0
	0,0	78,0 ± 0,0	75,2 ± 0,4	82,9 ± 0,7	0,0 ± 0,1	0,0 ± 0,0
	0,5	78,0 ± 0,1	75,2 ± 0,4	82,9 ± 0,7	0,0 ± 0,1	0,0 ± 0,0
	1,0	78,0 ± 0,1	75,2 ± 0,4	82,9 ± 0,7	0,0 ± 0,1	0,0 ± 0,0
	1,5	78,0 ± 0,1	75,2 ± 0,4	82,9 ± 0,7	0,0 ± 0,1	0,0 ± 0,0

Proteesia liikuteltaessa yksipuoleisen proteesin tapauksessa keskimääräiset annosparametrit vaihtelivat eniten VMAT+stat-tekniikalla. Kun proteesia siirrettiin VMAT+stat-tekniikalla, PTV:n annosmaksimi kohosi ja V105%(PTV) ja V107%(PTV) menivät suurempaan tilavuuteen. Myöskin D98%(Prostata) annos pieneni jonkun verran, mitä enemmän proteesia siirrettiin. Muilla tekniikoilla proteesin siirto ei juurikaan muuttanut keskimääräisiä annosparametreja. Siirroista vähiten muutoksia keskimääräisiin annosparametreihin aiheutui VMATavoid-tekniikalla.

Taulukko 5. Potilailla, joilla proteesi oli vasemmassa lonkassa, siirron vaikutus eri tekniikoilla kohdealueen annosparametreihin. Tekn. = tekniikka, 1 = VMATonly, 2 = VMATavoid, 3 = VMAT+stat, 4 = VMATautoavoid

		D98%(Prostata)	D98%(PTV)	Dmax(PTV)	V105%(PTV)	V107%(PTV)
Tekn.	Siirto	KA ± SD [Gy]	KA ± SD [Gy]	KA ± SD [Gy]	KA ± SD [%]	KA ± SD [%]
1	-1,5	77,9 ± 0,2	74,9 ± 0,5	83,7 ± 0,6	0,2 ± 0,2	0,0 ± 0,0
	-1,0	78,0 ± 0,2	75,0 ± 0,5	83,6 ± 0,7	0,2 ± 0,2	0,0 ± 0,0
	-0,5	78,0 ± 0,1	75,0 ± 0,5	83,5 ± 0,8	0,2 ± 0,2	0,0 ± 0,0
	0,0	78,0 ± 0,0	75,0 ± 0,5	83,4 ± 0,8	0,1 ± 0,2	0,0 ± 0,0
	0,5	78,0 ± 0,1	75,0 ± 0,5	83,4 ± 0,8	0,2 ± 0,2	0,0 ± 0,0
	1,0	77,9 ± 0,2	75,0 ± 0,5	83,4 ± 0,7	0,2 ± 0,3	0,0 ± 0,0
	1,5	77,8 ± 0,3	75,0 ± 0,5	83,5 ± 0,7	0,2 ± 0,3	0,0 ± 0,0
2	-1,5	78,0 ± 0,0	74,9 ± 0,5	83,5 ± 0,6	0,2 ± 0,3	0,0 ± 0,0
	-1,0	78,0 ± 0,0	74,9 ± 0,5	83,5 ± 0,6	0,2 ± 0,3	0,0 ± 0,0
	-0,5	78,0 ± 0,0	74,9 ± 0,5	83,5 ± 0,7	0,2 ± 0,3	0,0 ± 0,0
	0,0	78,0 ± 0,0	74,9 ± 0,5	83,4 ± 0,6	0,2 ± 0,3	0,0 ± 0,0
	0,5	78,0 ± 0,0	74,9 ± 0,5	83,5 ± 0,6	0,2 ± 0,3	0,0 ± 0,0
	1,0	78,0 ± 0,0	74,9 ± 0,5	83,5 ± 0,6	0,2 ± 0,3	0,0 ± 0,0
	1,5	78,0 ± 0,0	74,9 ± 0,5	83,5 ± 0,6	0,2 ± 0,3	0,0 ± 0,0
3	-1,5	77,7 ± 0,7	74,4 ± 1,2	86,1 ± 1,0	14,1 ± 10,9	2,8 ± 3,7
	-1,0	77,7 ± 0,7	74,5 ± 1,0	85,1 ± 0,9	7,9 ± 6,1	0,5 ± 0,5
	-0,5	78,0 ± 0,4	74,7 ± 0,6	84,0 ± 0,5	1,4 ± 0,7	0,0 ± 0,0
	0,0	78,0 ± 0,0	74,8 ± 0,3	83,7 ± 0,8	0,2 ± 0,2	0,0 ± 0,0
	0,5	77,4 ± 0,4	74,8 ± 0,3	84,4 ± 0,6	2,1 ± 3,1	0,0 ± 0,1
	1,0	76,8 ± 0,5	74,5 ± 0,5	85,3 ± 0,9	6,7 ± 8,0	1,1 ± 2,2
	1,5	76,3 ± 0,5	74,2 ± 0,6	86,3 ± 0,9	11,9 ± 11,9	3,0 ± 4,8
4	-1,5	77,9 ± 0,1	75,0 ± 0,4	83,2 ± 0,9	0,0 ± 0,1	0,0 ± 0,0
	-1,0	78,0 ± 0,1	75,0 ± 0,4	83,2 ± 0,9	0,0 ± 0,1	0,0 ± 0,0
	-0,5	78,0 ± 0,1	75,0 ± 0,5	83,2 ± 0,9	0,0 ± 0,1	0,0 ± 0,0
	0,0	78,0 ± 0,0	75,0 ± 0,5	83,2 ± 0,9	0,0 ± 0,1	0,0 ± 0,0
	0,5	78,0 ± 0,0	75,0 ± 0,5	83,2 ± 1,0	0,0 ± 0,1	0,0 ± 0,0
	1,0	78,0 ± 0,1	75,0 ± 0,5	83,2 ± 1,0	0,0 ± 0,1	0,0 ± 0,0
	1,5	78,0 ± 0,1	75,0 ± 0,5	83,2 ± 1,0	0,1 ± 0,1	0,0 ± 0,0

Kaikilla tekniikoilla potilaiden, joilla proteesi oli molemmissa lonkissa, keskimääräisiin annosparametreihin vaikutti enemmän molempien proteesien yhtäaikainen siirto kuin se, että vain toista proteesia olisi siirretty. Eniten siirto aiheutti muutosta VMAT+stat-tekniikalla, millä mitä enemmän proteesia tai proteeseja siirrettiin, sitä huonommin kriteeri D98%(Prostata) = 100% jäi toteutumatta. Myös kriteeri D98%(PTV) = 95% hoitoannoksesta eli 74,1 Gy ei toteutunut joka siirrolla kyseisellä tekniikalla. Proteesia tai proteeseja siirrettäessä VMAT+stat-hoitotekniikalla PTV:n annosmaksimi, V105%(PTV) ja V107%(PTV) kasvoivat selkeästi. Muilla tekniikoilla siirrot vaikuttivat vain vähäisesti keskimääräisiin annosparametreihin ja kaikista vähiten siiroilla oli vaikutusta VMATavoid-tekniikalla.

Taulukko 6. Potilailla, joilla molemmissa lonkissa oli proteesi, siirron vaikutus VMATonly- ja VMATavoid-tekniikoilla kohdealueen annosparametreihin. Siirroissa m = molempia proteeseja liikutetaan, o = vain oikean lonkan proteesia liikutetaan ja v = vain vasemman lonkan proteesia liikutetaan, Tekn. = tekniikka, 1 = VMATonly, 2 = VMATavoid

		D98%(Prostata)	D98%(PTV)	Dmax(PTV)	V105%(PTV)	V107%(PTV)
Tekn.	Siirto	KA ± SD [Gy]	KA ± SD [Gy]	KA ± SD [Gy]	KA ± SD [%]	KA ± SD [%]
1	-1,5m	77,9 ± 0,4	74,9 ± 0,3	84,7 ± 1,1	2,5 ± 3,4	0,1 ± 0,2
	-1,0m	78,0 ± 0,3	75,0 ± 0,2	84,6 ± 0,8	1,5 ± 1,9	0,0 ± 0,1
	-0,5m	78,1 ± 0,2	75,1 ± 0,1	84,5 ± 0,6	0,8 ± 0,9	0,0 ± 0,1
	0,0	78,0 ± 0,0	75,1 ± 0,1	84,2 ± 0,4	0,5 ± 0,5	0,0 ± 0,0
	0,5m	78,0 ± 0,2	75,3 ± 0,2	84,5 ± 0,5	1,1 ± 1,3	0,0 ± 0,1
	1,0m	77,9 ± 0,2	75,3 ± 0,2	84,8 ± 0,7	2,4 ± 2,7	0,1 ± 0,2
	1,5m	77,8 ± 0,3	75,3 ± 0,3	85,2 ± 0,9	4,4 ± 4,2	0,5 ± 0,9
	-1,5o	77,9 ± 0,3	75,1 ± 0,2	84,5 ± 1,0	1,6 ± 2,0	0,0 ± 0,1
	-1,0o	78,0 ± 0,2	75,1 ± 0,2	84,4 ± 0,8	1,0 ± 1,2	0,0 ± 0,1
	-0,5o	78,1 ± 0,1	75,1 ± 0,1	84,4 ± 0,6	0,6 ± 0,7	0,0 ± 0,1
	0,5o	78,0 ± 0,1	75,2 ± 0,1	84,5 ± 0,5	1,0 ± 1,0	0,1 ± 0,1
	1,0o	78,0 ± 0,2	75,2 ± 0,2	84,8 ± 0,7	1,7 ± 1,9	0,1 ± 0,1
	1,5o	77,9 ± 0,3	75,2 ± 0,2	85,1 ± 0,8	2,8 ± 2,8	0,2 ± 0,4
	-1,5v	78,0 ± 0,2	75,0 ± 0,2	84,4 ± 0,5	0,8 ± 1,0	0,0 ± 0,0
	-1,0v	78,0 ± 0,2	75,1 ± 0,1	84,4 ± 0,5	0,6 ± 0,7	0,0 ± 0,0
	-0,5v	78,0 ± 0,1	75,1 ± 0,1	84,3 ± 0,5	0,5 ± 0,6	0,0 ± 0,0
	0,5v	78,0 ± 0,1	75,2 ± 0,2	84,3 ± 0,4	0,6 ± 0,7	0,0 ± 0,0
	1,0v	78,0 ± 0,1	75,2 ± 0,2	84,3 ± 0,5	0,8 ± 1,1	0,0 ± 0,1
	1,5v	78,0 ± 0,1	75,2 ± 0,2	84,3 ± 0,6	1,3 ± 1,8	0,1 ± 0,2
2	-1,5m	78,0 ± 0,0	74,3 ± 0,4	85,1 ± 1,2	11,5 ± 14,5	2,1 ± 4,5
	-1,0m	78,0 ± 0,0	74,3 ± 0,4	85,1 ± 1,2	11,5 ± 14,5	2,1 ± 4,5
	-0,5m	78,0 ± 0,0	74,4 ± 0,4	85,1 ± 1,2	11,5 ± 14,5	2,1 ± 4,5
	0,0	78,0 ± 0,0	74,4 ± 0,4	85,1 ± 1,2	11,5 ± 14,4	2,1 ± 4,5
	0,5m	78,0 ± 0,0	74,3 ± 0,4	85,1 ± 1,2	11,5 ± 14,5	2,1 ± 4,5
	1,0m	78,0 ± 0,0	74,3 ± 0,4	85,1 ± 1,2	11,5 ± 14,5	2,1 ± 4,5
	1,5m	78,0 ± 0,0	74,3 ± 0,4	85,1 ± 1,2	11,5 ± 14,5	2,1 ± 4,5
	-1,5o	78,0 ± 0,0	74,3 ± 0,4	85,1 ± 1,2	11,5 ± 14,5	2,1 ± 4,5
	-1,0o	78,0 ± 0,0	74,3 ± 0,4	85,1 ± 1,2	11,5 ± 14,5	2,1 ± 4,5
	-0,5o	78,0 ± 0,0	74,4 ± 0,4	85,1 ± 1,2	11,5 ± 14,5	2,1 ± 4,5
	0,5o	78,0 ± 0,0	74,4 ± 0,4	85,1 ± 1,2	11,5 ± 14,5	2,1 ± 4,5
	1,0o	78,0 ± 0,0	74,3 ± 0,4	85,1 ± 1,2	11,5 ± 14,5	2,1 ± 4,5
	1,5o	78,0 ± 0,0	74,3 ± 0,4	85,1 ± 1,2	11,5 ± 14,5	2,1 ± 4,5
	-1,5v	78,0 ± 0,0	74,3 ± 0,4	85,1 ± 1,2	11,5 ± 14,5	2,1 ± 4,5
	-1,0v	78,0 ± 0,0	74,4 ± 0,4	85,1 ± 1,2	11,5 ± 14,5	2,1 ± 4,5
	-0,5v	78,0 ± 0,0	74,4 ± 0,4	85,1 ± 1,2	11,5 ± 14,5	2,1 ± 4,5
	0,5v	78,0 ± 0,0	74,4 ± 0,4	85,1 ± 1,2	11,5 ± 14,5	2,1 ± 4,5
	1,0v	78,0 ± 0,0	74,4 ± 0,4	85,1 ± 1,2	11,5 ± 14,5	2,1 ± 4,5
	1,5v	78,0 ± 0,0	74,3 ± 0,4	85,1 ± 1,2	11,5 ± 14,5	2,1 ± 4,5

Taulukko 7. Potilailla, joilla molemmissa lonkissa oli proteesi, siirron vaikutus VMAT+stat- ja VMATautoavoid-tekniikoilla kohdealueen annosparametreihin. Siirroissa m = molempia proteeseja liikutetaan, o = vain oikean lonkan proteesia liikutetaan ja v = vain vasemman lonkan proteesia liikutetaan, Tekn. = tekniikka, 3 = VMAT+stat, 4 = VMATautoavoid

		D98%(Prostata)	D98%(PTV)	Dmax(PTV)	V105%(PTV)	V107%(PTV)
Tekn.	Siirto	KA ± SD [Gy]	KA ± SD [Gy]	KA ± SD [Gy]	KA ± SD [%]	KA ± SD [%]
3	-1,5m	76,4 ± 2,0	72,4 ± 1,8	89,3 ± 1,7	43,4 ± 11,1	29,6 ± 10,4
	-1,0m	76,4 ± 1,3	72,8 ± 1,0	87,7 ± 1,6	33,4 ± 9,8	17,4 ± 8,7
	-0,5m	77,1 ± 0,6	73,8 ± 0,4	85,7 ± 1,6	15,8 ± 9,6	4,1 ± 4,9
	0,0	78,0 ± 0,0	74,3 ± 0,3	84,0 ± 0,7	2,8 ± 3,7	0,1 ± 0,3
	0,5m	76,9 ± 0,4	74,2 ± 0,6	85,7 ± 1,2	7,0 ± 4,5	0,8 ± 0,8
	1,0m	75,2 ± 0,4	73,1 ± 0,3	87,3 ± 2,4	24,2 ± 12,6	8,8 ± 5,3
	1,5m	74,1 ± 1,5	71,7 ± 0,5	88,5 ± 2,4	35,5 ± 15,1	21,1 ± 10,5
	-1,5o	77,3 ± 1,3	73,8 ± 1,2	86,3 ± 1,4	21,3 ± 11,9	5,3 ± 7,1
	-1,0o	77,3 ± 1,0	74,0 ± 0,7	85,8 ± 1,5	13,7 ± 9,7	2,3 ± 3,7
	-0,5o	77,6 ± 0,5	74,2 ± 0,4	84,7 ± 1,5	6,7 ± 6,4	0,9 ± 1,8
	0,5o	77,8 ± 0,3	74,4 ± 0,4	84,6 ± 0,9	1,8 ± 1,5	0,05 ± 0,1
	1,0o	77,4 ± 0,3	74,2 ± 0,4	85,4 ± 1,5	5,0 ± 3,3	0,3 ± 0,4
	1,5o	77,1 ± 1,0	73,9 ± 0,4	86,0 ± 1,6	11,7 ± 6,4	1,5 ± 1,8
	-1,5v	77,6 ± 0,6	73,7 ± 0,8	86,6 ± 1,2	26,2 ± 13,8	8,4 ± 7,6
	-1,0v	77,4 ± 0,5	73,7 ± 0,6	85,3 ± 1,0	16,9 ± 11,0	3,9 ± 4,6
	-0,5v	77,6 ± 0,3	74,1 ± 0,2	84,3 ± 1,3	8,1 ± 7,1	1,2 ± 2,0
	0,5v	77,7 ± 0,5	74,3 ± 0,5	85,0 ± 0,9	2,8 ± 2,2	0,2 ± 0,3
	1,0v	76,7 ± 0,6	74,0 ± 0,4	85,8 ± 1,3	9,8 ± 9,0	1,6 ± 1,8
	1,5v	76,2 ± 0,8	73,5 ± 0,5	86,3 ± 1,3	18,0 ± 13,0	4,7 ± 4,7
4	-1,5m	77,8 ± 0,3	74,7 ± 0,9	83,4 ± 1,0	1,9 ± 4,2	0,0 ± 0,1
	-1,0m	77,9 ± 0,2	74,8 ± 0,9	83,5 ± 1,1	2,3 ± 5,0	0,0 ± 0,1
	-0,5m	78,0 ± 0,1	74,8 ± 0,9	83,7 ± 1,3	2,5 ± 5,6	0,1 ± 0,2
	0,0	78,0 ± 0,0	74,9 ± 0,9	83,8 ± 1,3	2,7 ± 6,0	0,1 ± 0,2
	0,5m	78,0 ± 0,1	74,9 ± 1,0	83,9 ± 1,2	2,9 ± 6,3	0,1 ± 0,2
	1,0m	78,0 ± 0,1	74,9 ± 0,9	83,9 ± 1,2	2,8 ± 6,1	0,1 ± 0,2
	1,5m	78,0 ± 0,1	74,9 ± 0,9	84,0 ± 1,2	2,6 ± 5,5	0,1 ± 0,2
	-1,5o	77,9 ± 0,2	74,8 ± 0,9	83,5 ± 1,0	2,3 ± 5,1	0,0 ± 0,1
	-1,0o	78,0 ± 0,1	74,8 ± 0,9	83,7 ± 1,2	2,5 ± 5,6	0,1 ± 0,2
	-0,5o	78,0 ± 0,1	74,9 ± 0,9	83,7 ± 1,3	2,7 ± 5,9	0,1 ± 0,2
	0,5o	78,0 ± 0,2	74,9 ± 0,9	83,8 ± 1,3	2,7 ± 6,0	0,1 ± 0,2
	1,0o	78,0 ± 0,1	74,9 ± 0,9	83,9 ± 1,2	2,6 ± 5,8	0,1 ± 0,2
	1,5o	78,0 ± 0,1	74,9 ± 0,9	83,9 ± 1,2	2,4 ± 5,3	0,1 ± 0,2
	-1,5v	77,9 ± 0,2	74,8 ± 0,9	83,5 ± 1,1	2,1 ± 4,6	0,0 ± 0,1
	-1,0v	77,9 ± 0,1	74,8 ± 0,9	83,6 ± 1,2	2,3 ± 5,2	0,0 ± 0,1
	-0,5v	78,0 ± 0,1	74,9 ± 0,9	83,7 ± 1,3	2,6 ± 5,7	0,1 ± 0,2
	0,5v	78,0 ± 0,1	74,9 ± 1,0	83,8 ± 1,3	2,9 ± 6,3	0,1 ± 0,2
	1,0v	78,0 ± 0,1	74,9 ± 1,0	83,9 ± 1,2	2,9 ± 6,3	0,1 ± 0,2
	1,5v	78,0 ± 0,1	74,9 ± 0,9	83,9 ± 1,2	2,8 ± 6,1	0,1 ± 0,2

Keskimääräisissä annosparametreissa oli siis huomattavissa, että VMAT+stat-tekniikalla siirrot vaikuttivat eniten verrattuna muihin tekniikoihin. Siirrot vaikuttivat keskimääräisiin annosparametreihin myös tilastollisesti merkitsevästi VMAT+stat-tekniikalla sekä yksipuoleisen että molemminpuoleisen proteesin tapauksessa. Lisäksi potilailla, joilla oli proteesi oikeassa lonkassa, VMATonly-tekniikalla saatiin tilastollisesti melkein merkitsevä ero annosparametriin D98%(Prostata), kun proteesia siirrettiin ventraalisuunnassa 0,5 cm. Potilailla, joilla oli vasemmassa lonkassa proteesi, VMATautoavoid-tekniikalla annosparametriin D98%(Prostata) tilastollisesti melkein merkitsevä ero saatiin 0,5 cm siirrolla ja tilastollisesti merkitsevä ero 1,0 cm ja 1,5 cm siirroilla. Molemminpuoleisen proteesin tapauksessa VMATonly-tekniikalla molempien proteesien siirrot 0,5 cm ja 1,0 cm ventraalisuunnassa aiheutti tilastollisesti melkein merkitsevän eron D98%(PTV) annosparametriin.

Taulukko 8. Vertailu p-arvojen avulla, vaikuttaako siirto kohdealueen annos- ja tilavuusrajoihin potilailla, joilla oli proteesi oikeassa lonkassa. Tekn. = tekniikka, ** = p $\leq$ 0,01

Tekn.	Alue	0,0 $\Leftrightarrow$ −1,5	0,0 $\Leftrightarrow$ −1,0	0,0 $\Leftrightarrow$ −0,5	0,0 $\Leftrightarrow$ 0,5	0,0 $\Leftrightarrow$ 1,0	0,0 $\Leftrightarrow$ 1,5
VMATonly	D98%(Prostata)	0,86	0,91	0,47	0,020*	0,069	0,24
	D98%(PTV)	0,93	0,99	0,94	0,77	0,67	0,60
	Dmax(PTV)	0,97	0,97	0,91	0,67	0,50	0,33
	V105%(PTV)	0,29	0,48	0,67	0,55	0,15	0,06
	V107%(PTV)	0,80	1,00	0,94	0,73	0,56	0,49
VMATavoid	D98%(Prostata)	0,66	0,54	0,57	0,093	0,13	0,56
	D98%(PTV)	0,98	1,00	1,00	0,99	1,00	1,00
	Dmax(PTV)	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00
	V105%(PTV)	1,00	1,00	1,00	0,99	1,00	1,00
	V107%(PTV)	0,99	0,99	0,99	0,99	1,00	1,00
VMAT+stat	D98%(Prostata)	0,26	0,25	0,43	0,083	0,090	0,087
	D98%(PTV)	0,22	0,25	0,76	0,68	0,14	0,12
	Dmax(PTV)	< 0,001	0,0065**	0,24	0,35	0,011*	0,0018**
	V105%(PTV)	< 0,001	< 0,001	0,035*	0,066	0,028*	0,014*
	V107%(PTV)	0,0017**	0,085	0,37	0,86	0,23	0,092
VMATautoavoid	D98%(Prostata)	0,079	0,057	0,068	0,58	0,67	0,74
	D98%(PTV)	0,78	0,91	0,97	1,00	1,00	1,00
	Dmax(PTV)	0,77	0,89	0,94	0,97	1,00	1,00
	V105%(PTV)	0,74	0,83	0,93	0,95	0,91	0,88
	V107%(PTV)	0,62	0,82	0,96	1,00	1,00	1,00

Taulukko 9. Vertailu p-arvojen avulla, vaikuttaako siirto kohdealueen annos- ja tilavuusrajoihin potilailla, joilla oli proteesi vasemmassa lonkassa. Tekn. = tekniikka, * = p ≤ 0,05, ** = p ≤ 0,01

Tekn.	Alue	0,0 ⇔ −1,5	0,0 ⇔ −1,0	0,0 ⇔ −0,5	0,0 ⇔ 0,5	0,0 ⇔ 1,0	0,0 ⇔ 1,5
VMATonly	D98%(Prostata)	0,50	0,95	0,25	0,82	0,30	0,20
	D98%(PTV)	0,94	1,00	0,89	0,82	0,81	0,80
	Dmax(PTV)	0,48	0,67	0,85	0,98	1,00	0,84
	V105%(PTV)	0,30	0,65	0,78	0,75	0,63	0,42
	V107%(PTV)	0,62	0,82	1,00	0,80	0,67	0,58
VMATavoid	D98%(Prostata)	0,21	0,27	0,35	0,37	0,40	0,35
	D98%(PTV)	0,99	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00
	Dmax(PTV)	0,94	0,94	0,97	0,94	0,94	0,94
	V105%(PTV)	0,99	1,00	0,99	0,99	0,99	0,99
	V107%(PTV)	0,94	0,94	0,94	0,94	0,94	0,94
VMAT+stat	D98%(Prostata)	0,39	0,34	0,84	0,020*	0,0046**	0,0017**
	D98%(PTV)	0,44	0,43	0,72	0,82	0,16	0,050*
	Dmax(PTV)	0,0025**	0,027*	0,53	0,13	0,013*	0,0011**
	V105%(PTV)	0,045*	0,046*	0,013*	0,24	0,15	0,092
	V107%(PTV)	0,16	0,089	0,27	0,31	0,30	0,24
VMATautoavoid	D98%(Prostata)	0,100	0,087	0,14	0,020*	0,014*	0,0087**
	D98%(PTV)	0,85	0,95	1,00	0,98	0,98	1,00
	Dmax(PTV)	1,00	0,98	0,98	0,98	0,96	0,92
	V105%(PTV)	0,72	0,78	0,88	0,89	0,83	0,78
	V107%(PTV)	0,87	0,87	0,90	0,91	0,91	0,89

Yksipuoleisen proteesin tapauksessa keskimääräisiin kohdealueen DVH:eihin proteesin siirto vaikutti eniten VMAT+stat-tekniikalla. VMATavoid-tekniikalla proteesin siirto ei vaikuttanut keskimäärin lainkaan kohdealueen annoksiin. VMATonly- ja VMATautoavoid-tekniikoilla proteesin siirto aiheutti vain vähäisiä muutoksia kohdealueen keskimääräisiin DVH:eihin.

Potilailla, joilla oli proteesi molemmissa lonkissa, yhden proteesin siirto vaikutti vähemmän keskimääräisiin kohdealueen DVH:eihin kuin molempien proteesien siirto. Kuitenkin sirrettäessä vain yhtä proteesia tai molempia proteeseja, eniten siirto vaikutti VMAT+stat-tekniikalla kohdealueen annoksiin. VMATavoid-tekniikalla proteesin tai proteesien siirrot eivät vaikuttaneet ollenkaan keskimääräisiin kohdealueen DVH:eihin. VMATonly- ja VMATautoavoid-tekniikoilla proteesin tai proteesien siirrot eivät vaikuttaneet merkitsevästi keskimääräisiin DVH:eihin.

Yhteenvetona riippumatta siitä, oliko potilaalla proteesi vain toisessa lonkassa vai molemmissa lonkissa, siirrot vaikuttivat kohdealueen annoksiin eniten VMAT+stat-tekniikalla ja vähiten VMATavoid-tekniikalla. Myöskään VMATonly- ja VMAT-

autoavoid-tekniikoilla siirrot eivät vaikuttaneet suuresti annokseen. Näin ollen voidaan todeta, mitä enemmän tekniikalla säteilytettiin kohdealuetta proteesin tai proteesien läpi, sitä enemmän proteesin tai proteesien siirto vaikutti.

Taulukko 10. Vertailu p-arvojen avulla, vaikuttaako siirto kohdealueen annosja tilavuusrajoihin potilailla, joilla oli proteesi molemmissa lonkissa. Tekn. = tekniikka, Siir. = Siirrettävä proteesi, Oik = oikean lonkan proteesia liikutetaan, Vas = vasemman lonkas proteesia liikutetaan, Mol = molempia proteeseja liikutetaan, * = $p \leq 0{,}05$, ** = $p \leq 0{,}01$

Tekn.	Siir.	Alue	0,0 ⇔ −1,5	0,0 ⇔ −1,0	0,0 ⇔ −0,5	0,0 ⇔ 0,5	0,0 ⇔ 1,0	0,0 ⇔ 1,5
VMATonly	Oik	D98%(Prostata)	0,63	0,97	0,19	0,35	0,79	0,60
		D98%(PTV)	0,28	0,71	0,57	0,089	0,11	0,19
		Dmax(PTV)	0,59	0,62	0,67	0,27	0,16	0,080
		V105%(PTV)	0,29	0,38	0,61	0,38	0,20	0,13
		V107%(PTV)	0,24	0,35	0,62	0,34	0,25	0,26
	Vas	D98%(Prostata)	0,61	0,95	0,30	0,75	0,47	0,35
		D98%(PTV)	0,11	0,26	0,90	0,18	0,11	0,086
		Dmax(PTV)	0,50	0,61	0,72	0,95	0,91	0,79
		V105%(PTV)	0,49	0,63	0,84	0,77	0,52	0,36
		V107%(PTV)	0,58	0,71	0,83	0,97	0,56	0,36
	Mol	D98%(Prostata)	0,44	0,81	0,29	0,55	0,37	0,17
		D98%(PTV)	0,070	0,12	0,68	0,029*	0,044*	0,096
		Dmax(PTV)	0,38	0,45	0,49	0,27	0,16	0,064
		V105%(PTV)	0,26	0,28	0,43	0,30	0,18	0,10
		V107%(PTV)	0,26	0,25	0,45	0,33	0,28	0,27
VMATavoid	Oik	D98%(Prostata)	0,52	0,64	0,80	1,00	1,00	0,52
		D98%(PTV)	0,99	1,00	1,00	1,00	0,99	0,97
		Dmax(PTV)	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00
		V105%(PTV)	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00
		V107%(PTV)	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00
	Vas	D98%(Prostata)	0,28	0,69	0,89	1,00	1,00	0,89
		D98%(PTV)	0,99	1,00	1,00	1,00	1,00	0,99
		Dmax(PTV)	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00
		V105%(PTV)	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00
		V107%(PTV)	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00
	Mol	D98%(Prostata)	0,20	0,66	0,80	1,00	1,00	0,66
		D98%(PTV)	0,99	0,99	1,00	1,00	0,99	0,96
		Dmax(PTV)	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00
		V105%(PTV)	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00
		V107%(PTV)	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00

Taulukko 11. Vertailu p-arvojen avulla, vaikuttaako siirto kohdealueen annos- ja tilavuusrajoihin potilailla, joilla oli proteesi molemmissa lonkissa. Tekn. = tekniikka, Siir. = Siirrettävä proteesi, Oik = oikean lonkan proteesia liikutetaan, Vas = vasemman lonkas proteesia liikutetaan, Mol = molempia proteeseja liikutetaan, * = p $\leq$ 0,05, ** = p $\leq$ 0,01

Tekn.	Siir.	Alue	0,0 $\Leftrightarrow$ −1,5	0,0 $\Leftrightarrow$ −1,0	0,0 $\Leftrightarrow$ −0,5	0,0 $\Leftrightarrow$ 0,5	0,0 $\Leftrightarrow$ 1,0	0,0 $\Leftrightarrow$ 1,5
VMAT+stat	Oik	D98%(Prostata)	0,29	0,18	0,15	0,12	0,010**	0,100
		D98%(PTV)	0,39	0,35	0,77	0,67	0,51	0,063
		Dmax(PTV)	0,015*	0,038*	0,32	0,21	0,11	0,034*
		V105%(PTV)	0,022*	0,063	0,27	0,61	0,33	0,032*
		V107%(PTV)	0,18	0,25	0,41	0,60	0,28	0,14
	Vas	D98%(Prostata)	0,14	0,035*	0,048*	0,17	0,0069**	0,0063**
		D98%(PTV)	0,14	0,087	0,16	0,92	0,11	0,0080**
		Dmax(PTV)	0,0041**	0,035*	0,65	0,081	0,024*	0,011*
		V105%(PTV)	0,016*	0,042*	0,18	0,98	0,16	0,056
		V107%(PTV)	0,069	0,14	0,25	0,43	0,13	0,091
	Mol	D98%(Prostata)	0,15	0,041*	0,021*	0,0030**	< 0,001	0,0039**
		D98%(PTV)	0,077	0,029*	0,027*	0,73	< 0,001	< 0,001
		Dmax(PTV)	< 0,001	0,0029**	0,059	0,023*	0,031*	0,010**
		V105%(PTV)	< 0,001	0,0012**	0,035*	0,13	0,017*	0,0070**
		V107%(PTV)	0,0031**	0,011*	0,14	0,11	0,021*	0,011*
VMATautoavoid	Oik	D98%(Prostata)	0,21	0,26	0,42	0,12	0,23	0,65
		D98%(PTV)	0,93	0,98	1,00	0,99	0,99	1,00
		Dmax(PTV)	0,68	0,89	0,95	0,97	0,92	0,92
		V105%(PTV)	0,91	0,96	0,99	0,99	0,98	0,94
		V107%(PTV)	0,58	0,84	0,99	0,97	0,90	0,83
	Vas	D98%(Prostata)	0,17	0,14	0,14	0,081	0,12	0,68
		D98%(PTV)	0,91	0,96	0,99	0,98	0,98	1,00
		Dmax(PTV)	0,70	0,84	0,95	0,94	0,89	0,87
		V105%(PTV)	0,86	0,92	0,97	0,97	0,97	0,99
		V107%(PTV)	0,53	0,75	0,95	0,98	0,99	0,99
	Mol	D98%(Prostata)	0,16	0,14	0,19	0,093	0,17	0,29
		D98%(PTV)	0,82	0,94	0,98	0,97	0,97	1,00
		Dmax(PTV)	0,61	0,71	0,92	0,89	0,82	0,78
		V105%(PTV)	0,81	0,90	0,97	0,97	0,98	0,97
		V107%(PTV)	0,47	0,68	0,94	0,99	0,94	0,84

8 Johtopäätökset

Tutkimuksessa vertailtiin neljää erilaista kaarihoitoon perustuvaa tekniikkaa, joilla voisi mahdollisesti toteuttaa eturauhasen sädehoito lonkkaproteesillisilla potilailla. Tekniikoista parhain olisi sellainen, jossa kohdealueen annoskattavuus on mahdollisimman hyvä, kriittisten elinten annosta saataisiin mahdollisimman hyvin minimoitua ja proteesin mahdollisella erilaisella asettumisella olisi pienin vaikutus kohdealueen annokseen.

Aikaisemmissa tutkimuksissa lonkkaproteesin läpi säteilyttämistä on pyritty täysin välttämään [9–13]. Tähän tutkimukseen valittiin tekniikat jotka hyödyntävät nykyaikaisia kaaritekniikoita ja joista osa sallii säteilyttämisen proteesin läpi (VMATonly ja VMAT+stat) ja osa pyrkii väistämään proteesia (VMATavoid ja VMATautoavoid). VMATautoavoid hyödynsi uuden optimointialgoritmin ominaisuutta, josta ei ole uutuutensa vuoksi aikaisempaa tutkimusta tehty.

Tässä tutkimuksessa VMATonly-tekniikassa käytettiin potilailla, joilla oli vain toisessa lonkassa proteesi, kahta ja potilailla, joilla oli molemmissa lonkissa proteesit, kolmea kokonaista hoitokaarta. VMATavoid-tekniikalla hoitokaariin lisättiin proteesin kohdalle väistösektori, jolloin proteesin läpi ei säteilytetä kohdealuetta. VMAT+stat-tekniikalla vältettävän sektorin kohdalle lisättiin staattinen kenttä, jolla säteilytettiin proteesin läpi kohdealuetta. VMATautoavoid-tekniikalla käytettiin VMATonly-tekniikan tavoin kahta tai kolmea hoitokaarta, ja optimoinnissa asetettiin rakenteelle, jossa oli proteesi ja 1 cm marginaali, tieto, ettei sen läpi säteilytetä kohdealuetta.

Kaikilla tekniikoilla saatiin melko hyvin toteutettua rakenteiden annoskriteerit. Kuitenkin VMATavoid-tekniikalla sivuilta proteesien läpi säteilyttämistä vältettiin niin paljon, että siitä aiheutui suurempi annos rakkoon ja peräsuoleen. Tämän vuoksi paremmin eturauhasen sädehoitoon soveltuisi VMATonly-, VMAT+stat- ja VMATautoavoid-tekniikat kuin VMATavoid-tekniikka.

Luisen lantion ja eturauhasen liike on melko sattumanvaraista, jolloin eri hoitokerroilla lantion ja proteesin erilainen asettuminen tai eturauhasen liikkeestä aiheutununeet muutokset kohdealueen annokseen ovat vähäisiä ja keskiarvoistuvat

kokonaishoidossa melko hyvin. Kuitenkin joissain tapauksissa tällä voi olla merkitystä ja tutkimuksessa nähtiinkin, että VMAT+stat-tekniikalla aiheutui melko suuria muutoksia kohdealueen annoksiin proteesia siirrettäessä. Tällöin eri hoitokerroilla pienikin proteesin tai proteesien erilainen asettuminen ja eturauhasen liike verrattuna proteesiin aiheuttaisi suuriakin annosvirheitä kohdealueessa. Näin suuret muutokset annoksissa täytyisi ottaa huomioon, minkä vuoksi VMAT+stat ei ole parhain mahdollinen tekniikka, jolla voisi sädehoidon toteuttaa. Muilla tekniikoilla proteesin siirron vaikutukset kohdealueen annokseen olivat melko pieniä.

Yhteenvetona, VMATonly ja VMATautoavoid ovat tutkimuksessa käytetyistä tekniikoista varteenotettavimmat tekniikat, kun pohditaan, millä tekniikalla voitaisiin eturauhasen sädehoito toteuttaa lonkkaproteesillisilla potilailla. Annossuunnitteluohjelmistolla annossuunnitelman annosjakauma lasketaan teoreettisesti ja annoslaskennassa on hieman epätarkkuutta, kun säteily kulkee tiheämmän aineen, kuten lonkkaproteesin, lävitse. Lisäksi kohdealueen säteilytys lonkkaproteesin läpi aiheuttaa annoksen kasvun proteesin pinnan läheisyydessä, jolloin lonkan seutu saa suuremman annoksen ja voi aiheuttaa radiologisia vaurioita [14, 49]. Näiden syiden vuoksi VMATautoavoid, jolla vältetään säteilyttämästä proteesin läpi kohdealuetta, vaikutti tutkimuksessa käytettävistä tekniikoista käyttökelpoisimmalta.

Tässä tutkimuksessa huomioitiin vain proteesin erilainen asettuminen. Luiden erilaisella asettumisella ei oletettu olevan tutkimuksen kannalta merkittävää vaikutusta tuloksiin, koska luiden erilainen asettuminen hoitokerroilla on mahdollista niissäkin eturauhasen sädehoidoissa, joissa ei ole lonkkaproteesia. Kuitenkin kliinisessä työssä luidenkin liikkuminen eri hoitokerroilla on otettava huomioon sädehoitoa suunniteltaessa.

Kliinisessä työssä on sädehoito suunniteltava yksilöllisesti jokaiselle potilaalle, koska jokaisen potilaan anatomia on yksilöllinen. Tämän vuoksi ei voida yksiselitteisesti sanoa, mikä hoitotekniikka olisi kaikista parhain kaikille potilaille. Esimerkiksi voi olla, että jollakin potilaalla, jolla on proteesi molemmissa lonkissa, lonkkaproteesit sijaitsevat hieman keskivertoa lähempänä eturauhasta tai eturauhanen on keskivertoa suuremman kokoinen. Tällöin VMATautoavoid-tekniikalla vältettäisiin liikaa potilaan sivuilta säteilyttämistä ja kriittiset elimet saisivat suuremman annoksen, jolloin parempi hoitotekniikka sädehoidon toteutukseen tällä potilaalla voisikin olla esimerkiksi VMATonly, joka sallii säteilytyksen proteesin läpi täysin.

Tässä tutkimuksessa VMATautoavoid-tekniikalla käytettiin uudempaa optimointi-

algoritmin versiota kuin muilla tekniikoilla. Jatkotarkasteluna olisikin hyvä testata, muuttaako uudempi versio annosjakaumia VMATonly-, VMATavoid- ja VMAT+stat-tekniikalla. VMATautoavoid-tekniikassa nähtiin, että optimointialgoritmi, jolla estettiin MLC:n avulla proteesin läpi kohdealueen säteilyttämisen, ei täysin toiminut. Ensimmäisessä hoitokaaressa proteesia väistettiin hyvin, mutta muissa hoitokaarissa säteily kulkikin proteesin läpi. Tällä ei kuitenkaan huomattu olevan kliinistä merkitystä kohdealueen annoksen kannalta proteesia liikuteltaessa.

Tutkimusta voisi laajentaa tarkastelemalla, millaisella hoitotekniikalla olisi hyvä toteuttaa lonkkaproteesillisilla potilailla sädehoito, jossa kohdealueena eturauhasen lisäksi on lantion seudun imusolmukealueet. Toisena jatkotutkimuksena voisi tutkia myös, millaisella hoitotekniikalla kannattaisi toteuttaa gynekologisten syöpien ja lantion seudun imusolmukealueiden sädehoito lonkkaproteesillisilla potilailla.

Lähteet

[1] E. B. Podgorsak. *Radiation Oncology Physics: A Handbook For Teachers And Students*. International Atomic Energy Agency, 2005.

[2] *Sanasto*. Säteilyturvakeskus. URL: www.stuk.fi/aiheet/mita-sateily-on/sanasto (viitattu 27. 09. 2018).

[3] P. Mayles, A. Nahum ja J. C. Rosenwald, toim. *Handbook of Radiotherapy Physics - Theory and Practise*. Taylor ja Francis Group, 2007.

[4] Suomen syöpärekisteri. URL: https://tilastot.syoparekisteri.fi/syovat (viitattu 27. 09. 2018). datan päiväys 29.09.2017. sovelluksen versio 2018-05-02-001.

[5] *Elinajanodote*. Tilastokeskus. URL: www.stat.fi/org/tilastokeskus/elinajanodote.html (viitattu 27. 09. 2018).

[6] *Lonkan ja polven tekonivelet 2016*. THL. tilastoraportti. 2018. URL: http://urn.fi/URN:NBN:fi-fe201801302540 (viitattu 27. 09. 2018).

[7] R. Graf ym. "Potentials of on-line repositioning based on implanted fiducial markers and electronic portal imaging in prostate cancer radiotherapy". *Radiation Oncology* 4 (2009). DOI: 10.1186/1748-717X-4-13.

[8] *Choosing a Hip Implant (Prosthesis)*. BoneSmart. URL: https://bonesmart.org/hip/choosing-a-hip-implant-prosthesis/ (viitattu 19. 12. 2018).

[9] A. Su ym. "A case study of radiotherapy planning for a bilateral metal hip prosthesis prostate cancer patient". *Medical Dosimetry* 30 (2005), s. 169–175. DOI: 10.1016/j.meddos.2005.06.001.

[10] J. H. Kung ym. "Intensity-modulated radiotherapy for a prostate patient with a metal prosthesis". *Medical Dosimetry* 26 (2001), s. 305–308. DOI: 10.1016/S0958-3947(01)00079-6.

[11] R. Prabhakar ym. "Volumetric modulated arc therapy for prostate cancer patients with hip prosthesis". *Reports of Practical Oncology and Radiotherapy* 18 (2013), s. 209–213. DOI: 10.1016/j.rpor.2013.03.006.

[12] W. L. Ng ym. ”Volumetric modulated arc therapy in prostate cancer patients with metallic hip prostheses in a UK centre”. *Reports of Practical Oncology and Radiotherapy* 20 (2015), s. 273–277. DOI: 10.1016/j.rpor.2015.03.006.

[13] S. B. Rana ja S. Pokharel. ”A case study of radiotherapy planning for a bilateral metal hip prosthesis prostate cancer A dosimetric study of volumetric modulated arc therapy planning techniques for treatment of low-risk prostate cancer in patients with bilateral hip prostheses”. *South Asian Journal of Cancer* 3 (2014), s. 18–21. DOI: 10.4103/2278-330X.126506.

[14] J. Ojala ym. ”The accuracy of Acuros XB algorithm for radiation beams traversing a metallic hip implant - comparison with measurements and Monte Carlo calculations”. *Journal of Applied Clinical Medical Physics* 15 (2014), s. 162–176. DOI: 10.1120/jacmp.v15i5.4912.

[15] K. Kanal ja W. Shuman. *Recent Advances in CT Radiation Dose Reduction Techniques*. University of Washington. URL: https://www.scbtmr.org/Portals/9/2015Syllabus/Thrus/Recent%20Advances%20in%20CT%20Radiation%20Dose%20Reduction%20Techniques_Shuman-Kanal.pdf?ver=2015-09-17-134130-797 (viitattu 26. 05. 2019).

[16] L. M. Mitsumori ym. ”Adaptive statistical iterative reconstruction versus filteredback projection in the same patient: 64 channel liver CTimage quality and patient radiation dose”. *European Radiology* 22 (2012), s. 138–143. DOI: 10.1007/s00330-011-2186-3.

[17] A. Nakamoto ym. ”Clinical evaluation of image quality and radiation dose reduction in upper abdominal computed tomography using model-based iterative reconstruction; comparison with filtered back projection and adaptive statistical iterative reconstruction”. *European Journal of Radiology* 84 (2015), s. 1715–1723. DOI: 10.1016/j.ejrad.2015.05.027.

[18] A. K. Hara ym. ”Iterative Reconstruction Technique for Reducing Body Radiation Dose at CT: Feasibility Study”. *American Journal of Roentgenology* 193 (2009), s. 764–771. DOI: 10.2214/AJR.09.2397.

[19] D. Dance ym. *Diagnostic Radiology Physics: A Handbook For Teachers And Students*. International Atomic Energy Agency, 2014, s. 258–270.

[20] P. D. Marco ja D. Origgi. ”New adaptive statistical iterative reconstruction ASiR-V: Assessment of noise performance in comparison to ASiR”. *Medical Physics* 19 (2018), s. 275–286. DOI: 10.1002/acm2.12253.

[21] M. Beister, D. Kolditz ja W. A. Kalender. ”Iterative reconstruction methods in X-ray CT”. *Physica Medica* 28 (2012), s. 94–108. DOI: 10.1016/j.ejmp.2012.01.003.

[22] *Metal Artifact Reduction for Orthopedic Implants (O-MAR)*. Philips CT Clinical Science. 2012. URL: http://clinical.netforum.healthcare.philips.com/us_en/Explore/White-Papers/CT/Metal-Artifact-Reduction-for-Orthopedic-Implants-(O-MAR) (viitattu 21. 11. 2018).

[23] *Image Gallery*. Varian. URL: www.varian.com/fi/about-varian/newsroom/image-gallery?field_image_category_tid=2306 (viitattu 10. 10. 2018).

[24] M. Tenhunen. *Lineaarikiihdytin, Sädehoidon fysiikka ja tekniikka*. 2014. URL: https://docplayer.fi/5624357-Lineaarikiihdytin-1-9-2014-sadehoidon-fysiikka-ja-tekniikka.html (viitattu 29. 10. 2018).

[25] Y. Yan ym. ”Dosimetric differences in flattened and flattening filter-free beam treatment plans”. *Journal of Medical Physics* 41 (2016), s. 92–99. DOI: 10.4103/0971-6203.181636.

[26] J. Chung ym. ”Comparison of VMAT-SABR treatment plans with flattening filter (FF) and flattening filter-free (FFF) beam for localized prostate cancer”. *Journal of Applied Clinical Medical Physics* 16 (2015), s. 302–313. DOI: 10.1120/jacmp.v16i6.5728.

[27] S. D. Sharma. ”Unflattened photon beams from the standard flattening filter free accelerators for radiotherapy: Advantages, limitations and challenges”. *Journal of Medical Physics* 36 (2011), s. 123–125. DOI: 10.4103/0971-6203.83464.

[28] B. A. Faddegon, C. K. Ross ja D. W. O. Rogers. ”Angular distribution of bremsstrahlung from 15-MeV electrons incident on thick targets of Be, Al, and Pb”. *Medical Physics* 18 (1991), s. 727–739. DOI: 10.1118/1.596667.

[29] A. Konefał ym. ”Energy spectra in water for the 6 MV X-ray therapeutic beam generated by Clinac-2300 linac”. *Radiation Measurements* 72 (2015), s. 12–22. DOI: 10.1016/j.radmeas.2014.11.008.

[30] T. K. Ikäheimonen, toim. *Säteily ja sen havaitseminen*. Säteilyturvakeskus, 2002, s. 44.

[31] H. Joensuu ym. *Syöpätaudit*. Duodecim, 2013, s. 148–156.

[32] S. Canino ym. *Commissioning of an Elekta Versa HD linac with flattening filter-free beam technology*. URL: https://www.fisicamedica.it/sites/default/files/documenti/poster8.pdf (viitattu 28. 05. 2019).

[33] Y. Li ym. "Impact of dose calculation accuracy during optimization on lung IMRT plan quality". *Journal of Applied Clinical Medical Physics* 16 (2015), s. 219–228. DOI: 10.1120/jacmp.v16i1.5137.

[34] I. J. Chetty ym. "Report of the AAPM Task Group No. 105: Issues associated with clinical implementation of Monte Carlo-based photon and electron external beam treatment planning". *Medical Physics* 34 (2007), s. 4818–4853. DOI: 10.1118/1.2795842.

[35] C. Reft ym. "Dosimetric considerations for patients with HIP prostheses undergoing pelvic irradiation. Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 63". *Medical Physics* 30 (2003), s. 1162–1182. DOI: 10.1118/1.1565113.

[36] N. Ade, O. Oderinde ja F. du Plessis. "Monte Carlo dose in a prosthesis phantom based on exact geometry vs streak artefact contaminated CT data as benchmarked against Gafchromic film measurements". *Medical Physics* 54 (2018), s. 94–102. DOI: 10.1016/j.ejmp.2018.09.124.

[37] J. Sievinen, W. Ulmer ja W. Kaissl. *AAA Photon Dose Calculation Model in Eclipse*. Varian Medical Systems. URL: http://citeseerx.ist.psu.edu/viewdoc/summary?doi=10.1.1.468.1557 (viitattu 18. 12. 2018).

[38] G. A. Failla ym. *Acuros XB advanced dose calculation for the Eclipse treatment planning system*. Varian Medical Systems. URL: https://www.varian.com/sites/default/files/resource_attachments/AcurosXBClinicalPerspectives_0.pdf (viitattu 19. 12. 2018).

[39] A. Fogliata ym. "Dosimetric evaluation of Acuros XB Advanced Dose Calculation algorithm in heterogeneous media". *Radiation Oncology* 6 (2011). DOI: 10.1186/1748-717X-6-82.

[40] T. Koo ym. "Dosimetric effects of the acuros XB and anisotropic analytical algorithm on volumetric modulated arc therapy planning for prostate cancer using an endorectal balloon". *Radiation Oncology* 10 (2015). DOI: 10.1186/s13014-015-0346-3.

[41] S. Rana ym. "Dosimetric impact of Acuros XB dose calculation algorithm in prostate cancer treatment using RapidArc". *Journal of Cancer Research and Therapeutics* 9 (2013), s. 430–435. DOI: 10.4103/0973-1482.119328.

[42] S. H. Levitt ym. *Technical Basis of Radiation Therapy - Practical Clinical Applications*. 4. painos. Springer, 2008, s. 531.

[43] T. S. Hong ym. "Intensity-modulated radiation therapy: emerging cancer treatment technology". *British Journal of Cancer* 92 (2005), s. 1819–1824. DOI: 10.1038/sj.bjc.6602577.

[44] M. Teoh ym. "Volumetric modulated arc therapy: a review of current literature and clinical use in practice". *British Journal of Cancer* 84 (2011), s. 967–996. DOI: 10.1259/bjr/22373346.

[45] D. J. Krauss. "An Overview of Image-Guided Radiotherapy (IGRT)". *OMICS Journal of Radiology* (2014). DOI: 10.4172/2167-7964.S1-002.

[46] K. Otto. "Volumetric modulated arc therapy: IMRT in a single gantry arc". *Medical Physics* 35 (2007), s. 310–317. DOI: 10.1118/1.2818738.

[47] C. Sale ja P. Moloney. "Dose comparisons for conformal, IMRT and VMAT prostate plans". *Journal of Medical Imaging and Radiation Oncology* 55 (2011), s. 611–621. DOI: 10.1111/j.1754-9485.2011.02310.x.

[48] *Hip Replacement*. FV Hospital. URL: http://www.fvhospital.com/learn-more/hip-replacement/ (viitattu 19. 12. 2018).

[49] M. P ja D. J. "Total hip replacement in irradiated hips. A retrospective study of 71 cases". *The Journal of Bone and Joint Surgery* 77 (1995), s. 847–852.

Potilas 1:

	VMAT				Vältettävä sektori				VMAT + staattinen kenttä				Ohjelmallisesti proteesin väistö			
Rakenne	Tilavuus [%]	Annos [Gy]	Paino-kerroin	gEUD α	Tilavuus [%]	Annos [Gy]	Paino-kerroin	gEUD α	Tilavuus [%]	Annos [Gy]	Paino-kerroin	gEUD α	Tilavuus [%]	Annos [Gy]	Paino-kerroin	gEUD α
Prostata																
Ylärajoitin	0.0	80.00	100		0.0	80.00	110		0.0	80.00	100		0.0	80.00	100	
Alarajoitin	100.0	78.00	100		100.0	78.00	100		100.0	78.00	100		100.0	78.00	100	
PTV																
Alarajoitin	98.0	74.00	0		98.0	74.00	30		98.0	74.00	0		98.0	74.00	0	
PTV-Prostata																
Ylärajoitin	0.0	78.00	100		0.0	78.00	110		0.0	78.00	100		0.0	78.00	100	
Alarajoitin	100.0	76.00	100		100.0	76.00	100		100.0	76.00	100		100.0	76.00	100	
OUT																
Ylärajoitin	0.0	74.00	150		0.0	74.00	150		0.0	74.00	150		0.0	74.00	150	
Ylä gEUD		30.00	50	0.5		30.00	50	0.5		30.00	50	0.5		30.00	50	0.5
Rakko																
Ylärajoitin	0.0	75.00	90		0.0	75.00	90		0.0	75.00	90		0.0	75.00	90	
RakkoOut																
Ylärajoitin	8.0	10.00	60		8.0	10.00	60		8.0	10.00	60		8.0	10.00	60	
Ylärajoitin	20.0	4.00	55		20.0	4.00	55		20.0	4.00	55		20.0	4.00	55	
Ylä gEUD		2.00	55	0.5		2.00	55	0.5		2.00	55	0.5		2.00	55	0.5
Rectum																
Ylärajoitin	0.0	75.00	80		0.0	75.00	80		0.0	75.00	80		0.0	75.00	80	
RectumOut																
Ylärajoitin	10.0	21.00	60		10.0	21.00	60		10.0	21.00	60		10.0	21.00	60	
Ylärajoitin	20.0	11.00	60		20.0	11.00	60		20.0	11.00	60		20.0	11.00	60	
Ylärajoitin	35.0	4.00	55		35.0	4.00	55		35.0	4.00	55		35.0	4.00	55	
Ylärajoitin	50.0	3.00	55		50.0	3.00	55		50.0	3.00	55		50.0	3.00	55	
Ylä gEUD		6.00	60	0.5		6.00	60	0.5		6.00	60	0.5		6.00	60	0.5

Potilas 2:

	VMAT				Vältettävä sektori				VMAT + staattinen kenttä				Ohjelmallisesti proteesin väistö			
Rakenne	Tilavuus [%]	Annos [Gy]	Paino-kerroin	gEUD α	Tilavuus [%]	Annos [Gy]	Paino-kerroin	gEUD α	Tilavuus [%]	Annos [Gy]	Paino-kerroin	gEUD α	Tilavuus [%]	Annos [Gy]	Paino-kerroin	gEUD α
Prostata																
Ylärajoitin	0.0	80.00	135		0.0	80.00	135		0.0	80.00	120		0.0	80.00	135	
Alarajoitin	100.0	78.00	135		100.0	78.00	135		100.0	78.00	120		100.0	78.00	135	
PTV																
Alarajoitin	98.0	74.00	50		98.0	74.00	55		98.0	74.00	60		98.0	74.00	50	
PTV-Prostata																
Ylärajoitin	0.0	78.00	100		0.0	78.00	100		0.0	78.00	100		0.0	78.00	100	
Alarajoitin	100.0	76.00	100		100.0	76.00	100		100.0	76.00	100		100.0	76.00	100	
OUT																
Ylärajoitin	0.0	74.00	150		0.0	74.00	150		0.0	74.00	150		0.0	74.00	150	
Ylä gEUD		30.00	50	0.5		30.00	50	0.5		30.00	50	0.5		30.00	50	0.5
Rakko																
Ylärajoitin	0.0	75.00	80		0.0	75.00	80		0.0	74.00	100		0.0	75.00	80	
RakkoOut																
Ylärajoitin	15.0	30.00	60		15.0	30.00	60		15.0	24.00	65		15.0	30.00	60	
Ylärajoitin	25.0	24.00	60		25.0	24.00	60		25.0	17.00	65		25.0	24.00	60	
Ylärajoitin	40.0	15.00	50		40.0	15.00	50		40.0	11.00	55		40.0	15.00	50	
Ylärajoitin	50.0	10.00	60		50.0	10.00	60		50.0	8.00	65		50.0	10.00	60	
Ylä gEUD		14.00	50	0.5		14.00	50	0.5		10.00	70	0.5		14.00	50	0.5
Rectum																
Ylärajoitin	0.0	75.00	80		0.0	75.00	80		0.0	74.00	100		0.0	75.00	80	
RectumOut																
Ylärajoitin	15.0	23.00	60		15.0	23.00	60		15.0	17.00	65		15.0	23.00	60	
Ylärajoitin	25.0	14.00	60		25.0	14.00	60		25.0	11.00	65		25.0	14.00	60	
Ylärajoitin	40.0	9.00	50		40.0	9.00	50		40.0	8.00	50		40.0	9.00	50	
Ylärajoitin	50.0	7.00	50		50.0	7.00	50		50.0	5.00	50		50.0	7.00	50	
Ylä gEUD		9.00	50	0.5		9.00	50	0.5		7.00	65	0.5		9.00	50	0.5

Potilas 3:

Rakenne	VMAT				Vältettävä sektori				VMAT + staattinen kenttä				Ohjelmallisesti proteesin väistö			
	Tilavuus [%]	Annos [Gy]	Paino-kerroin	gEUD α	Tilavuus [%]	Annos [Gy]	Paino-kerroin	gEUD α	Tilavuus [%]	Annos [Gy]	Paino-kerroin	gEUD α	Tilavuus [%]	Annos [Gy]	Paino-kerroin	gEUD α
Prostata																
Ylärajoitin	0.0	80.00	100		0.0	80.00	125		0.0	80.00	100		0.0	80.00	100	
Alarajoitin	100.0	78.00	100		100.0	78.00	120		100.0	78.00	100		100.0	78.00	100	
PTV																
Alarajoitin	98.0	74.00	0		98.0	74.00	30		98.0	74.00	0		98.0	74.00	0	
PTV-Prostata																
Ylärajoitin	0.0	78.00	100		0.0	78.00	115		0.0	78.00	100		0.0	78.00	100	
Alarajoitin	100.0	76.00	100		100.0	76.00	110		100.0	76.00	100		100.0	76.00	100	
OUT																
Ylärajoitin	0.0	74.00	150		0.0	74.00	150		0.0	74.00	150		0.0	74.00	150	
Ylä gEUD		30.00	50	0.5		30.00	50	0.5		30.00	50	0.5		30.00	50	0.5
Rakko																
Ylärajoitin	0.0	74.00	80		0.0	74.00	80		0.0	74.00	80		0.0	74.00	80	
RakkoOut																
Ylärajoitin	8.0	13.00	60		8.0	13.00	60		8.0	13.00	60		8.0	13.00	60	
Ylärajoitin	20.0	6.00	50		20.0	6.00	50		20.0	6.00	50		20.0	6.00	50	
Ylä gEUD		3.00	60	0.5		3.00	60	0.5		3.00	60	0.5		3.00	60	0.5
Rectum																
Ylärajoitin	0.0	74.00	80		0.0	74.00	80		0.0	74.00	80		0.0	74.00	80	
RectumOut																
Ylärajoitin	10.0	21.00	65		10.0	21.00	65		10.0	21.00	65		10.0	21.00	65	
Ylärajoitin	20.0	12.00	65		20.0	12.00	65		20.0	12.00	65		20.0	12.00	65	
Ylärajoitin	35.0	6.00	65		35.0	6.00	65		35.0	6.00	65		35.0	6.00	65	
Ylärajoitin	50.0	3.00	65		50.0	3.00	65		50.0	3.00	65		50.0	3.00	65	
Ylä gEUD		6.00	60	0.5		6.00	60	0.5		6.00	60	0.5		6.00	60	0.5

Potilas 4:

Rakenne	VMAT				Vältettävä sektori				VMAT + staattinen kenttä				Ohjelmallisesti proteesin väistö			
	Tilavuus [%]	Annos [Gy]	Paino-kerroin	gEUD α	Tilavuus [%]	Annos [Gy]	Paino-kerroin	gEUD α	Tilavuus [%]	Annos [Gy]	Paino-kerroin	gEUD α	Tilavuus [%]	Annos [Gy]	Paino-kerroin	gEUD α
Prostata																
Ylärajoitin	0.0	80.00	145		0.0	80.00	165		0.0	80.00	145		0.0	80.00	145	
Alarajoitin	100.0	78.00	145		100.0	78.00	160		100.0	78.00	145		100.0	78.00	145	
PTV																
Alarajoitin	98.0	74.10	30		98.0	74.10	40		98.0	74.10	40		98.0	74.10	30	
PTV-Prostata																
Ylärajoitin	0.0	78.00	100		0.0	78.00	130		0.0	78.00	120		0.0	78.00	100	
Alarajoitin	100.0	76.00	100		100.0	76.00	125		100.0	76.00	120		100.0	76.00	100	
OUT																
Ylärajoitin	0.0	74.00	150		0.0	74.00	150		0.0	74.00	150		0.0	74.00	150	
Ylä gEUD		30.00	50	0.5		30.00	50	0.5		30.00	50	0.5		30.00	50	0.5
Rakko																
Ylärajoitin	0.0	74.00	80		0.0	74.00	80		0.0	74.00	80		0.0	74.00	80	
RakkoOut																
Ylärajoitin	8.0	30.00	60		8.0	30.00	60		8.0	30.00	60		8.0	30.00	60	
Ylärajoitin	15.0	20.00	50		15.0	20.00	50		15.0	20.00	50		15.0	20.00	50	
Ylärajoitin	25.0	11.00	50		25.0	11.00	50		25.0	11.00	50		25.0	11.00	50	
Ylä gEUD		8.00	60	0.5		8.00	60	0.5		8.00	60	0.5		8.00	60	0.5
Rectum																
Ylärajoitin	0.0	74.00	80		0.0	74.00	80		0.0	74.00	80		0.0	74.00	80	
RectumOut																
Ylärajoitin	10.0	27.00	60		10.0	27.00	60		10.0	27.00	60		10.0	27.00	60	
Ylärajoitin	22.0	19.00	60		22.0	19.00	60		22.0	19.00	60		22.0	19.00	60	
Ylärajoitin	32.0	14.00	60		32.0	14.00	60		32.0	14.00	60		32.0	14.00	60	
Ylärajoitin	42.0	11.00	50		42.0	11.00	50		42.0	11.00	50		42.0	11.00	50	
Ylä gEUD		11.00	60	0.5		11.00	60	0.5		11.00	60	0.5		11.00	60	0.5

Potilas 5:

Rakenne	VMAT				Vältettävä sektori				VMAT + staattinen kenttä				Ohjelmallisesti proteesin väistö			
	Tilavuus [%]	Annos [Gy]	Paino-kerroin	gEUD α	Tilavuus [%]	Annos [Gy]	Paino-kerroin	gEUD α	Tilavuus [%]	Annos [Gy]	Paino-kerroin	gEUD α	Tilavuus [%]	Annos [Gy]	Paino-kerroin	gEUD α
Prostata																
Ylärajoitin	0.0	80.00	120		0.0	80.00	120		0.0	80.00	120		0.0	80.00	130	
Alarajoitin	100.0	78.00	120		100.0	78.00	120		100.0	78.00	120		100.0	78.00	130	
PTV																
Alarajoitin	98.0	74.00	0		98.0	74.00	0		98.0	74.00	0		98.0	74.00	0	
PTV-Prostata																
Ylärajoitin	0.0	78.00	100		0.0	78.00	100		0.0	78.00	100		0.0	78.00	110	
Alarajoitin	100.0	76.00	100		100.0	76.00	100		100.0	76.00	100		100.0	76.00	100	
OUT																
Ylärajoitin	0.0	74.00	150		0.0	74.00	150		0.0	74.00	150		0.0	74.00	150	
Ylä gEUD		30.00	50	0.5		30.00	50	0.5		30.00	50	0.5		30.00	50	0.5
Rakko																
Ylärajoitin	0.0	74.00	90		0.0	74.00	90		0.0	74.00	90		0.0	74.00	90	
RakkoOut																
Ylärajoitin	8.0	6.00	60		8.0	6.00	60		8.0	6.00	60		8.0	6.00	60	
Ylä gEUD		2.00	55	0.5		2.00	55	0.5		2.00	55	0.5		2.00	55	0.5
Rectum																
Ylärajoitin	0.0	74.00	80		0.0	74.00	80		0.0	74.00	80		0.0	74.00	80	
RectumOut																
Ylärajoitin	10.0	11.00	65		10.0	11.00	65		10.0	11.00	65		10.0	11.00	65	
Ylärajoitin	20.0	7.00	65		20.0	7.00	65		20.0	7.00	65		20.0	7.00	65	
Ylärajoitin	30.0	5.50	60		30.0	5.50	60		30.0	5.50	60		30.0	5.50	60	
Ylärajoitin	45.0	4.00	55		45.0	4.00	55		45.0	4.00	55		45.0	4.00	55	
Ylärajoitin	55.0	2.00	60		55.0	2.00	60		55.0	2.00	60		55.0	2.00	60	
Ylä gEUD		4.00	65	0.5		4.00	65	0.5		4.00	65	0.5		4.00	65	0.5

Potilas 6:

	VMAT				Vältettävä sektori				VMAT + staattinen kenttä				Ohjelmallisesti proteesin väistö			
Rakenne	Tilavuus [%]	Annos [Gy]	Paino-kerroin	gEUD α	Tilavuus [%]	Annos [Gy]	Paino-kerroin	gEUD α	Tilavuus [%]	Annos [Gy]	Paino-kerroin	gEUD α	Tilavuus [%]	Annos [Gy]	Paino-kerroin	gEUD α
Prostata																
Ylärajoitin	0.0	80.00	120		0.0	80.00	120		0.0	80.00	120		0.0	80.00	120	
Alarajoitin	100.0	78.00	120		100.0	78.00	120		100.0	78.00	120		100.0	78.00	120	
PTV																
Alarajoitin	98.0	74.00	30		98.0	74.00	40		98.0	74.00	40		98.0	74.00	30	
PTV-Prostata																
Ylärajoitin	0.0	78.00	100		0.0	78.00	110		0.0	78.00	120		0.0	78.00	100	
Alarajoitin	100.0	76.00	100		100.0	76.00	110		100.0	76.00	120		100.0	76.00	100	
OUT																
Ylärajoitin	0.0	74.00	150		0.0	74.00	150		0.0	74.00	150		0.0	74.00	150	
Ylä gEUD		30.00	50	0.5		30.00	50	0.5		30.00	50	0.5		30.00	50	0.5
Rakko																
Ylärajoitin	0.0	74.00	95		0.0	74.00	95		0.0	74.00	95		0.0	74.00	95	
RakkoOut																
Ylärajoitin	10.0	23.00	65		10.0	23.00	65		10.0	23.00	65		10.0	23.00	65	
Ylärajoitin	20.0	13.00	55		20.0	13.00	55		20.0	13.00	55		20.0	13.00	55	
Ylä gEUD		7.00	70	0.5		7.00	70	0.5		7.00	70	0.5		7.00	70	0.5
Rectum																
Ylärajoitin	0.0	74.00	85		0.0	74.00	85		0.0	74.00	85		0.0	74.00	85	
RectumOut																
Ylärajoitin	10.0	21.00	70		10.0	21.00	70		10.0	21.00	70		10.0	21.00	70	
Ylärajoitin	20.0	10.00	70		20.0	10.00	70		20.0	10.00	70		20.0	10.00	70	
Ylärajoitin	30.0	6.00	60		30.0	6.00	60		30.0	6.00	60		30.0	6.00	60	
Ylärajoitin	40.0	4.00	60		40.0	4.00	60		40.0	4.00	60		40.0	4.00	60	
Ylä gEUD		6.00	70	0.5		6.00	70	0.5		6.00	70	0.5		6.00	70	0.5

Potilas 7:

	VMAT				Vältettävä sektori				VMAT + staattinen kenttä				Ohjelmallisesti proteesin väistö			
Rakenne	Tilavuus [%]	Annos [Gy]	Paino-kerroin	gEUD α	Tilavuus [%]	Annos [Gy]	Paino-kerroin	gEUD α	Tilavuus [%]	Annos [Gy]	Paino-kerroin	gEUD α	Tilavuus [%]	Annos [Gy]	Paino-kerroin	gEUD α
Prostata																
Ylärajoitin	0.0	80.00	130		0.0	80.00	130		0.0	80.00	130		0.0	80.00	130	
Alarajoitin	100.0	78.00	130		100.0	78.00	130		100.0	78.00	130		100.0	78.00	130	
PTV																
Alarajoitin	98.0	74.00	0		98.0	74.00	0		98.0	74.00	0		98.0	74.00	0	
PTV-Prostata																
Ylärajoitin	0.0	78.00	100		0.0	78.00	130		0.0	78.00	100		0.0	78.00	100	
Alarajoitin	100.0	76.00	100		100.0	76.00	130		100.0	76.00	100		100.0	76.00	100	
OUT																
Ylärajoitin	0.0	74.00	150		0.0	74.00	150		0.0	74.00	150		0.0	74.00	150	
Ylä gEUD		30.00	50	0.5		30.00	50	0.5		30.00	50	0.5		30.00	50	0.5
Rakko																
Ylärajoitin	0.0	74.00	95		0.0	74.00	95		0.0	74.00	95		0.0	74.00	95	
RakkoOut																
Ylärajoitin	10.0	18.00	65		10.0	18.00	65		10.0	18.00	65		10.0	18.00	65	
Ylärajoitin	20.0	7.00	50		20.0	7.00	50		20.0	7.00	50		20.0	7.00	50	
Ylärajoitin	40.0	2.00	50		40.0	2.00	50		40.0	2.00	50		40.0	2.00	50	
Ylä gEUD		4.00	50	0.5		4.00	50	0.5		4.00	50	0.5		4.00	50	0.5
Rectum																
Ylärajoitin	0.0	74.00	80		0.0	74.00	80		0.0	74.00	80		0.0	74.00	80	
RectumOut																
Ylärajoitin	10.0	22.00	70		10.0	22.00	70		10.0	22.00	70		10.0	22.00	70	
Ylärajoitin	20.0	12.00	65		20.0	12.00	65		20.0	12.00	65		20.0	12.00	65	
Ylärajoitin	30.0	8.00	60		30.0	8.00	60		30.0	8.00	60		30.0	8.00	60	
Ylärajoitin	40.0	4.00	50		40.0	4.00	50		40.0	4.00	50		40.0	4.00	50	
Ylärajoitin	50.0	2.00	50		50.0	2.00	50		50.0	2.00	50		50.0	2.00	50	
Ylä gEUD		5.00	65	0.5		5.00	65	0.5		5.00	65	0.5		5.00	65	0.5

Potilas 8:

	VMAT				Vältettävä sektori				VMAT + staattinen kenttä				Ohjelmallisesti proteesin väistö			
Rakenne	Tilavuus [%]	Annos [Gy]	Paino-kerroin	gEUD α	Tilavuus [%]	Annos [Gy]	Paino-kerroin	gEUD α	Tilavuus [%]	Annos [Gy]	Paino-kerroin	gEUD α	Tilavuus [%]	Annos [Gy]	Paino-kerroin	gEUD α
Prostata																
Ylärajoitin	0.0	80.00	120		0.0	80.00	125		0.0	80.00	125		0.0	80.00	130	
Alarajoitin	100.0	78.00	120		100.0	78.00	125		100.0	78.00	120		100.0	78.00	130	
PTV																
Alarajoitin	98.0	74.00	0		98.0	74.00	0		98.0	74.00	0		98.0	74.00	0	
PTV-Prostata																
Ylärajoitin	0.0	78.00	100		0.0	78.00	110		0.0	78.00	110		0.0	78.00	100	
Alarajoitin	100.0	76.00	100		100.0	76.00	110		100.0	76.00	105		100.0	76.00	100	
OUT																
Ylärajoitin	0.0	74.00	150		0.0	74.00	150		0.0	74.00	150		0.0	74.00	150	
Ylä gEUD		30.00	50	0.5		30.00	50	0.5		30.00	50	0.5		30.00	50	0.5
Rakko																
Ylärajoitin	0.0	74.00	90		0.0	74.00	90		0.0	74.00	90		0.0	74.00	90	
RakkoOut																
Ylärajoitin	8.0	15.00	60		8.0	15.00	60		8.0	15.00	60		8.0	15.00	60	
Ylärajoitin	20.0	5.00	50		20.0	5.00	50		20.0	5.00	50		20.0	5.00	50	
Ylä gEUD		4.00	55	0.5		4.00	55	0.5		4.00	55	0.5		4.00	55	0.5
Rectum																
Ylärajoitin	0.0	74.00	85		0.0	74.00	85		0.0	74.00	85		0.0	74.00	85	
RectumOut																
Ylärajoitin	10.0	23.00	50		10.0	23.00	50		10.0	23.00	50		10.0	23.00	50	
Ylärajoitin	20.0	13.00	50		20.0	13.00	50		20.0	13.00	50		20.0	13.00	50	
Ylärajoitin	30.0	9.00	55		30.0	9.00	55		30.0	9.00	55		30.0	9.00	55	
Ylärajoitin	45.0	6.00	60		45.0	6.00	60		45.0	6.00	60		45.0	6.00	60	
Ylärajoitin	60.0	4.00	65		60.0	4.00	65		60.0	4.00	65		60.0	4.00	65	
Ylä gEUD		8.00	65	0.5		8.00	65	0.5		8.00	65	0.5		8.00	65	0.5

Potilas 9:

Rakenne	VMAT				Vältettävä sektori				VMAT + staattinen kenttä				Ohjelmallisesti proteesin väistö			
	Tilavuus [%]	Annos [Gy]	Paino-kerroin	gEUD α	Tilavuus [%]	Annos [Gy]	Paino-kerroin	gEUD α	Tilavuus [%]	Annos [Gy]	Paino-kerroin	gEUD α	Tilavuus [%]	Annos [Gy]	Paino-kerroin	gEUD α
Prostata																
Ylärajoitin	0.0	80.00	110		0.0	80.00	145		0.0	80.00	100		0.0	80.00	110	
Alarajoitin	100.0	78.00	110		100.0	78.00	145		100.0	78.00	100		100.0	78.00	110	
PTV																
Alarajoitin	98.0	74.00	0		98.0	74.00	0		98.0	74.00	0		98.0	74.00	0	
PTV-Prostata																
Ylärajoitin	0.0	78.00	100		0.0	78.00	130		0.0	78.00	100		0.0	78.00	100	
Alarajoitin	100.0	76.00	100		100.0	76.00	130		100.0	76.00	100		100.0	76.00	100	
OUT																
Ylärajoitin	0.0	74.00	150		0.0	74.00	150		0.0	74.00	150		0.0	74.00	150	
Ylä gEUD		30.00	50	0.5		30.00	50	0.5		30.00	50	0.5		30.00	50	0.5
Rakko																
Ylärajoitin	0.0	74.00	90		0.0	74.00	90		0.0	74.00	90		0.0	74.00	90	
RakkoOut																
Ylärajoitin	10.0	29.00	50		10.0	29.00	50		10.0	29.00	50		10.0	29.00	50	
Ylärajoitin	20.0	18.00	50		20.0	18.00	50		20.0	18.00	50		20.0	18.00	50	
Ylärajoitin	35.0	11.00	50		35.0	11.00	50		35.0	11.00	50		35.0	11.00	50	
Ylä gEUD		9.00	55	0.5		9.00	55	0.5		9.00	55	0.5		9.00	50	0.5
Rectum																
Ylärajoitin	0.0	74.00	90		0.0	74.00	90		0.0	74.00	90		0.0	74.00	90	
RectumOut																
Ylärajoitin	10.0	32.00	50		10.0	32.00	50		10.0	32.00	50		10.0	32.00	50	
Ylärajoitin	20.0	21.00	50		20.0	21.00	50		20.0	21.00	50		20.0	21.00	50	
Ylärajoitin	30.0	13.00	50		30.0	13.00	50		30.0	13.00	50		30.0	13.00	50	
Ylärajoitin	40.0	9.00	50		40.0	9.00	50		40.0	9.00	50		40.0	9.00	50	
Ylärajoitin	45.0	7.00	50		45.0	7.00	50		45.0	7.00	50		45.0	7.00	50	
Ylä gEUD		8.00	55	0.5		8.00	55	0.5		8.00	55	0.5		8.00	55	0.5

Potilas 10:

Rakenne	VMAT				Vältettävä sektori				VMAT + staattinen kenttä				Ohjelmallisesti proteesin väistö			
	Tilavuus [%]	Annos [Gy]	Paino-kerroin	gEUD α	Tilavuus [%]	Annos [Gy]	Paino-kerroin	gEUD α	Tilavuus [%]	Annos [Gy]	Paino-kerroin	gEUD α	Tilavuus [%]	Annos [Gy]	Paino-kerroin	gEUD α
Prostata																
Ylärajoitin	0.0	80.00	135		0.0	80.00	160		0.0	80.00	145		0.0	80.00	140	
Alarajoitin	100.0	78.00	135		100.0	78.00	160		100.0	78.00	145		100.0	78.00	140	
PTV																
Alarajoitin	98.0	74.10	30		98.0	74.10	15		98.0	74.10	30		98.0	74.10	20	
PTV-Prostata																
Ylärajoitin	0.0	78.00	100		0.0	78.00	135		0.0	78.00	135		0.0	78.00	115	
Alarajoitin	100.0	76.00	100		100.0	76.00	130		100.0	76.00	135		100.0	76.00	115	
OUT																
Ylärajoitin	0.0	74.00	150		0.0	74.00	150		0.0	74.00	150		0.0	74.00	150	
Ylä gEUD		30.00	50	0.5		30.00	50	0.5		30.00	50	0.5		30.00	50	0.5
Rakko																
Ylärajoitin	0.0	74.00	90		0.0	74.00	90		0.0	74.00	90		0.0	74.00	90	
RakkoOut																
Ylärajoitin	8.0	28.00	60		8.0	28.00	60		8.0	28.00	60		8.0	28.00	60	
Ylärajoitin	15.0	20.00	65		15.0	20.00	65		15.0	20.00	65		15.0	20.00	65	
Ylärajoitin	30.0	11.00	60		30.0	11.00	60		30.0	11.00	60		30.0	11.00	60	
Ylärajoitin	50.0	8.00	55		50.0	8.00	55		50.0	8.00	55		50.0	8.00	55	
Ylä gEUD		10.00	70	0.5		10.00	70	0.5		10.00	70	0.5		10.00	70	0.5
Rectum																
Ylärajoitin	0.0	74.00	90		0.0	74.00	90		0.0	74.00	90		0.0	74.00	90	
RectumOut																
Ylärajoitin	8.0	25.00	60		8.0	25.00	60		8.0	25.00	60		8.0	25.00	60	
Ylärajoitin	15.0	16.00	60		15.0	16.00	60		15.0	16.00	60		15.0	16.00	60	
Ylärajoitin	30.0	10.00	60		30.0	10.00	60		30.0	10.00	60		30.0	10.00	60	
Ylärajoitin	40.0	8.00	55		40.0	8.00	55		40.0	8.00	55		40.0	8.00	55	
Ylä gEUD		9.00	70	0.5		9.00	70	0.5		9.00	70	0.5		9.00	70	0.5

Potilas 11:

Rakenne	VMAT				Vältettävä sektori				VMAT + staattinen kenttä				Ohjelmallisesti proteesin väistö			
	Tilavuus [%]	Annos [Gy]	Paino-kerroin	gEUD α	Tilavuus [%]	Annos [Gy]	Paino-kerroin	gEUD α	Tilavuus [%]	Annos [Gy]	Paino-kerroin	gEUD α	Tilavuus [%]	Annos [Gy]	Paino-kerroin	gEUD α
Prostata																
Ylärajoitin	0.0	80.00	135		0.0	80.00	130		0.0	80.00	135		0.0	80.00	135	
Alarajoitin	100.0	78.00	130		100.0	78.00	130		100.0	78.00	130		100.0	78.00	130	
PTV																
Alarajoitin	98.0	74.00	0		98.0	74.00	40		98.0	74.00	0		98.0	74.00	0	
PTV-Prostata																
Ylärajoitin	0.0	78.00	105		0.0	78.00	130		0.0	78.00	105		0.0	78.00	105	
Alarajoitin	100.0	76.00	100		100.0	76.00	130		100.0	76.00	100		100.0	76.00	100	
OUT																
Ylärajoitin	0.0	74.00	150		0.0	74.00	150		0.0	74.00	150		0.0	74.00	150	
Ylä gEUD		27.00	40	0.5		27.00	40	0.5		27.00	40	0.5		27.00	40	0.5
Rakko																
Ylärajoitin	0.0	74.00	85		0.0	74.00	85		0.0	74.00	85		0.0	74.00	85	
RakkoOut																
Ylärajoitin	10.0	13.00	75		10.0	13.00	75		10.0	13.00	75		10.0	13.00	75	
Ylärajoitin	20.0	6.00	50		20.0	6.00	50		20.0	6.00	50		20.0	6.00	50	
Ylä gEUD		4.00	70	0.5		4.00	70	0.5		4.00	70	0.5		4.00	70	0.5
Rectum																
Ylärajoitin	0.0	62.00	40		0.0	62.00	40		0.0	62.00	40		0.0	62.00	40	
RectumOut																
Ylärajoitin	10.0	13.00	75		10.0	13.00	75		10.0	13.00	75		10.0	13.00	75	
Ylärajoitin	20.0	6.00	70		20.0	6.00	70		20.0	6.00	70		20.0	6.00	70	
Ylärajoitin	30.0	4.00	65		30.0	4.00	65		30.0	4.00	65		30.0	4.00	65	
Ylärajoitin	40.0	2.00	50		40.0	2.00	50		40.0	2.00	50		40.0	2.00	50	
Ylä gEUD		2.00	70	0.5		2.00	70	0.5		2.00	70	0.5		2.00	70	0.5

Potilas 12:

	VMAT				Vältettävä sektori				VMAT + staattinen kenttä				Ohjelmallisesti proteesin väistö			
Rakenne	Tilavuus [%]	Annos [Gy]	Paino-kerroin	gEUD α	Tilavuus [%]	Annos [Gy]	Paino-kerroin	gEUD α	Tilavuus [%]	Annos [Gy]	Paino-kerroin	gEUD α	Tilavuus [%]	Annos [Gy]	Paino-kerroin	gEUD α
Prostata																
Ylärajoitin	0.0	80.00	100		0.0	80.00	155		0.0	80.00	155		0.0	80.00	150	
Alarajoitin	100.0	78.00	100		100.0	78.00	155		100.0	78.00	155		100.0	78.00	150	
PTV																
Alarajoitin	98.0	74.00	0		98.0	74.00	60		98.0	74.00	0		98.0	74.00	0	
PTV-Prostata																
Ylärajoitin	0.0	78.00	100		0.0	78.00	145		0.0	78.00	140		0.0	78.00	110	
Alarajoitin	100.0	76.00	100		100.0	76.00	145		100.0	76.00	125		100.0	76.00	110	
OUT																
Ylärajoitin	0.0	74.00	150		0.0	74.00	150		0.0	74.00	150		0.0	74.00	150	
Ylä gEUD		30.00	50	0.5		30.00	50	0.5		30.00	50	0.5		30.00	50	0.5
Rakko																
Ylärajoitin	0.0	74.00	90		0.0	74.00	90		0.0	74.00	90		0.0	74.00	90	
RakkoOut																
Ylärajoitin	10.0	28.00	50		10.0	28.00	50		10.0	28.00	50		10.0	28.00	50	
Ylärajoitin	25.0	18.00	55		25.0	18.00	55		25.0	18.00	55		25.0	18.00	55	
Ylärajoitin	40.0	10.00	60		40.0	10.00	60		40.0	10.00	60		40.0	10.00	60	
Ylä gEUD		9.00	55	0.5		9.00	55	0.5		9.00	55	0.5		9.00	55	0.5
Rectum																
Ylärajoitin	0.0	74.00	85		0.0	74.00	85		0.0	74.00	85		0.0	74.00	85	
RectumOut																
Ylärajoitin	10.0	23.00	50		10.0	23.00	50		10.0	23.00	50		10.0	23.00	50	
Ylärajoitin	20.0	16.00	55		20.0	16.00	55		20.0	16.00	55		20.0	16.00	55	
Ylärajoitin	40.0	10.00	55		40.0	10.00	55		40.0	10.00	55		40.0	10.00	55	
Ylärajoitin	60.0	6.00	60		60.0	6.00	60		60.0	6.00	60		60.0	6.00	60	
Ylärajoitin	80.0	4.00	50		80.0	4.00	50		80.0	4.00	50		80.0	4.00	50	
Ylä gEUD		11.00	60	0.5		11.00	50	0.5		11.00	60	0.5		11.00	60	0.5

Potilas 13:

	VMAT				Vältettävä sektori				VMAT + staattinen kenttä				Ohjelmallisesti proteesin väistö			
Rakenne	Tilavuus [%]	Annos [Gy]	Paino-kerroin	gEUD α	Tilavuus [%]	Annos [Gy]	Paino-kerroin	gEUD α	Tilavuus [%]	Annos [Gy]	Paino-kerroin	gEUD α	Tilavuus [%]	Annos [Gy]	Paino-kerroin	gEUD α
Prostata																
Ylärajoitin	0.0	80.00	100		0.0	80.00	155		0.0	80.00	145		0.0	80.00	120	
Alarajoitin	100.0	78.00	100		100.0	78.00	155		100.0	78.00	140		100.0	78.00	120	
PTV																
Alarajoitin	98.0	74.00	0		98.0	74.00	60		98.0	74.00	55		98.0	74.00	0	
PTV-Prostata																
Ylärajoitin	0.0	78.00	100		0.0	78.00	150		0.0	78.00	135		0.0	78.00	100	
Alarajoitin	100.0	76.00	100		100.0	76.00	150		100.0	76.00	130		100.0	76.00	100	
OUT																
Ylärajoitin	0.0	74.00	150		0.0	74.00	150		0.0	74.00	150		0.0	74.00	150	
Ylä gEUD		30.00	50	0.5		30.00	50	0.5		30.00	50	0.5		30.00	50	0.5
Rakko																
Ylärajoitin	0.0	74.00	90		0.0	74.00	90		0.0	74.00	90		0.0	74.00	90	
RakkoOut																
Ylärajoitin	5.0	42.00	55		5.0	42.00	55		5.0	42.00	55		5.0	42.00	55	
Ylärajoitin	15.0	28.00	55		15.0	28.00	55		15.0	28.00	55		15.0	28.00	55	
Ylärajoitin	25.0	16.00	50		25.0	16.00	50		25.0	16.00	50		25.0	16.00	50	
Ylä gEUD		9.00	50	0.5		9.00	50	0.5		9.00	50	0.5		9.00	50	0.5
Rectum																
Ylärajoitin	0.0	74.00	85		0.0	74.00	85		0.0	74.00	85		0.0	74.00	85	
RectumOut																
Ylärajoitin	10.0	27.00	50		10.0	27.00	50		10.0	27.00	50		10.0	27.00	50	
Ylärajoitin	20.0	19.00	55		20.0	19.00	55		20.0	19.00	55		20.0	19.00	55	
Ylärajoitin	35.0	11.00	55		35.0	11.00	55		35.0	11.00	55		35.0	11.00	55	
Ylärajoitin	45.0	8.00	55		45.0	8.00	55		45.0	8.00	55		45.0	8.00	55	
Ylärajoitin	55.0	6.00	50		55.0	6.00	50		55.0	6.00	50		55.0	6.00	50	
Ylä gEUD		9.00	55	0.5		9.00	55	0.5		9.00	55	0.5		9.00	55	0.5

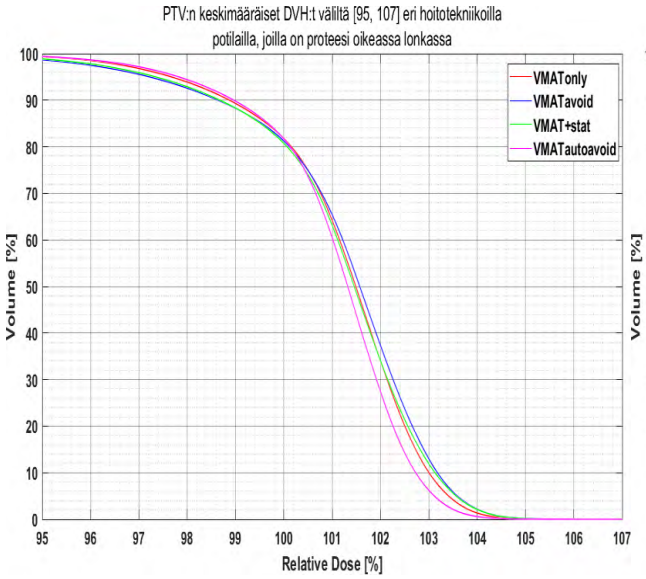
Potilas 14:

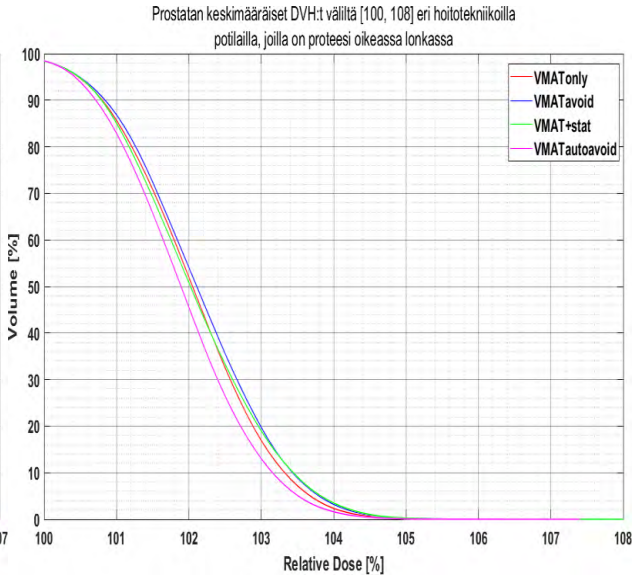
	VMAT				Vältettävä sektori				VMAT + staattinen kenttä				Ohjelmallisesti proteesin väistö			
Rakenne	Tilavuus [%]	Annos [Gy]	Paino-kerroin	gEUD α	Tilavuus [%]	Annos [Gy]	Paino-kerroin	gEUD α	Tilavuus [%]	Annos [Gy]	Paino-kerroin	gEUD α	Tilavuus [%]	Annos [Gy]	Paino-kerroin	gEUD α
Prostata																
Ylärajoitin	0.0	80.00	100		0.0	80.00	150		0.0	80.00	150		0.0	80.00	140	
Alarajoitin	100.0	78.00	100		100.0	78.00	150		100.0	78.00	145		100.0	78.00	145	
PTV																
Alarajoitin	98.0	74.00	0		98.0	74.00	50		98.0	74.00	0		98.0	74.00	0	
PTV-Prostata																
Ylärajoitin	0.0	78.00	100		0.0	78.00	145		0.0	78.00	140		0.0	78.00	120	
Alarajoitin	100.0	76.00	100		100.0	76.00	145		100.0	76.00	120		100.0	76.00	115	
OUT																
Ylärajoitin	0.0	74.00	150		0.0	74.00	150		0.0	74.00	150		0.0	74.00	150	
Ylä gEUD		30.00	50	0.5		30.00	50	0.5		30.00	50	0.5		30.00	50	0.5
Rakko																
Ylärajoitin	0.0	74.00	90		0.0	74.00	90		0.0	74.00	90		0.0	74.00	90	
RakkoOut																
Ylärajoitin	8.0	14.00	70		8.0	14.00	70		8.0	14.00	70		8.0	14.00	70	
Ylärajoitin	15.0	6.00	60		15.0	6.00	60		15.0	6.00	60		15.0	6.00	60	
Ylä gEUD		2.00	70	0.5		2.00	70	0.5		2.00	70	0.5		2.00	70	0.5
Rectum																
Ylärajoitin	0.0	74.00	90		0.0	74.00	90		0.0	74.00	90		0.0	74.00	90	
RectumOut																
Ylärajoitin	10.0	20.00	65		10.0	20.00	65		10.0	20.00	65		10.0	20.00	65	
Ylärajoitin	20.0	11.00	70		20.0	11.00	70		20.0	11.00	70		20.0	11.00	70	
Ylärajoitin	30.0	6.00	60		30.0	6.00	60		30.0	6.00	60		30.0	6.00	60	
Ylärajoitin	45.0	3.00	50		45.0	3.00	50		45.0	3.00	50		45.0	3.00	50	
Ylä gEUD		3.00	70	0.5		3.00	70	0.5		3.00	70	0.5		3.00	70	0.5

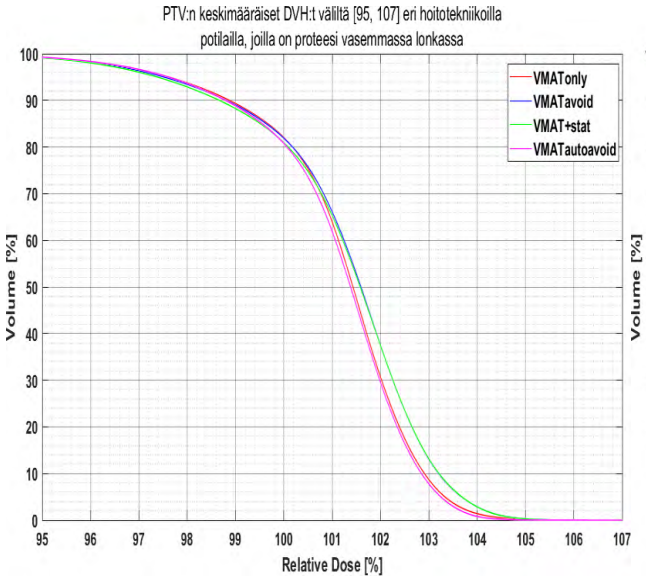
Potilas 15:

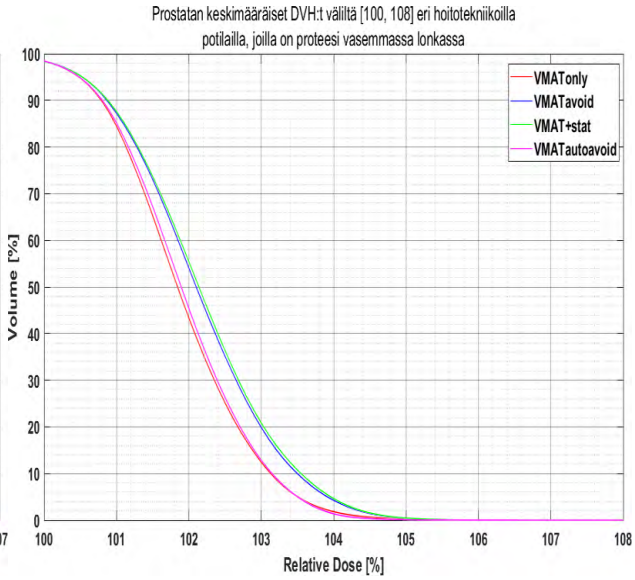
	VMAT				Vältettävä sektori				VMAT + staattinen kenttä				Ohjelmallisesti proteesin väistö			
Rakenne	Tilavuus [%]	Annos [Gy]	Paino-kerroin	gEUD α	Tilavuus [%]	Annos [Gy]	Paino-kerroin	gEUD α	Tilavuus [%]	Annos [Gy]	Paino-kerroin	gEUD α	Tilavuus [%]	Annos [Gy]	Paino-kerroin	gEUD α
Prostata																
Ylärajoitin	0.0	80.00	100		0.0	80.00	160		0.0	80.00	155		0.0	80.00	135	
Alarajoitin	100.0	78.00	100		100.0	78.00	155		100.0	78.00	150		100.0	78.00	140	
PTV																
Alarajoitin	98.0	74.00	0		98.0	74.00	60		98.0	74.00	50		98.0	74.00	0	
PTV-Prostata																
Ylärajoitin	0.0	78.00	100		0.0	78.00	155		0.0	78.00	145		0.0	78.00	120	
Alarajoitin	100.0	76.00	100		100.0	76.00	150		100.0	76.00	130		100.0	76.00	100	
OUT																
Ylärajoitin	0.0	74.00	150		0.0	74.00	150		0.0	74.00	150		0.0	74.00	150	
Ylä gEUD		30.00	50	0.5		30.00	50	0.5		30.00	50	0.5		30.00	50	0.5
Rakko																
Ylärajoitin	0.0	74.00	90		0.0	74.00	90		0.0	74.00	90		0.0	74.00	90	
RakkoOut																
Ylärajoitin	15.0	30.00	50		15.0	30.00	50		15.0	30.00	50		15.0	30.00	50	
Ylärajoitin	25.0	22.00	55		25.0	22.00	55		25.0	22.00	55		25.0	22.00	55	
Ylärajoitin	35.0	16.00	50		35.0	16.00	50		35.0	16.00	50		35.0	16.00	50	
Ylä gEUD		12.00	55	0.5		12.00	55	0.5		12.00	55	0.5		12.00	55	0.5
Rectum																
Ylärajoitin	0.0	74.00	90		0.0	74.00	90		0.0	74.00	90		0.0	74.00	90	
RectumOut																
Ylärajoitin	10.0	33.00	50		10.0	33.00	50		10.0	33.00	50		10.0	33.00	50	
Ylärajoitin	20.0	25.00	55		20.0	25.00	55		20.0	25.00	55		20.0	25.00	55	
Ylärajoitin	30.0	19.00	44		30.0	19.00	44		30.0	19.00	44		30.0	19.00	44	
Ylärajoitin	40.0	14.00	50		40.0	14.00	50		40.0	14.00	50		40.0	14.00	50	
Ylärajoitin	60.0	7.00	55		60.0	7.00	55		60.0	7.00	55		60.0	7.00	55	
Ylärajoitin	80.0	4.00	50		80.0	4.00	50		80.0	4.00	50		80.0	4.00	50	
Ylä gEUD		12.00	60	0.5		12.00	60	0.5		12.00	60	0.5		12.00	60	0.5

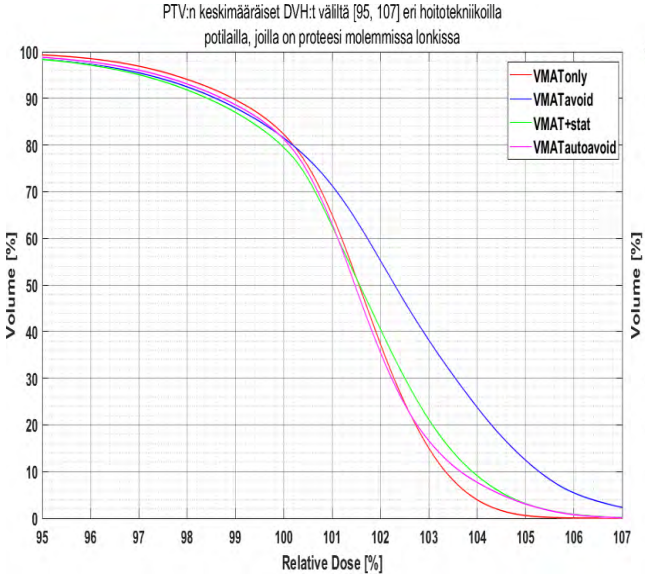
Liite B Rakenteiden keskimääräiset DVH:t eri tekniikoille

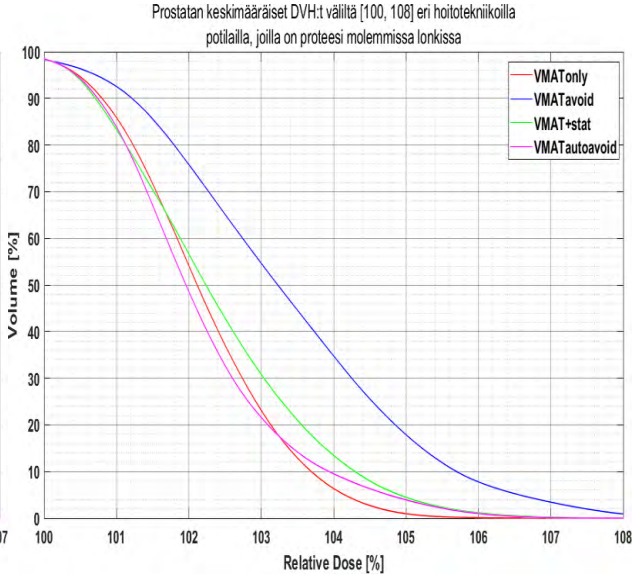


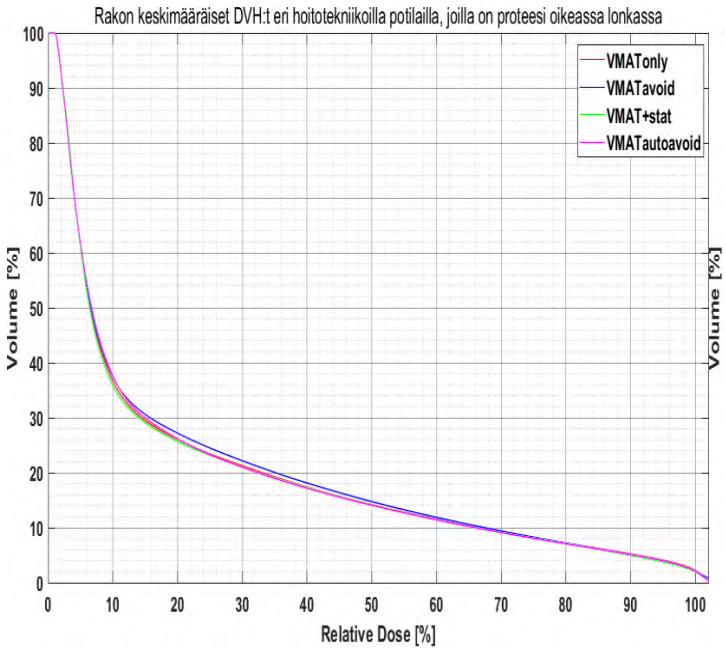


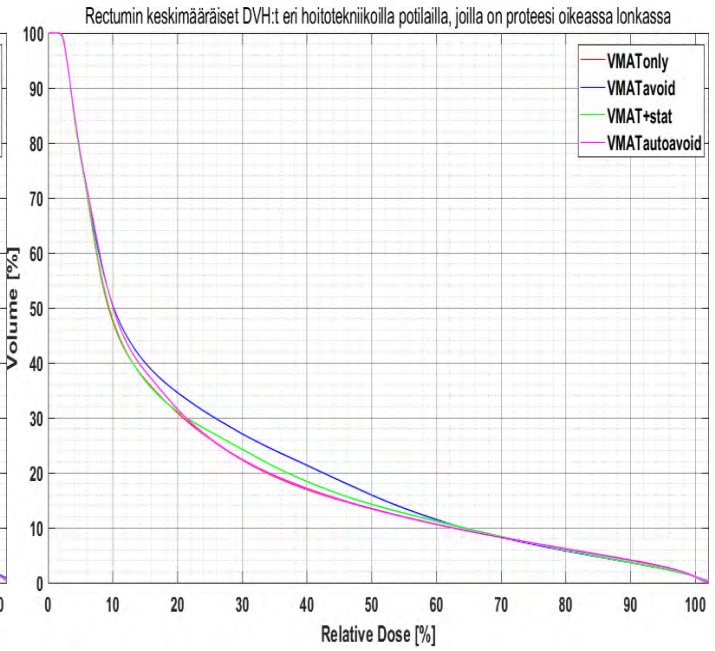


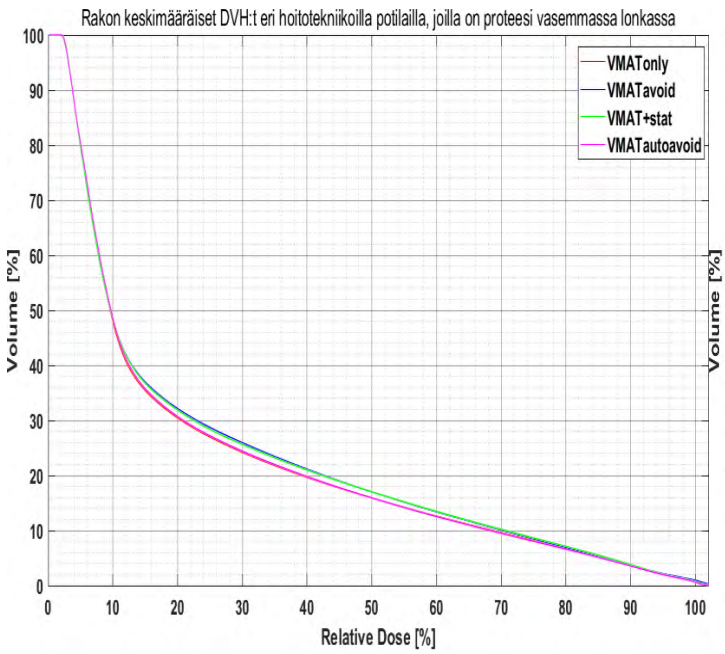


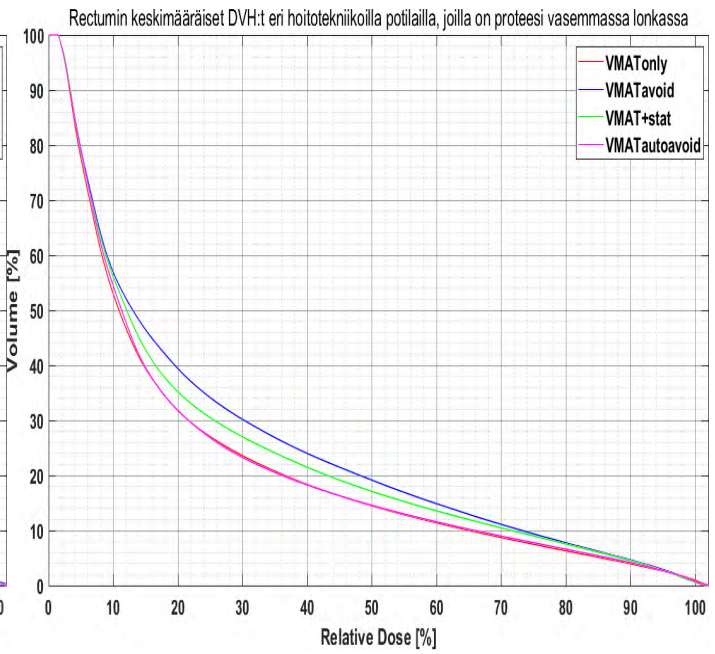


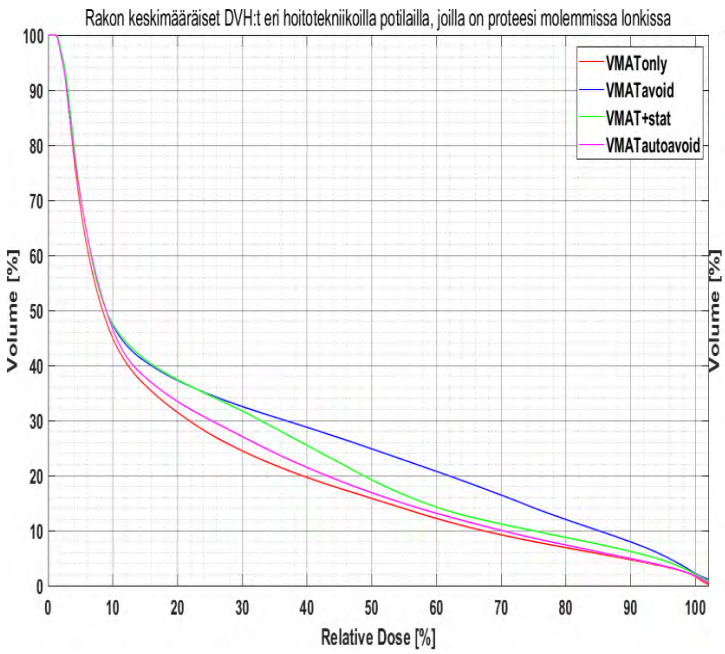


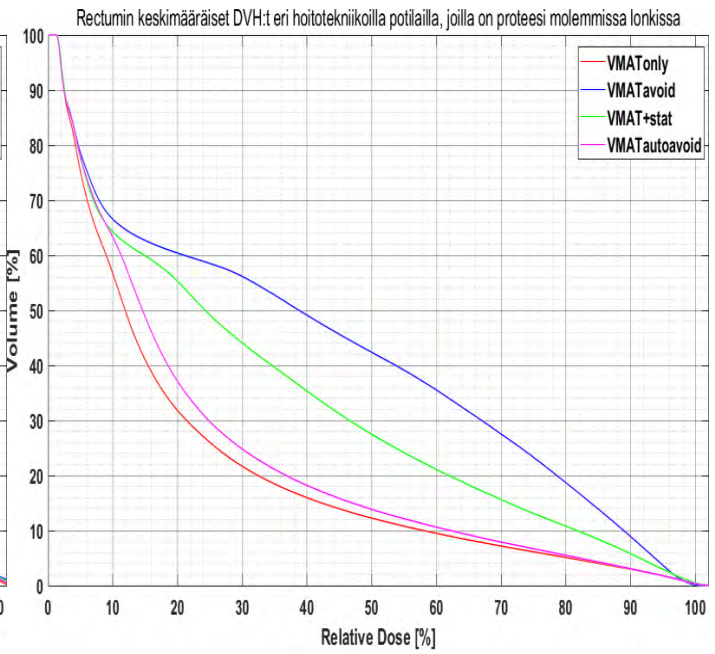

Rakon keskimääräiset DVH:t eri hoitotekniikoilla potilailla, joilla on proteesi oikeassa lonkassa
VMATonly
VMATavoid
VMAT+stat
VMATautoavoid
Volume [%]
Relative Dose [%]

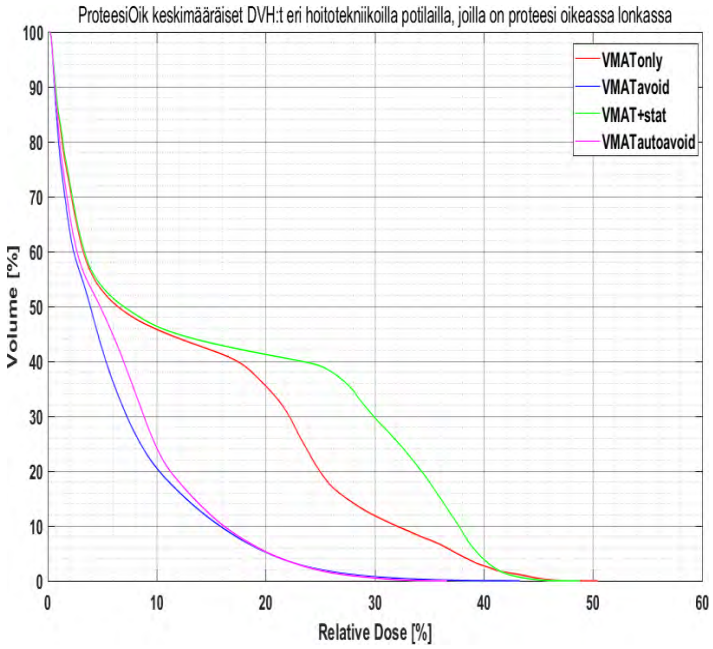

Rectumin keskimääräiset DVH:t eri hoitotekniikoilla potilailla, joilla on proteesi oikeassa lonkassa
VMATonly
VMATavoid
VMAT+stat
VMATautoavoid
Volume [%]
Relative Dose [%]

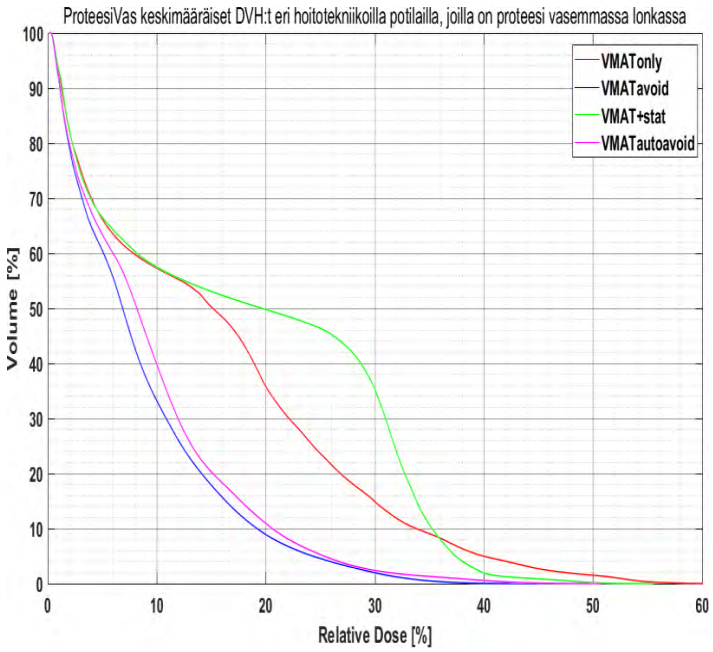

Rakon keskimääräiset DVH:t eri hoitotekniikoilla potilailla, joilla on proteesi vasemmassa lonkassa
VMATonly
VMATavoid
VMAT+stat
VMATautoavoid
Volume [%]
Relative Dose [%]

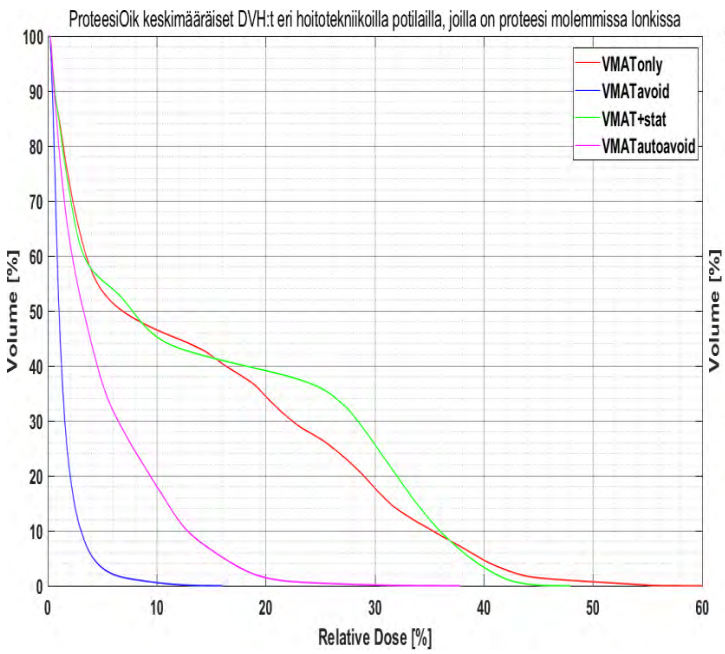

Rectumin keskimääräiset DVH:t eri hoitotekniikoilla potilailla, joilla on proteesi vasemmassa lonkassa
VMATonly
VMATavoid
VMAT+stat
VMATautoavoid
Volume [%]
Relative Dose [%]

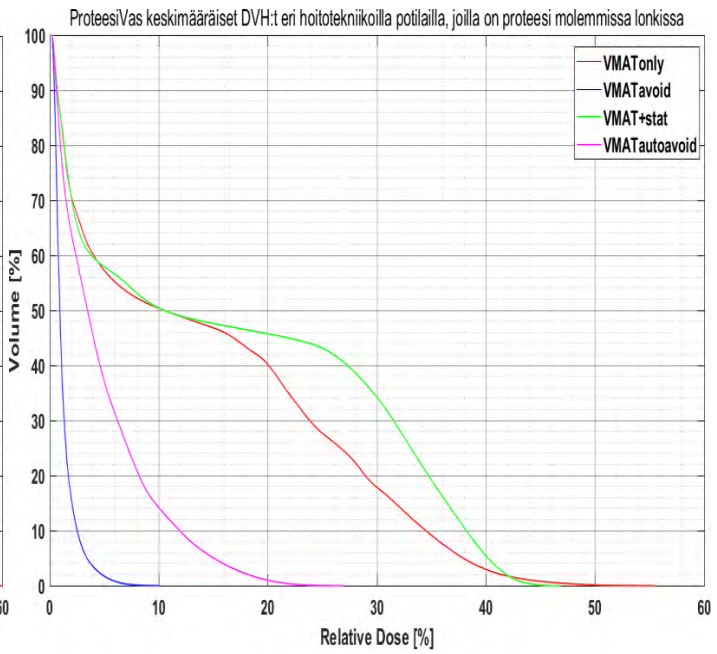

Rakon keskimääräiset DVH:t eri hoitotekniikoilla potilailla, joilla on proteesi molemmissa lonkissa
VMATonly
VMATavoid
VMAT+stat
VMATautoavoid
Volume [%]
Relative Dose [%]


Rectumin keskimääräiset DVH:t eri hoitotekniikoilla potilailla, joilla on proteesi molemmissa lonkissa
VMATonly
VMATavoid
VMAT+stat
VMATautoavoid
Volume [%]
Relative Dose [%]

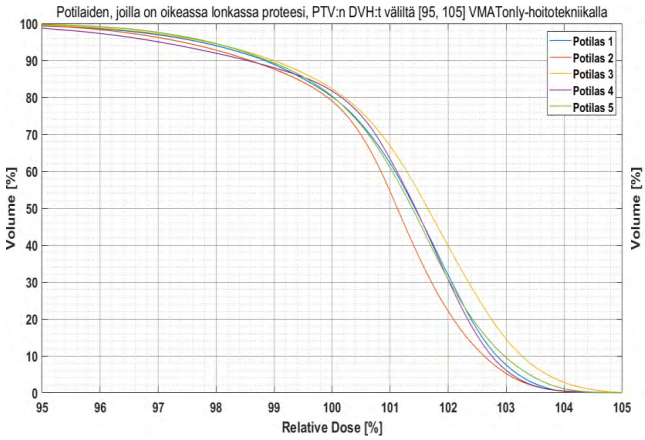

ProteesiOik keskimääräiset DVH:t eri hoitotekniikoilla potilailla, joilla on proteesi oikeassa lonkassa
VMATonly
VMATavoid
VMAT+stat
VMATautoavoid
Volume [%]
Relative Dose [%]

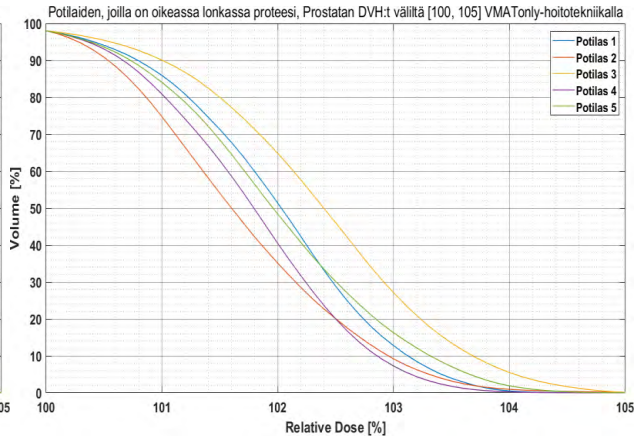

ProteesiVas keskimääräiset DVH:t eri hoitotekniikoilla potilailla, joilla on proteesi vasemmassa lonkassa
VMATonly
VMATavoid
VMAT+stat
VMATautoavoid
Volume [%]
Relative Dose [%]

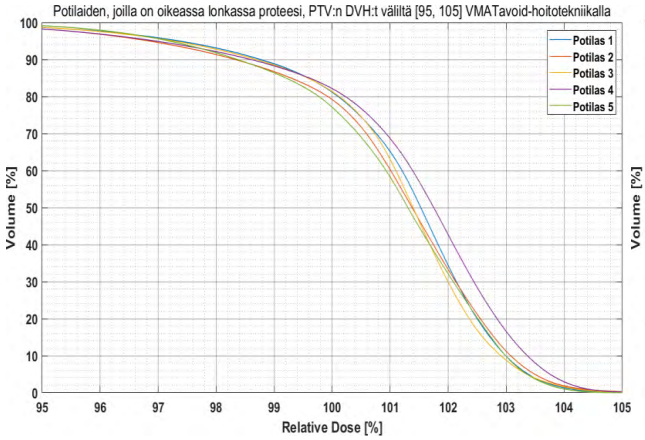

ProteesiOik keskimääräiset DVH:t eri hoitotekniikoilla potilailla, joilla on proteesi molemmissa lonkissa
VMATonly
VMATavoid
VMAT+stat
VMATautoavoid
Volume [%]
Relative Dose [%]

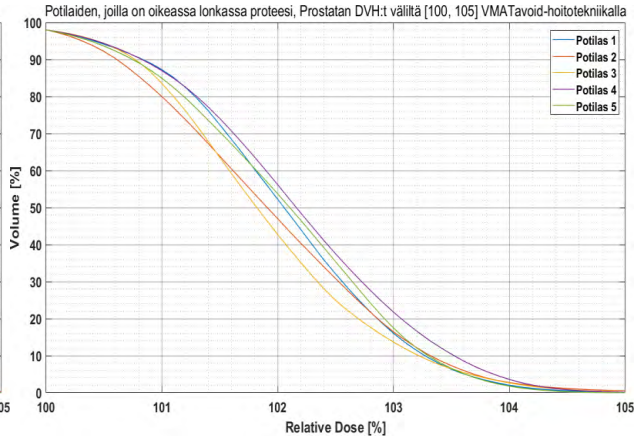

ProteesiVas keskimääräiset DVH:t eri hoitotekniikoilla potilailla, joilla on proteesi molemmissa lonkissa
VMATonly
VMATavoid
VMAT+stat
VMATautoavoid
Volume [%]
Relative Dose [%]

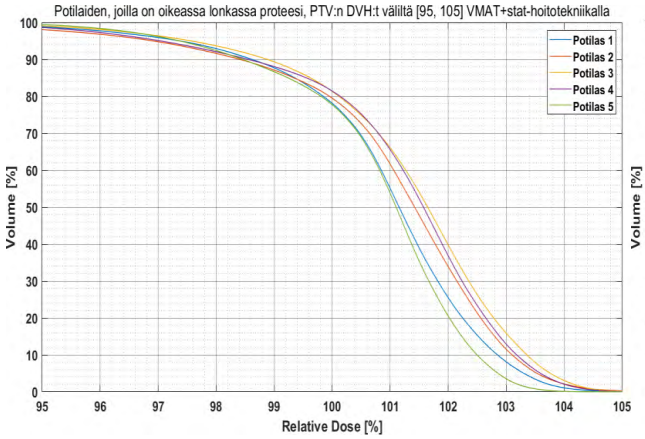
Liite C Rakenteiden DVH:t eri tekniikoilla potilailla, joilla oli oikeassa lonkassa proteesi

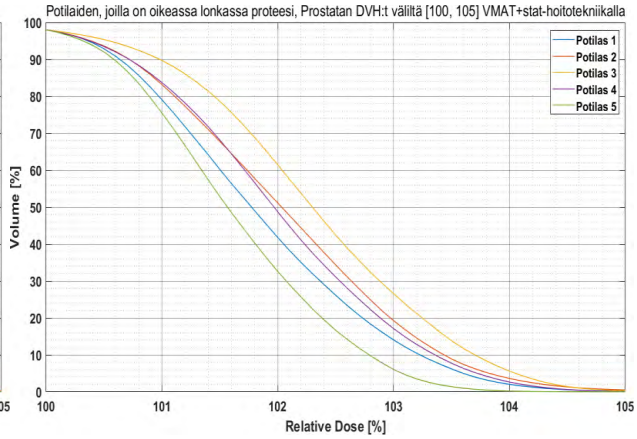


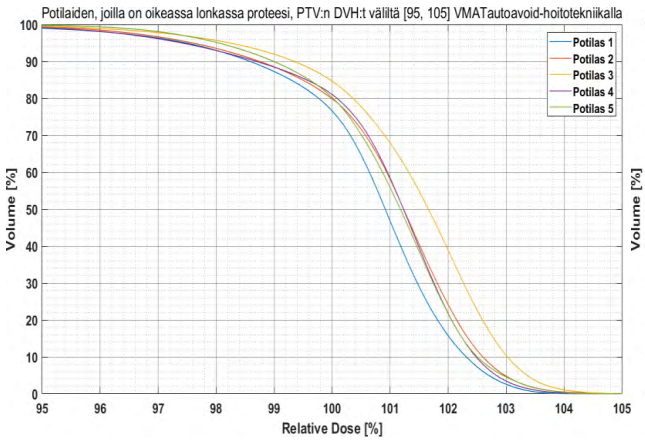


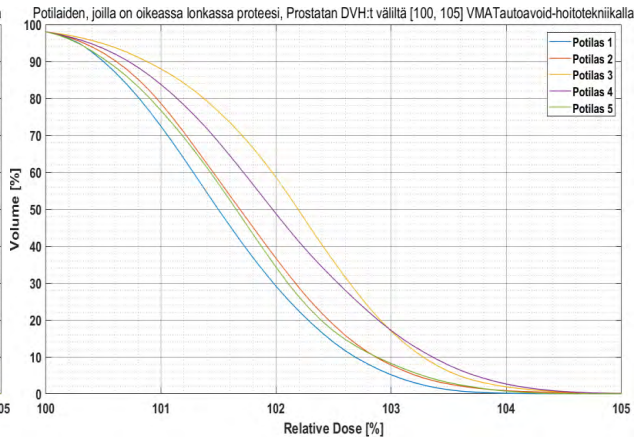


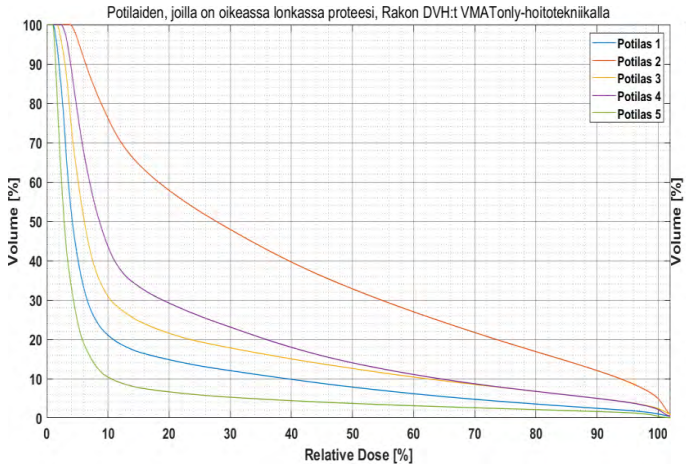


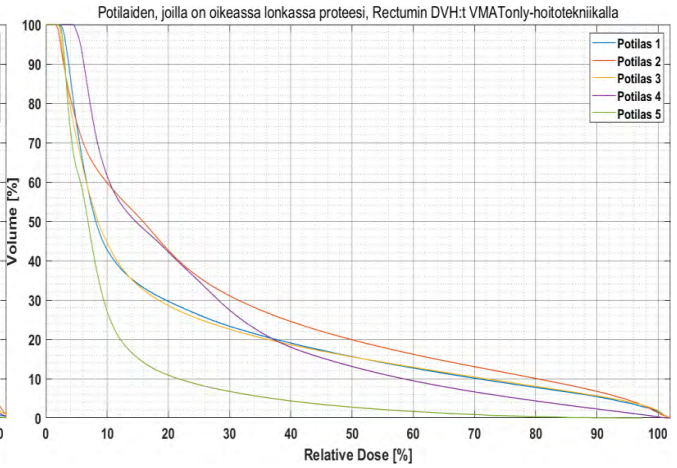


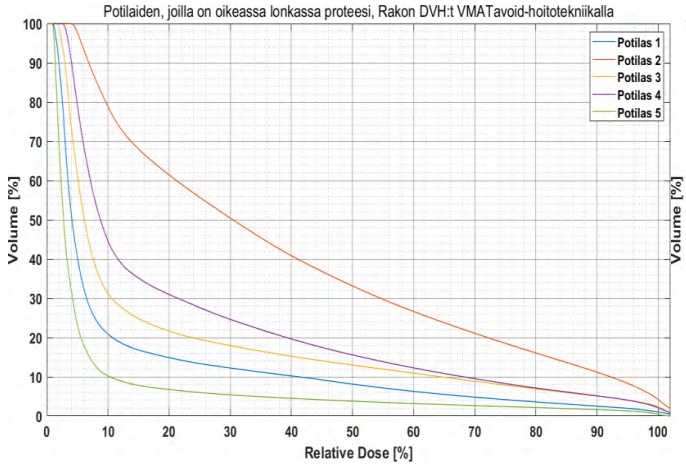


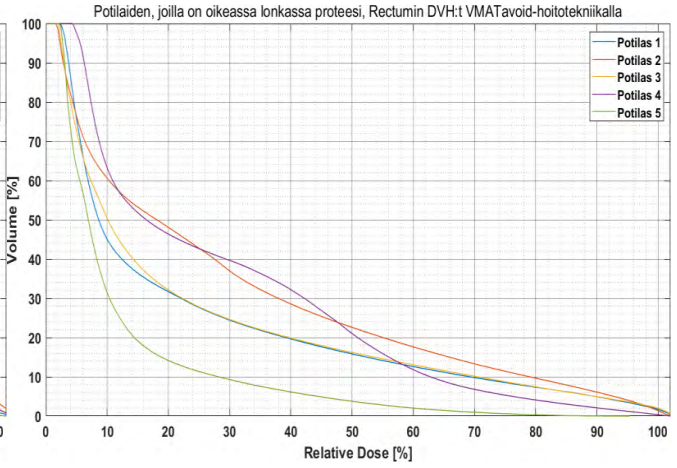


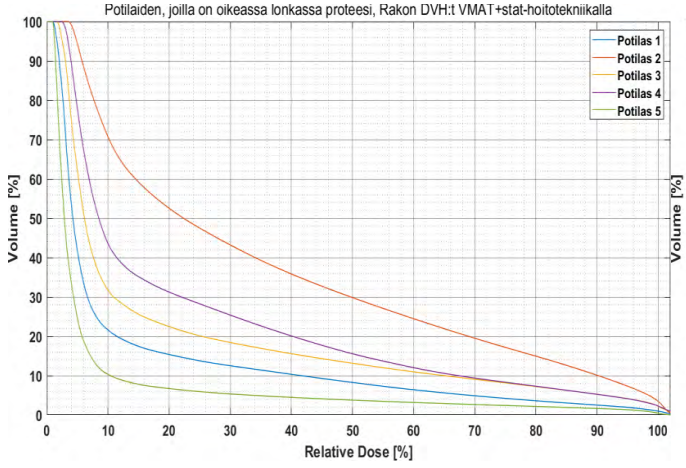


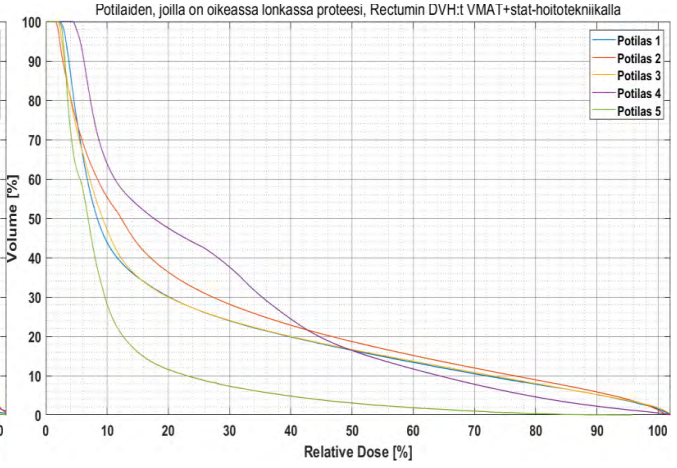

Potilaiden, joilla on oikeassa lonkassa proteesi, Rakon DVH:t VMATonly-hoitotekniikalla
Potilas 1
Potilas 2
Potilas 3
Potilas 4
Potilas 5
Volume [%]
Relative Dose [%]

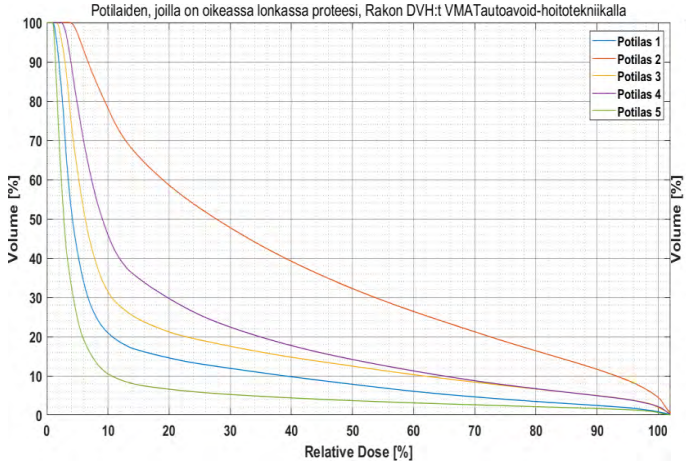

Potilaiden, joilla on oikeassa lonkassa proteesi, Rectumin DVH:t VMATonly-hoitotekniikalla
Potilas 1
Potilas 2
Potilas 3
Potilas 4
Potilas 5
Volume [%]
Relative Dose [%]

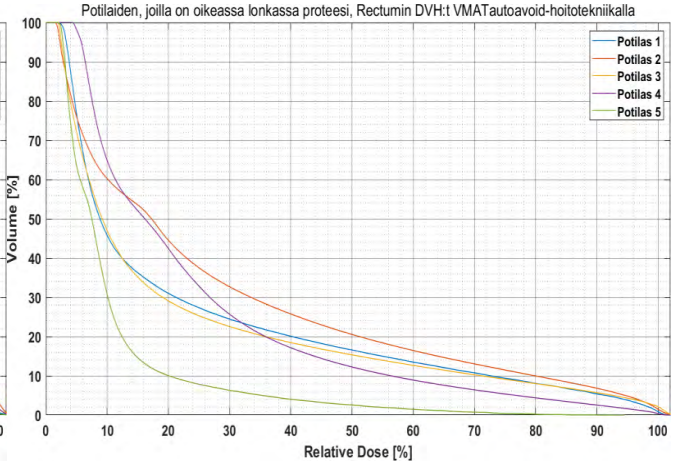

Potilaiden, joilla on oikeassa lonkassa proteesi, Rakon DVH:t VMATavoid-hoitotekniikalla
Potilas 1
Potilas 2
Potilas 3
Potilas 4
Potilas 5
Volume [%]
Relative Dose [%]

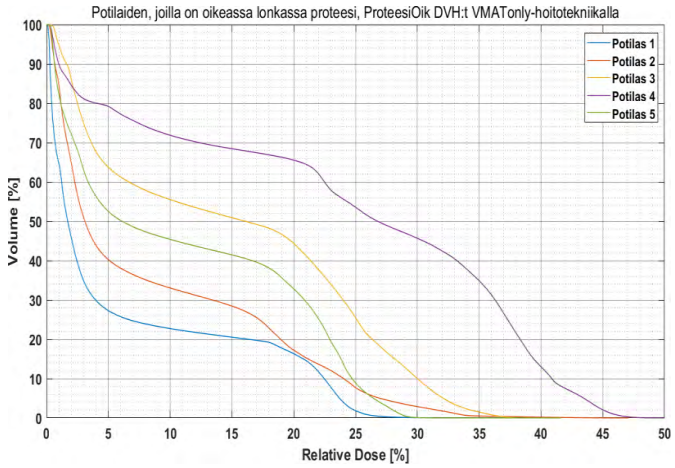

Potilaiden, joilla on oikeassa lonkassa proteesi, Rectumin DVH:t VMATavoid-hoitotekniikalla
Potilas 1
Potilas 2
Potilas 3
Potilas 4
Potilas 5
Volume [%]
Relative Dose [%]

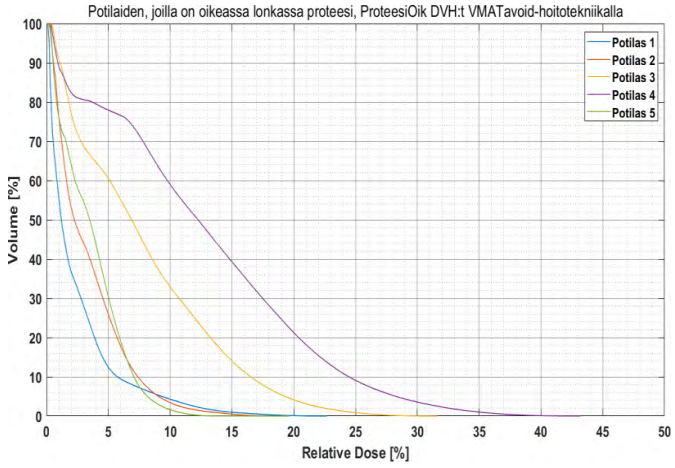

Potilaiden, joilla on oikeassa lonkassa proteesi, Rakon DVH:t VMAT+stat-hoitotekniikalla
Potilas 1
Potilas 2
Potilas 3
Potilas 4
Potilas 5
Volume [%]
Relative Dose [%]

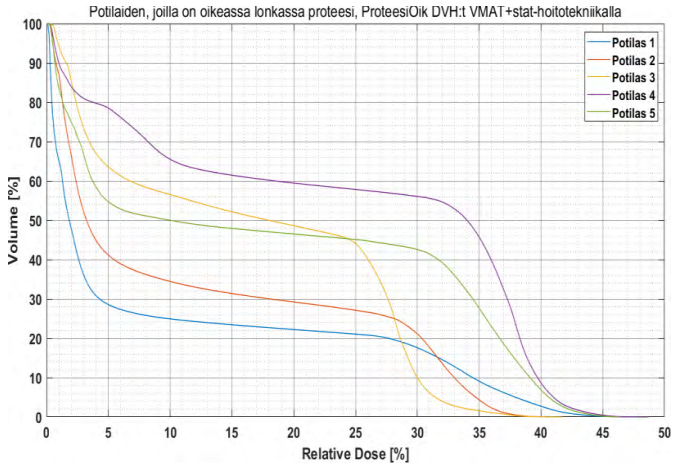

Potilaiden, joilla on oikeassa lonkassa proteesi, Rectumin DVH:t VMAT+stat-hoitotekniikalla
Potilas 1
Potilas 2
Potilas 3
Potilas 4
Potilas 5
Volume [%]
Relative Dose [%]

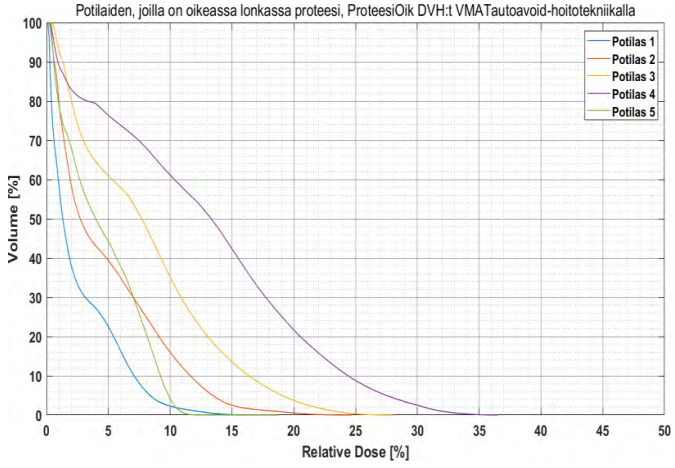

Potilaiden, joilla on oikeassa lonkassa proteesi, Rakon DVH:t VMATautoavoid-hoitotekniikalla
Potilas 1
Potilas 2
Potilas 3
Potilas 4
Potilas 5
Volume [%]
Relative Dose [%]


Potilaiden, joilla on oikeassa lonkassa proteesi, Rectumin DVH:t VMATautoavoid-hoitotekniikalla
Potilas 1
Potilas 2
Potilas 3
Potilas 4
Potilas 5
Volume [%]
Relative Dose [%]

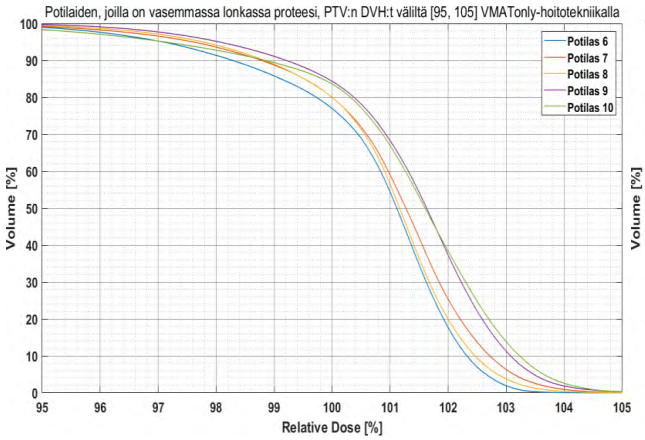

Potilaiden, joilla on oikeassa lonkassa proteesi, ProteesiOik DVH:t VMATonly-hoitotekniikalla
Potilas 1
Potilas 2
Potilas 3
Potilas 4
Potilas 5
Volume [%]
Relative Dose [%]

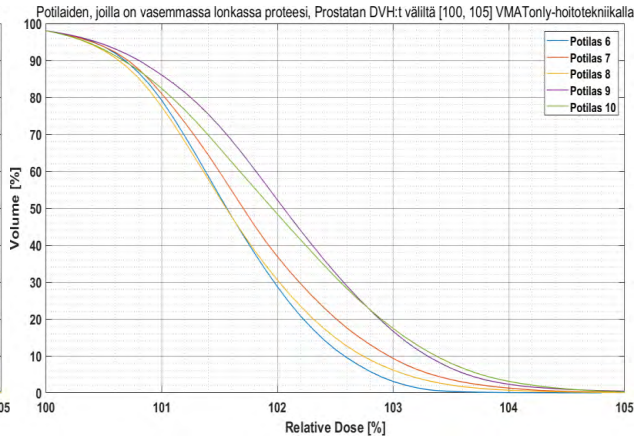

Potilaiden, joilla on oikeassa lonkassa proteesi, ProteesiOik DVH:t VMATavoid-hoitotekniikalla
Potilas 1
Potilas 2
Potilas 3
Potilas 4
Potilas 5
Volume [%]
Relative Dose [%]

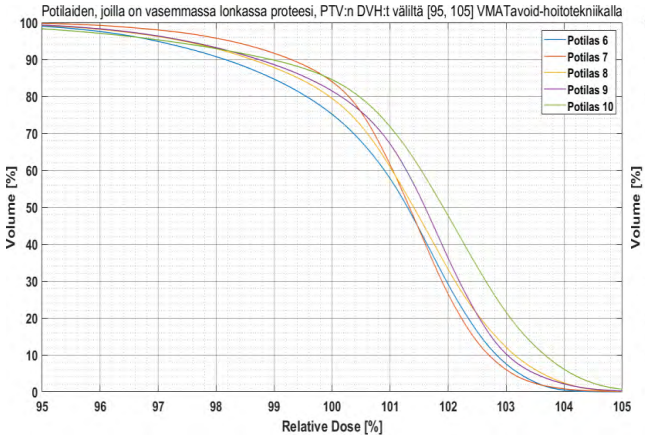

Potilaiden, joilla on oikeassa lonkassa proteesi, ProteesiOik DVH:t VMAT+stat-hoitotekniikalla
Potilas 1
Potilas 2
Potilas 3
Potilas 4
Potilas 5
Volume [%]
Relative Dose [%]

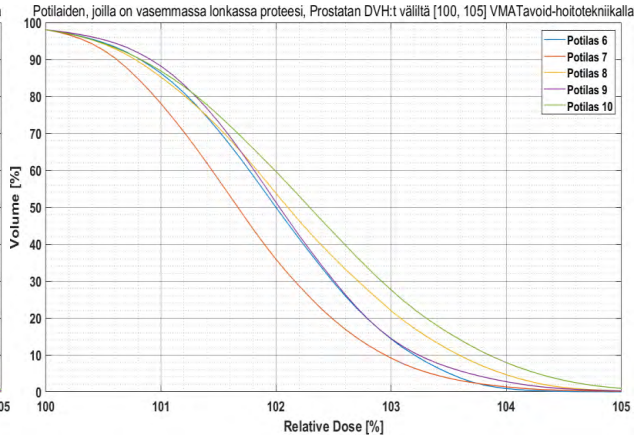

Potilaiden, joilla on oikeassa lonkassa proteesi, ProteesiOik DVH:t VMATautoavoid-hoitotekniikalla
Potilas 1
Potilas 2
Potilas 3
Potilas 4
Potilas 5
Volume [%]
Relative Dose [%]

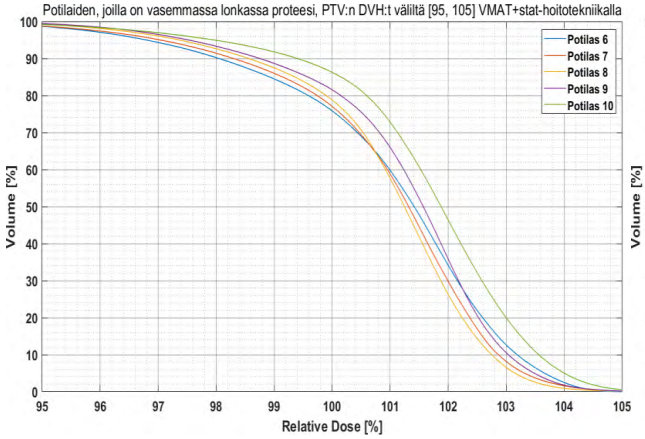
Liite D Rakenteiden DVH:t eri tekniikoilla potilailla, joilla oli vasemmassa lonkassa proteesi

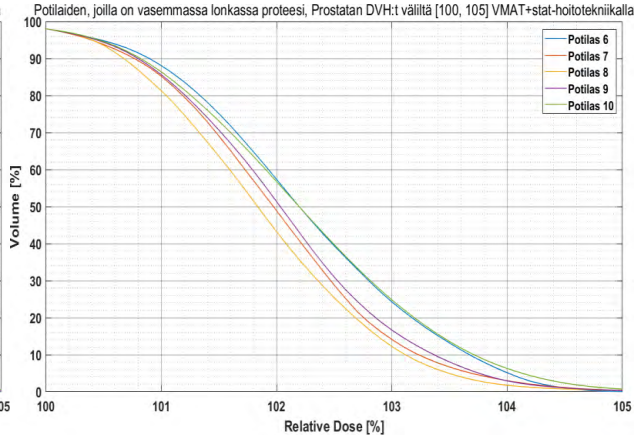


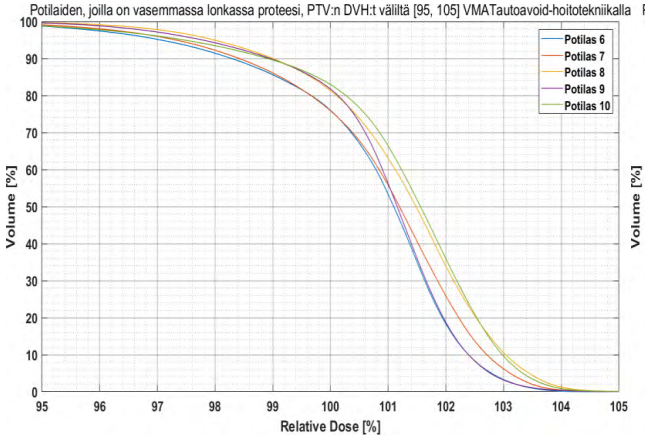


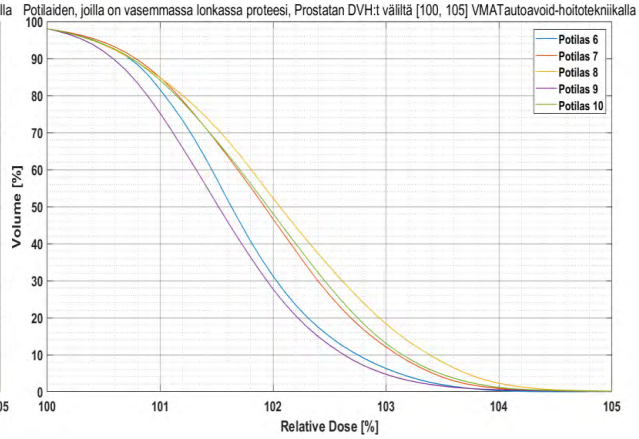


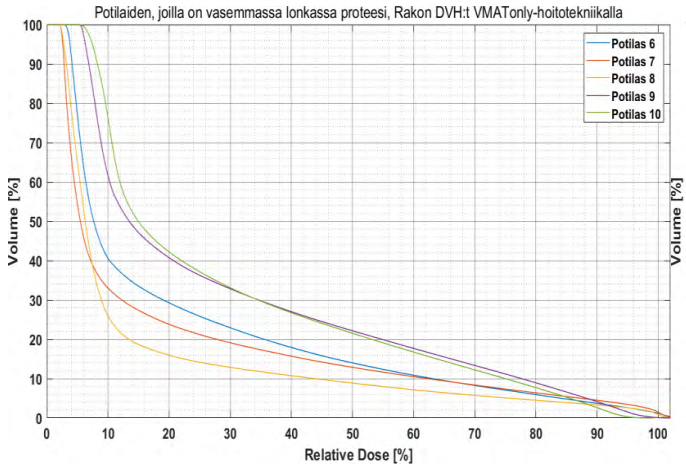


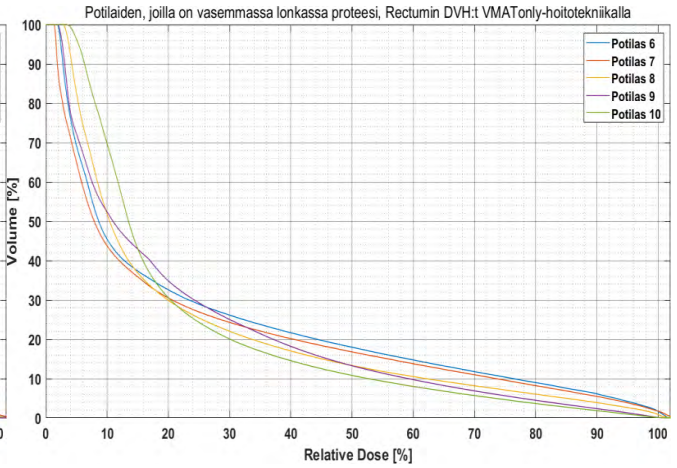


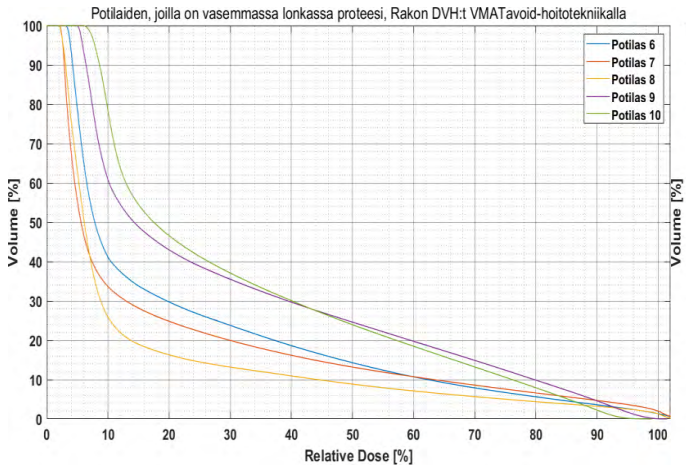


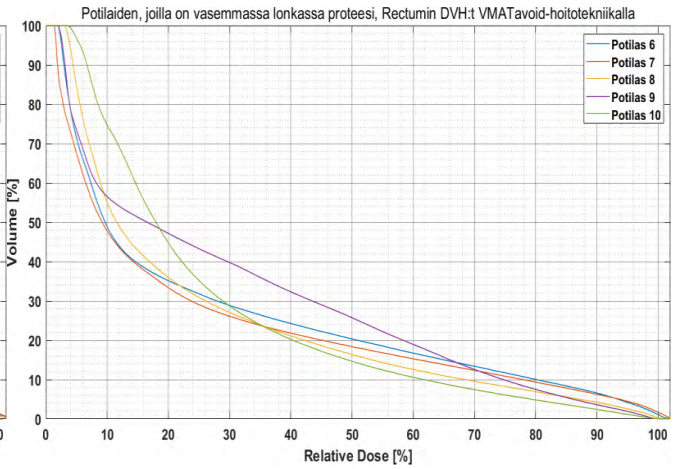


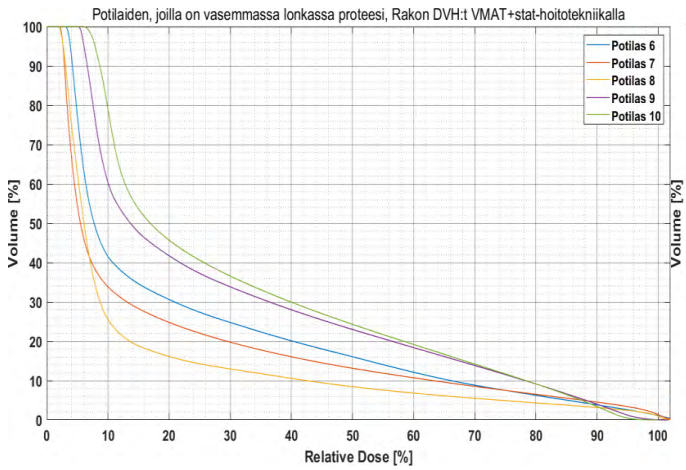


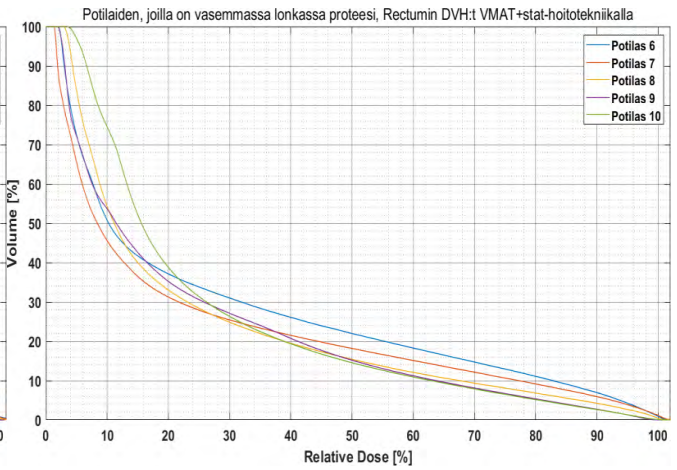

Potilaiden, joilla on vasemmassa lonkassa proteesi, Rakon DVH:t VMATonly-hoitotekniikalla
Potilas 6
Potilas 7
Potilas 8
Potilas 9
Potilas 10
Volume [%]
Relative Dose [%]

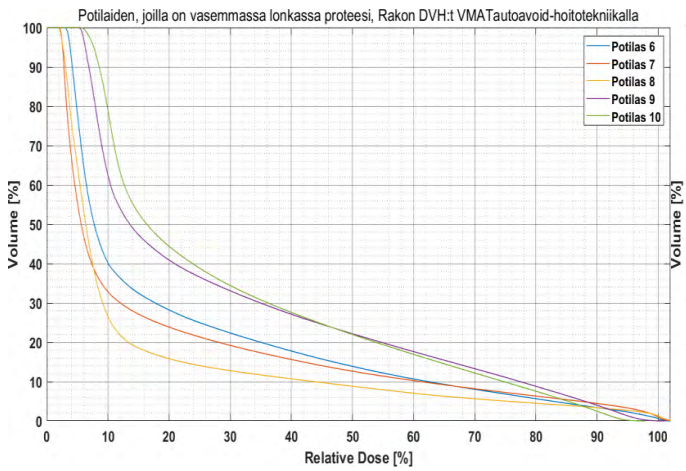

Potilaiden, joilla on vasemmassa lonkassa proteesi, Rectumin DVH:t VMATonly-hoitotekniikalla
Potilas 6
Potilas 7
Potilas 8
Potilas 9
Potilas 10
Volume [%]
Relative Dose [%]

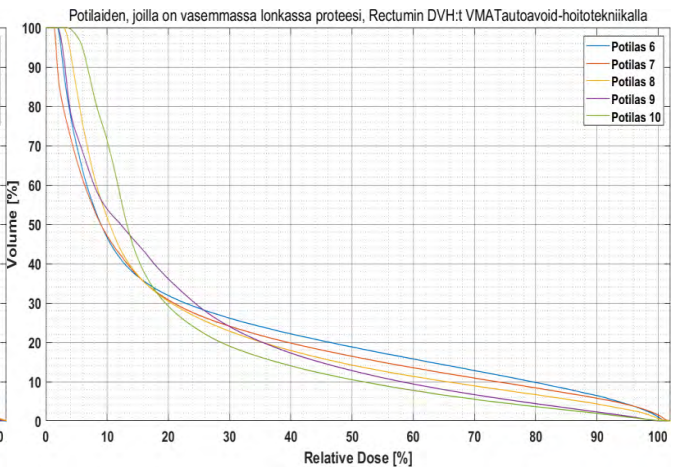

Potilaiden, joilla on vasemmassa lonkassa proteesi, Rakon DVH:t VMATavoid-hoitotekniikalla
Potilas 6
Potilas 7
Potilas 8
Potilas 9
Potilas 10
Volume [%]
Relative Dose [%]

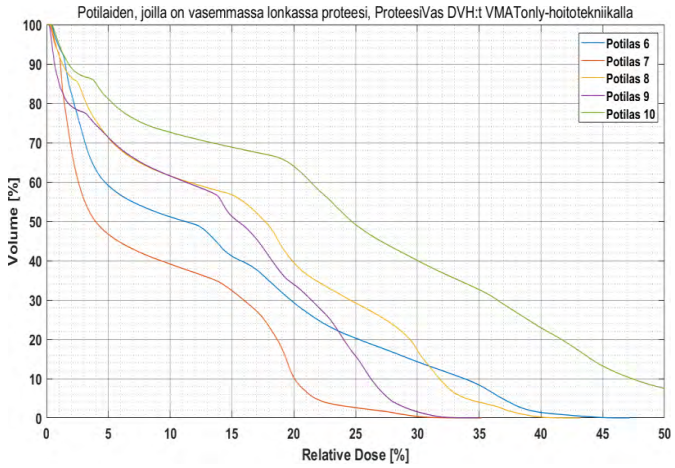

Potilaiden, joilla on vasemmassa lonkassa proteesi, Rectumin DVH:t VMATavoid-hoitotekniikalla
Potilas 6
Potilas 7
Potilas 8
Potilas 9
Potilas 10
Volume [%]
Relative Dose [%]

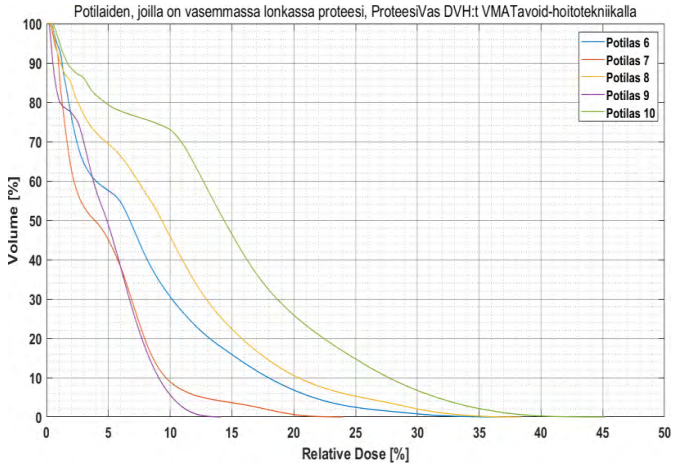

Potilaiden, joilla on vasemmassa lonkassa proteesi, Rakon DVH:t VMAT+stat-hoitotekniikalla
Potilas 6
Potilas 7
Potilas 8
Potilas 9
Potilas 10
Volume [%]
Relative Dose [%]

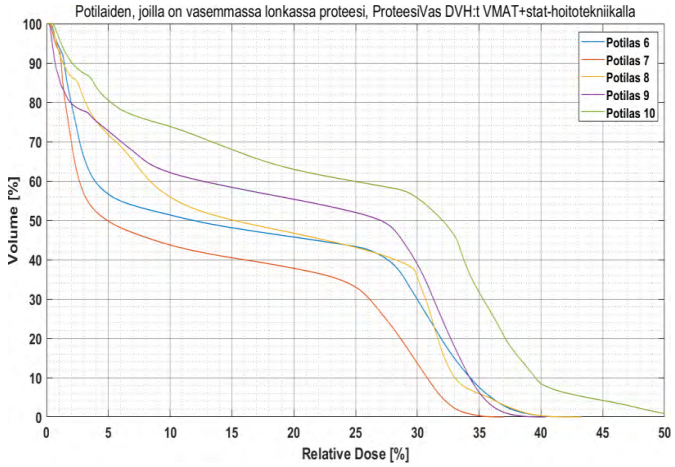

Potilaiden, joilla on vasemmassa lonkassa proteesi, Rectumin DVH:t VMAT+stat-hoitotekniikalla
Potilas 6
Potilas 7
Potilas 8
Potilas 9
Potilas 10
Volume [%]
Relative Dose [%]

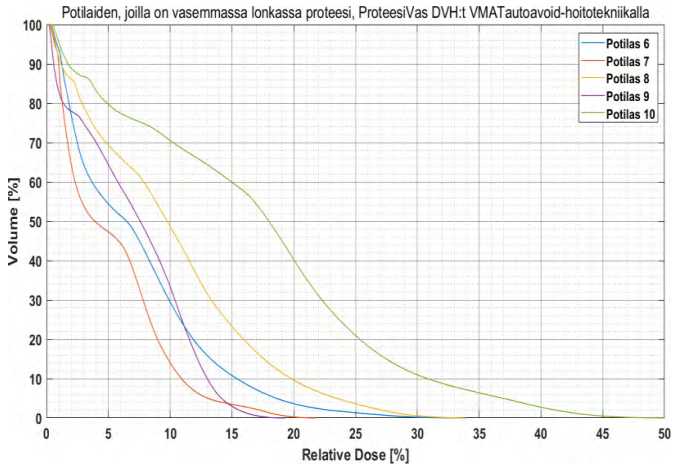

Potilaiden, joilla on vasemmassa lonkassa proteesi, Rakon DVH:t VMATautoavoid-hoitotekniikalla
Potilas 6
Potilas 7
Potilas 8
Potilas 9
Potilas 10
Volume [%]
Relative Dose [%]


Potilaiden, joilla on vasemmassa lonkassa proteesi, Rectumin DVH:t VMATautoavoid-hoitotekniikalla
Potilas 6
Potilas 7
Potilas 8
Potilas 9
Potilas 10
Volume [%]
Relative Dose [%]

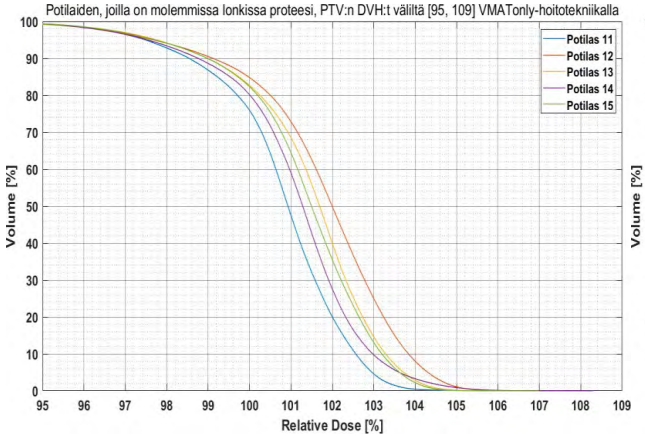

Potilaiden, joilla on vasemmassa lonkassa proteesi, ProteesiVas DVH:t VMATonly-hoitotekniikalla
Potilas 6
Potilas 7
Potilas 8
Potilas 9
Potilas 10
Volume [%]
Relative Dose [%]

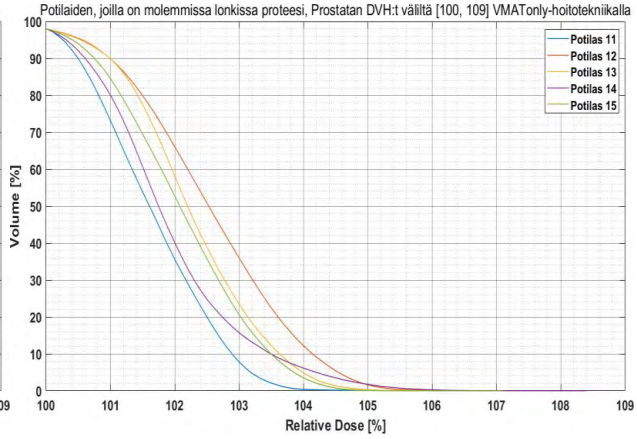

Potilaiden, joilla on vasemmassa lonkassa proteesi, ProteesiVas DVH:t VMATavoid-hoitotekniikalla
Potilas 6
Potilas 7
Potilas 8
Potilas 9
Potilas 10
Volume [%]
Relative Dose [%]

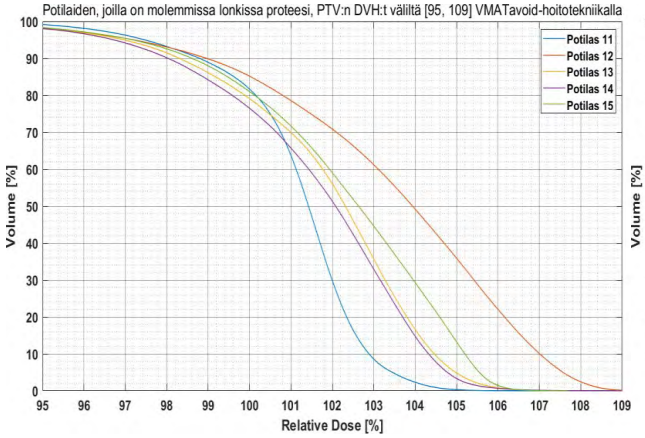

Potilaiden, joilla on vasemmassa lonkassa proteesi, ProteesiVas DVH:t VMAT+stat-hoitotekniikalla
Potilas 6
Potilas 7
Potilas 8
Potilas 9
Potilas 10
Volume [%]
Relative Dose [%]

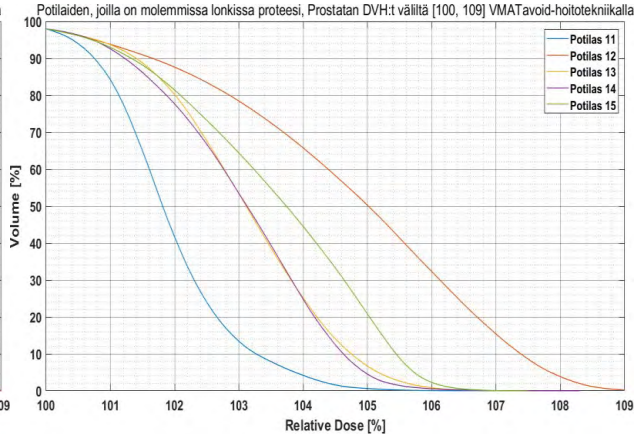

Potilaiden, joilla on vasemmassa lonkassa proteesi, ProteesiVas DVH:t VMATautoavoid-hoitotekniikalla
Potilas 6
Potilas 7
Potilas 8
Potilas 9
Potilas 10
Volume [%]
Relative Dose [%]

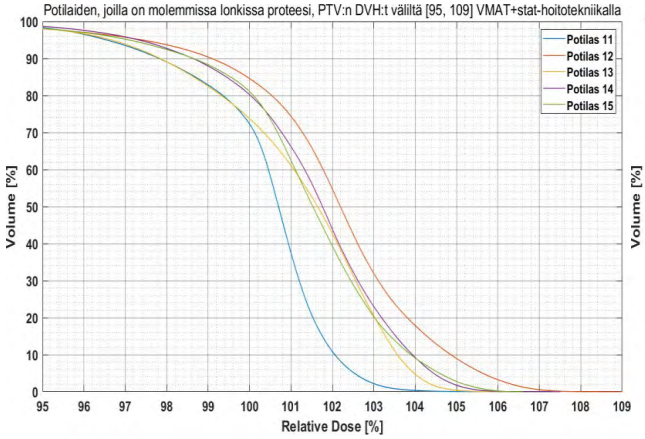
Liite E Rakenteiden DVH:t eri tekniikoilla potilailla, joilla oli molemmissa lonkissa proteesi

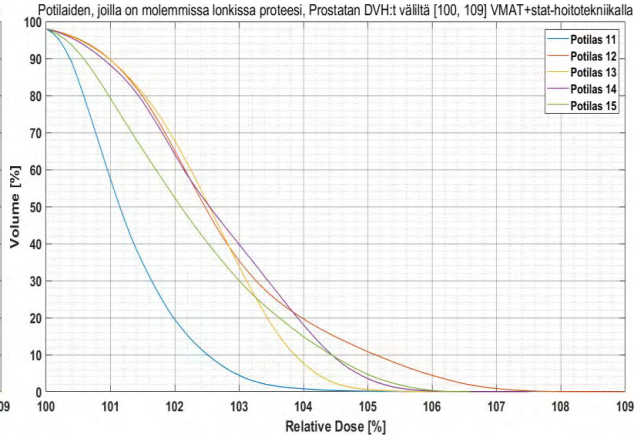


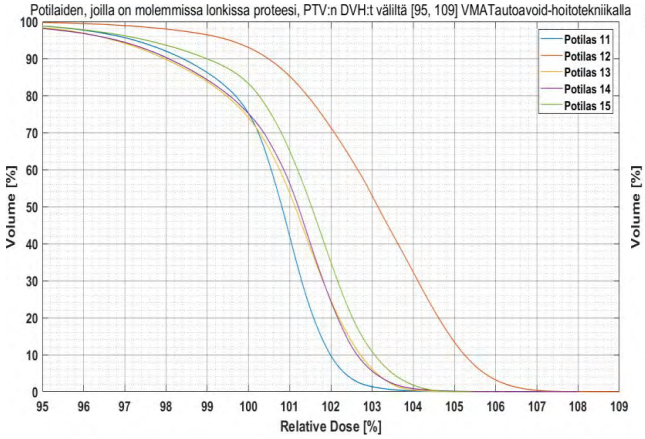


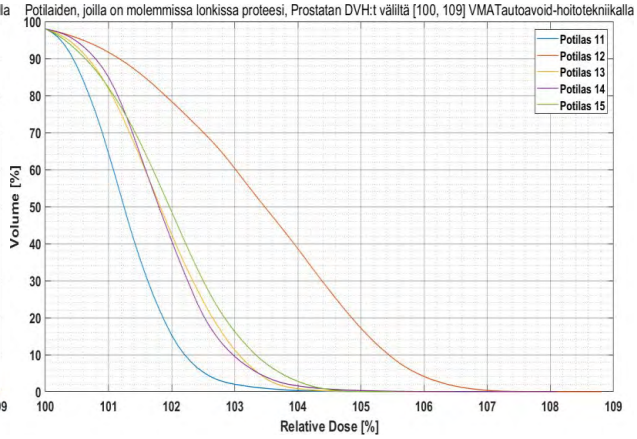


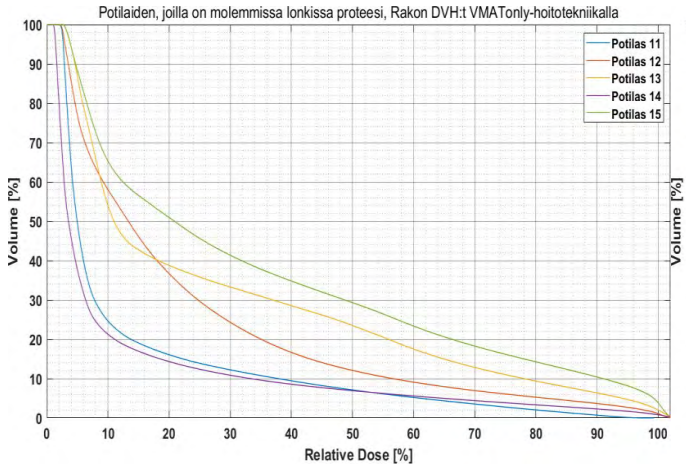


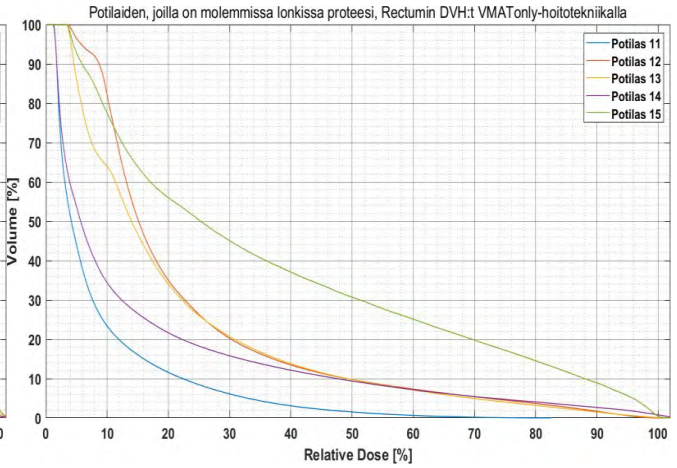


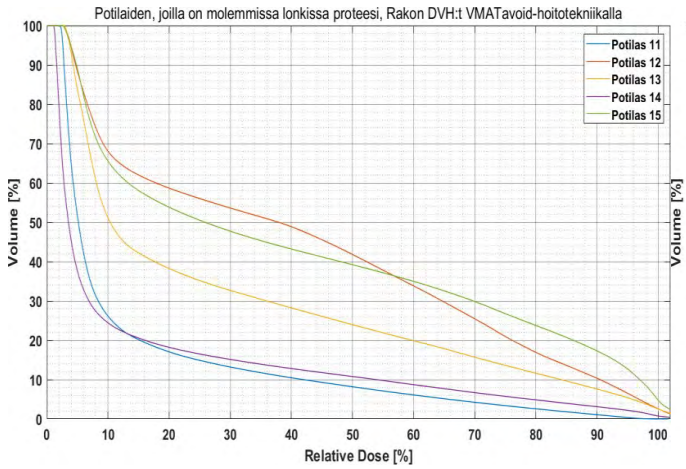


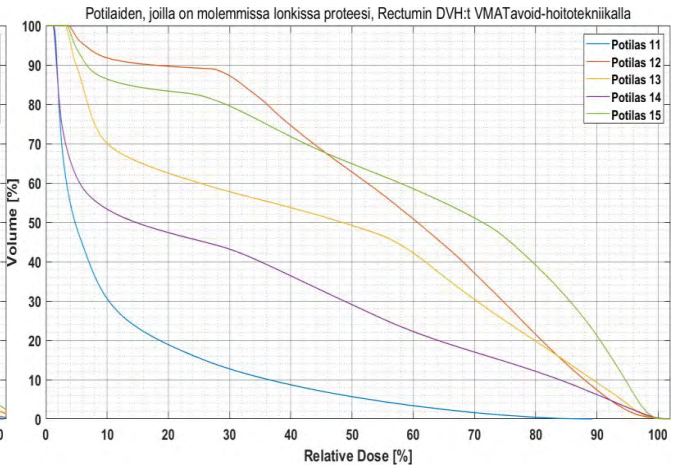


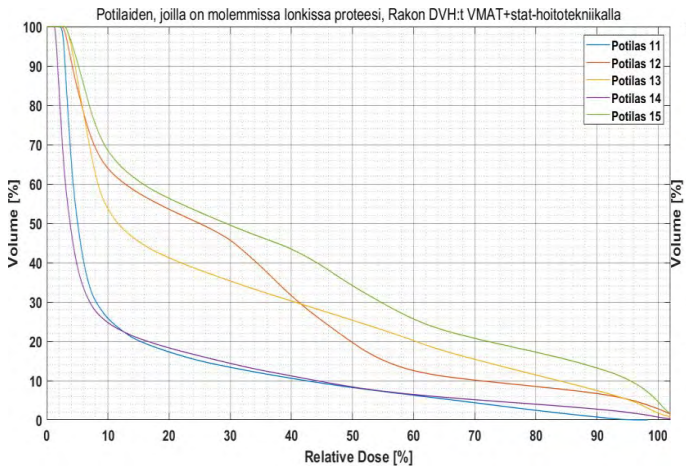


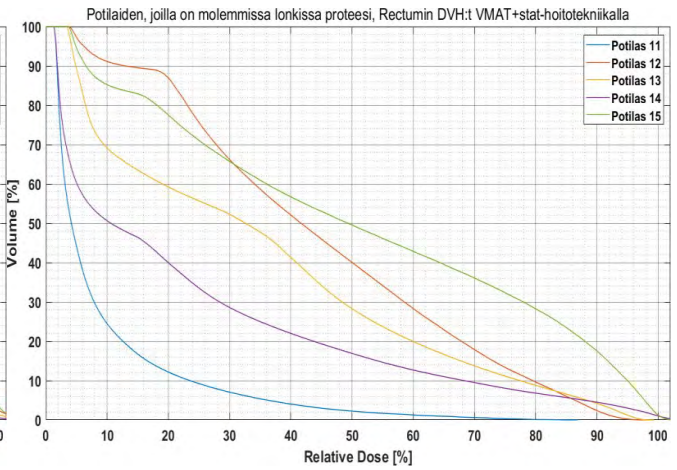

Potilaiden, joilla on molemmissa lonkissa proteesi, Rakon DVH:t VMATonly-hoitotekniikalla
Potilas 11
Potilas 12
Potilas 13
Potilas 14
Potilas 15
Volume [%]
Relative Dose [%]

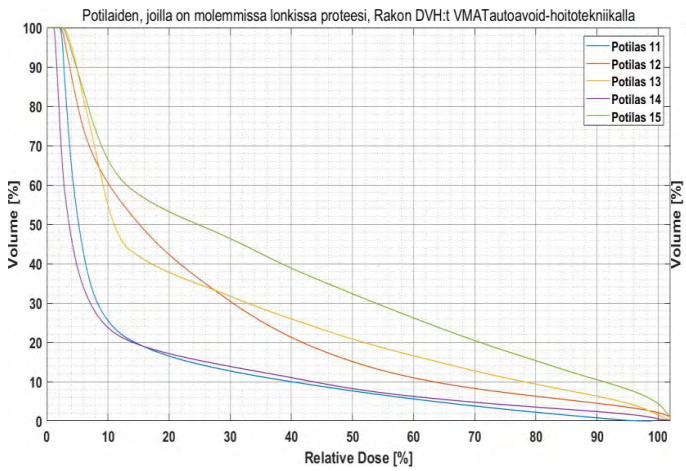

Potilaiden, joilla on molemmissa lonkissa proteesi, Rectumin DVH:t VMATonly-hoitotekniikalla
Potilas 11
Potilas 12
Potilas 13
Potilas 14
Potilas 15
Volume [%]
Relative Dose [%]

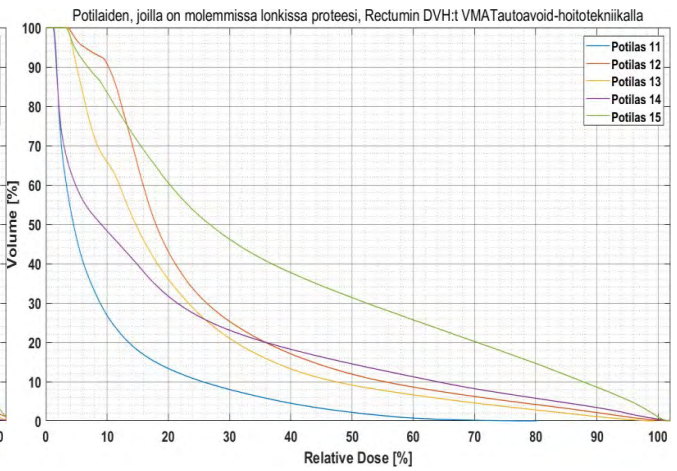

Potilaiden, joilla on molemmissa lonkissa proteesi, Rakon DVH:t VMATavoid-hoitotekniikalla
Potilas 11
Potilas 12
Potilas 13
Potilas 14
Potilas 15
Volume [%]
Relative Dose [%]

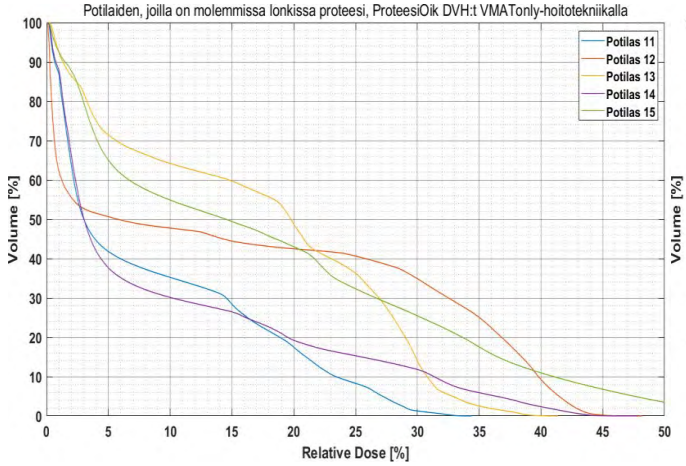

Potilaiden, joilla on molemmissa lonkissa proteesi, Rectumin DVH:t VMATavoid-hoitotekniikalla
Potilas 11
Potilas 12
Potilas 13
Potilas 14
Potilas 15
Volume [%]
Relative Dose [%]

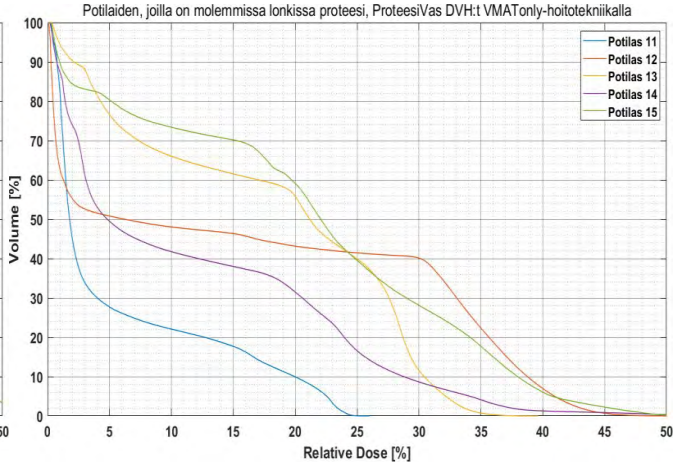

Potilaiden, joilla on molemmissa lonkissa proteesi, Rakon DVH:t VMAT+stat-hoitotekniikalla
Potilas 11
Potilas 12
Potilas 13
Potilas 14
Potilas 15
Volume [%]
Relative Dose [%]

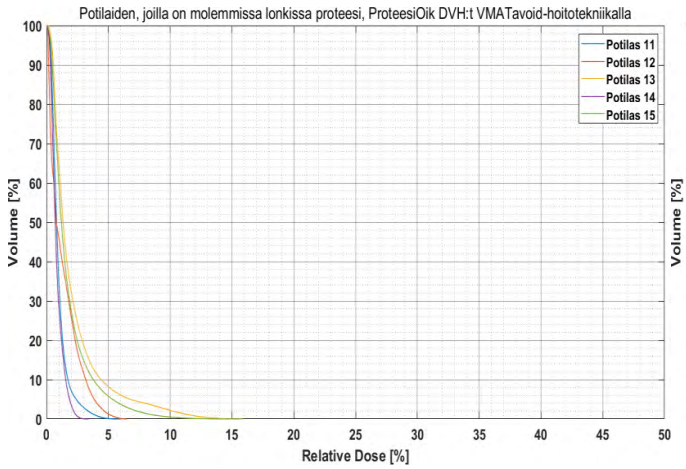

Potilaiden, joilla on molemmissa lonkissa proteesi, Rectumin DVH:t VMAT+stat-hoitotekniikalla
Potilas 11
Potilas 12
Potilas 13
Potilas 14
Potilas 15
Volume [%]
Relative Dose [%]

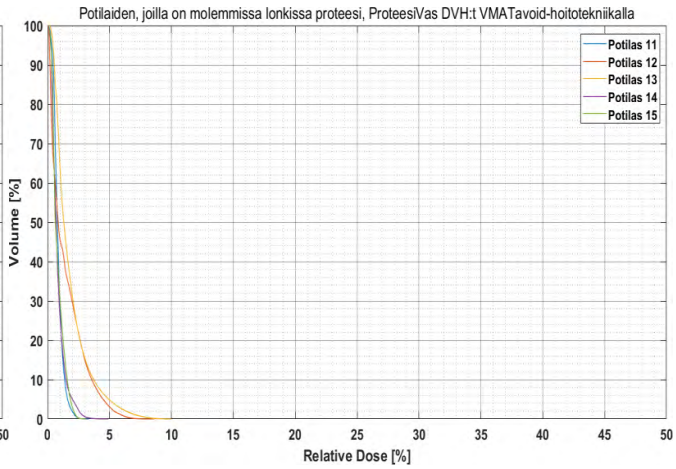

Potilaiden, joilla on molemmissa lonkissa proteesi, Rakon DVH:t VMATautoavoid-hoitotekniikalla
Potilas 11
Potilas 12
Potilas 13
Potilas 14
Potilas 15
Volume [%]
Relative Dose [%]

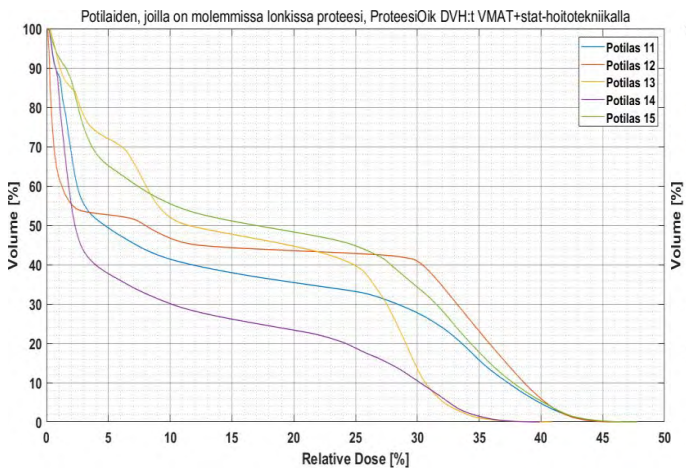

Potilaiden, joilla on molemmissa lonkissa proteesi, Rectumin DVH:t VMATautoavoid-hoitotekniikalla
Potilas 11
Potilas 12
Potilas 13
Potilas 14
Potilas 15
Volume [%]
Relative Dose [%]

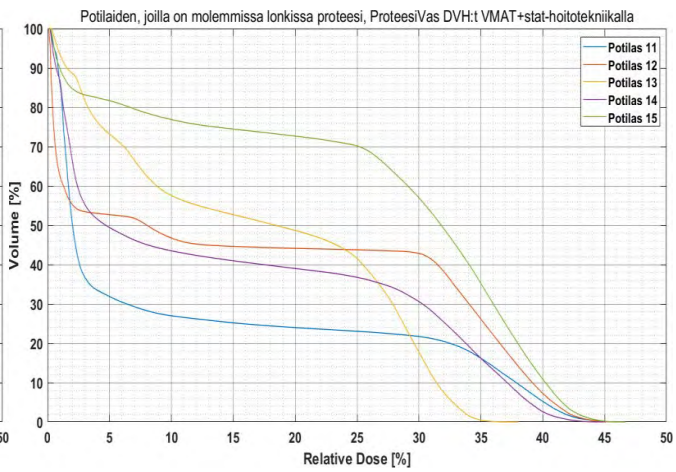

Potilaiden, joilla on molemmissa lonkissa proteesi, ProteesiOik DVH:t VMATonly-hoitotekniikalla
Volume [%]
Relative Dose [%]
Potilas 11
Potilas 12
Potilas 13
Potilas 14
Potilas 15

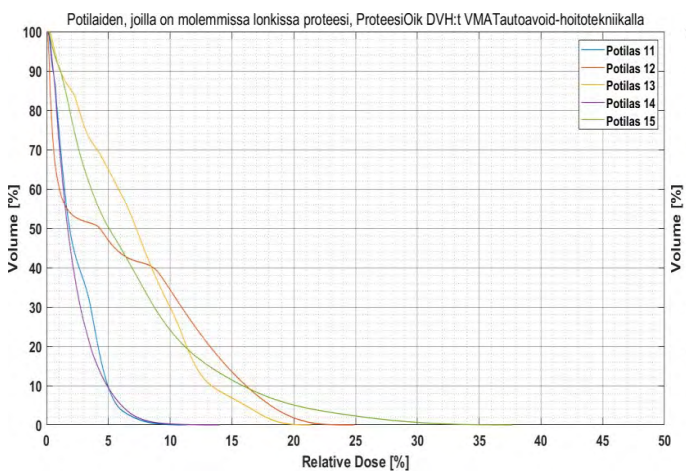

Potilaiden, joilla on molemmissa lonkissa proteesi, ProteesiVas DVH:t VMATonly-hoitotekniikalla
Volume [%]
Relative Dose [%]
Potilas 11
Potilas 12
Potilas 13
Potilas 14
Potilas 15

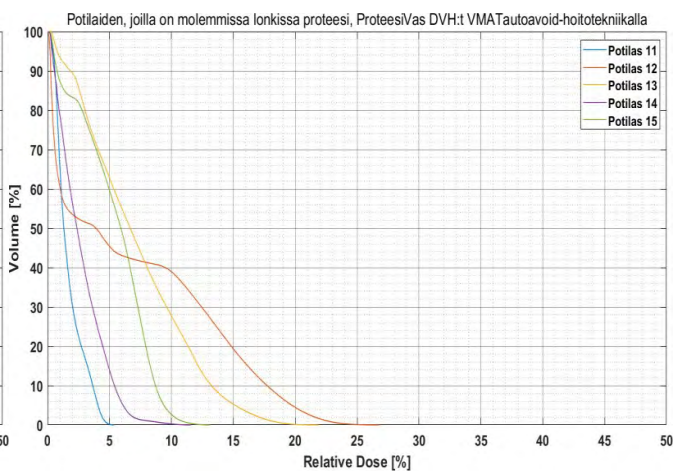

Potilaiden, joilla on molemmissa lonkissa proteesi, ProteesiOik DVH:t VMATavoid-hoitotekniikalla
Volume [%]
Relative Dose [%]
Potilas 11
Potilas 12
Potilas 13
Potilas 14
Potilas 15


Potilaiden, joilla on molemmissa lonkissa proteesi, ProteesiVas DVH:t VMATavoid-hoitotekniikalla
Volume [%]
Relative Dose [%]
Potilas 11
Potilas 12
Potilas 13
Potilas 14
Potilas 15

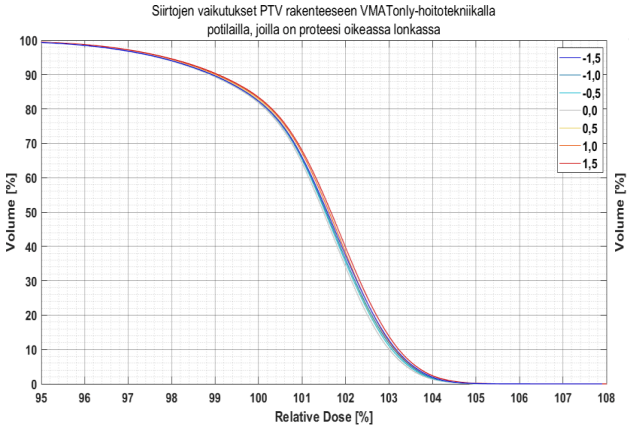

Potilaiden, joilla on molemmissa lonkissa proteesi, ProteesiOik DVH:t VMAT+stat-hoitotekniikalla
Volume [%]
Relative Dose [%]
Potilas 11
Potilas 12
Potilas 13
Potilas 14
Potilas 15

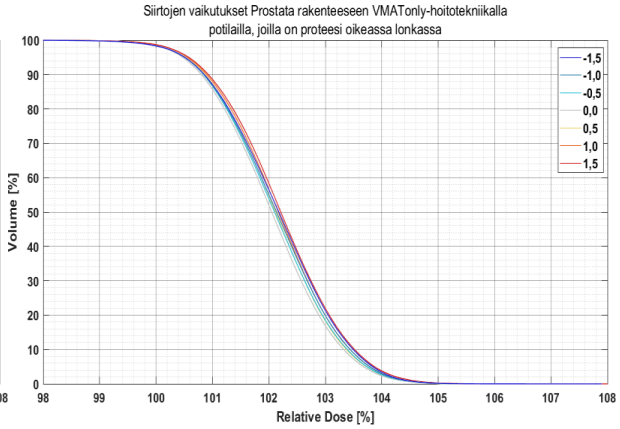

Potilaiden, joilla on molemmissa lonkissa proteesi, ProteesiVas DVH:t VMAT+stat-hoitotekniikalla
Volume [%]
Relative Dose [%]
Potilas 11
Potilas 12
Potilas 13
Potilas 14
Potilas 15

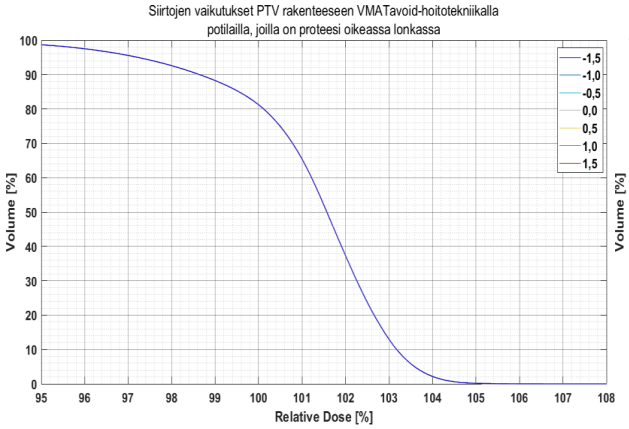

Potilaiden, joilla on molemmissa lonkissa proteesi, ProteesiOik DVH:t VMATautoavoid-hoitotekniikalla
Volume [%]
Relative Dose [%]
Potilas 11
Potilas 12
Potilas 13
Potilas 14
Potilas 15

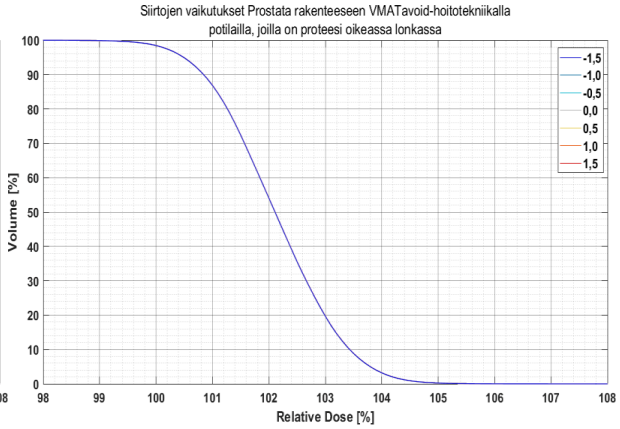

Potilaiden, joilla on molemmissa lonkissa proteesi, ProteesiVas DVH:t VMATautoavoid-hoitotekniikalla
Volume [%]
Relative Dose [%]
Potilas 11
Potilas 12
Potilas 13
Potilas 14
Potilas 15

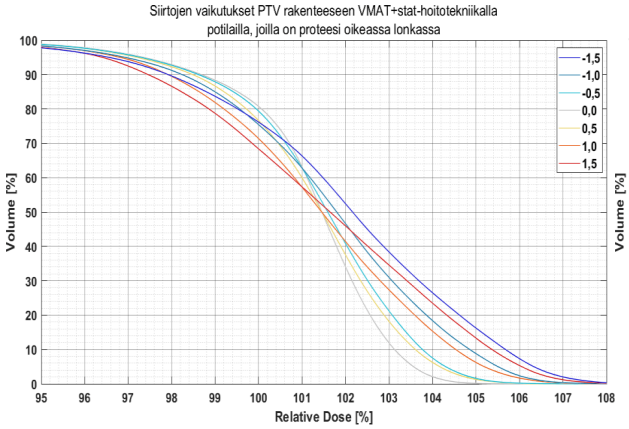
Liite F Keskimääräinen siirron vaikutus rakenteiden PTV ja Prostata annosjakaumiin eri tekniikoilla potilailla, joilla oli oikeassa lonkassa proteesi

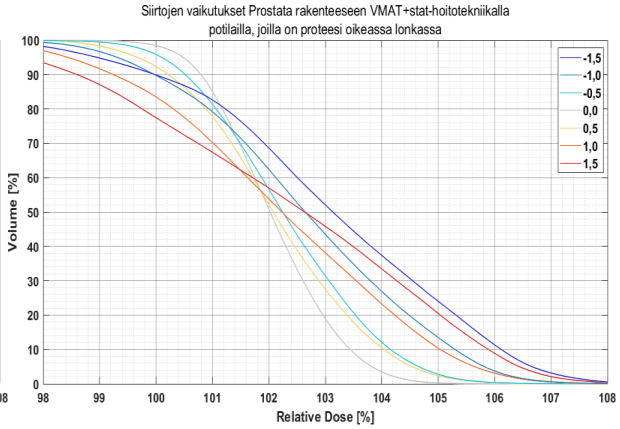


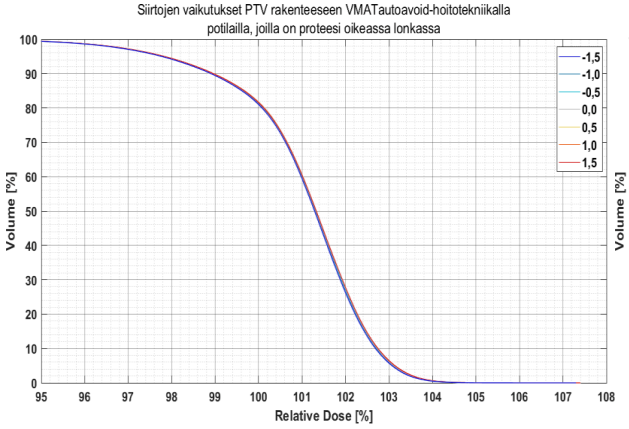


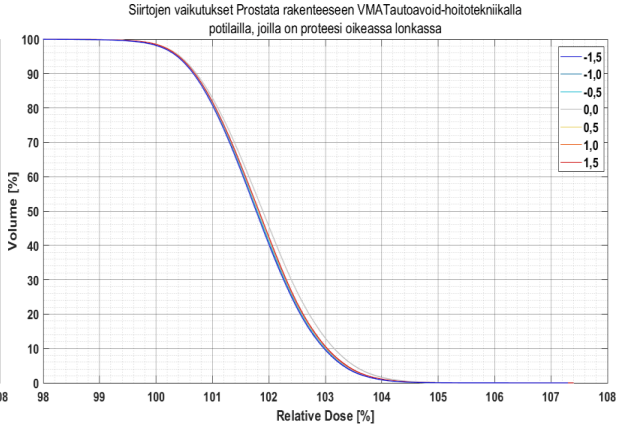




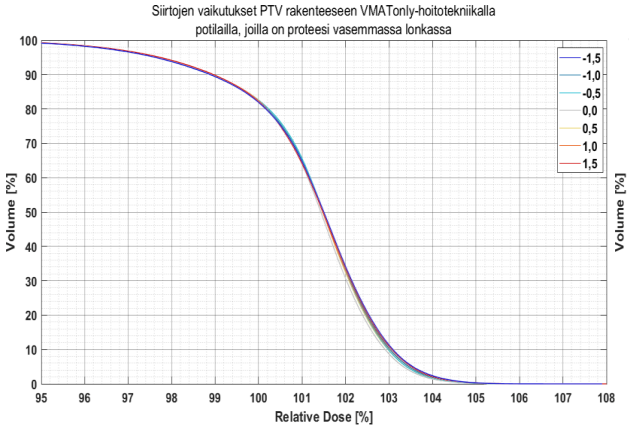


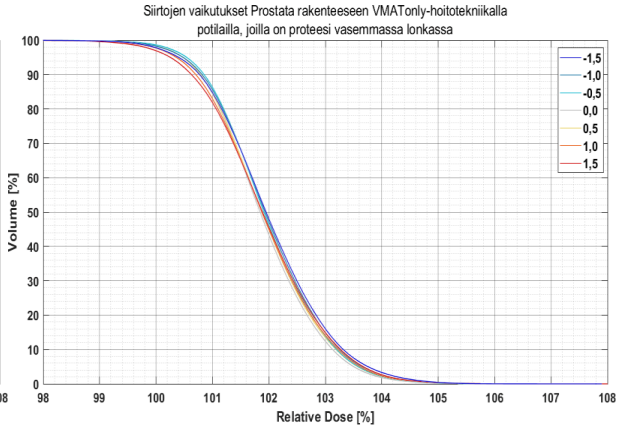


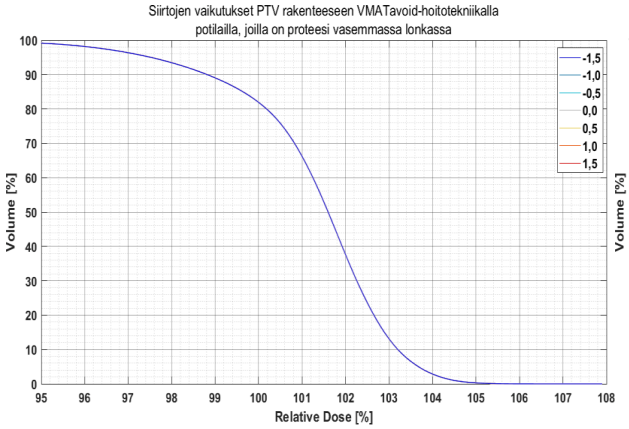


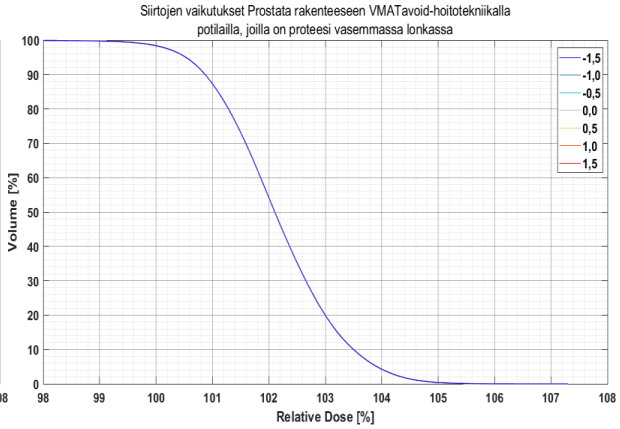


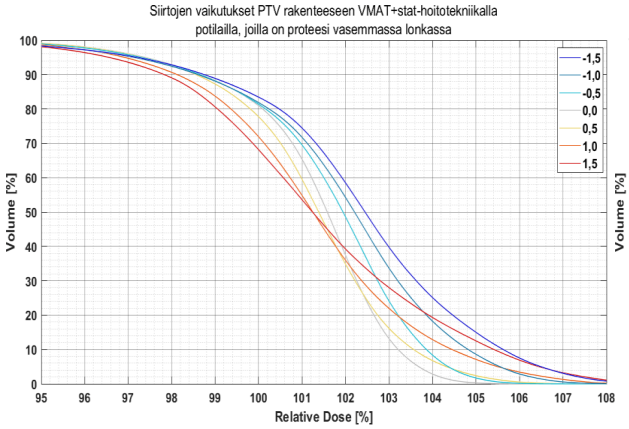
Liite G Keskimääräinen siirron vaikutus rakenteiden PTV ja Prostata annosjakaumiin eri tekniikoilla potilailla, joilla oli vasemmassa lonkassa proteesi

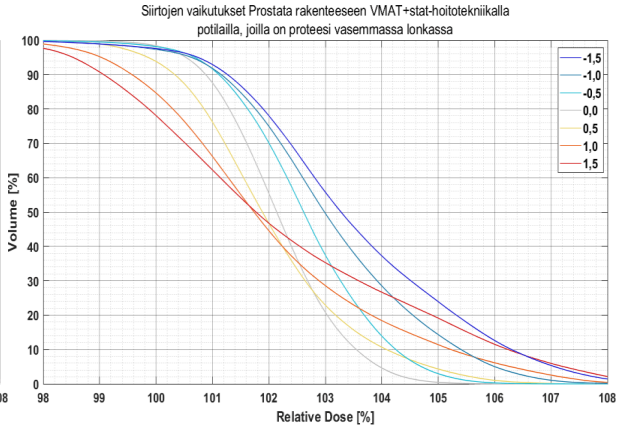


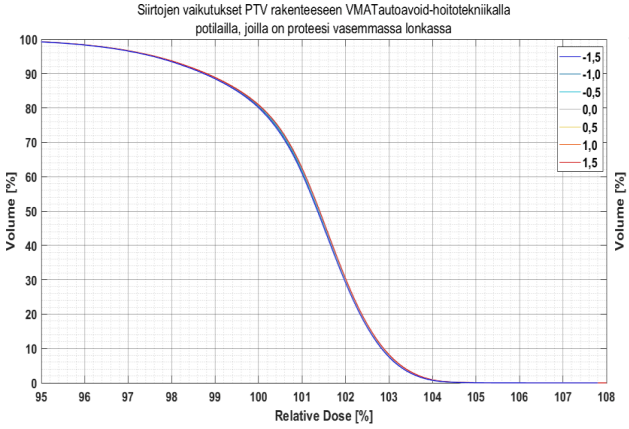


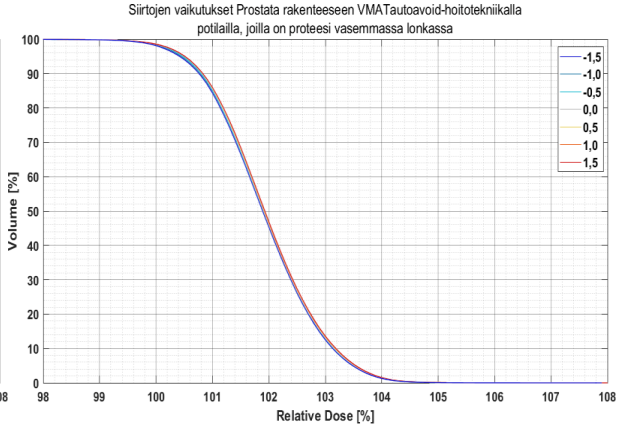




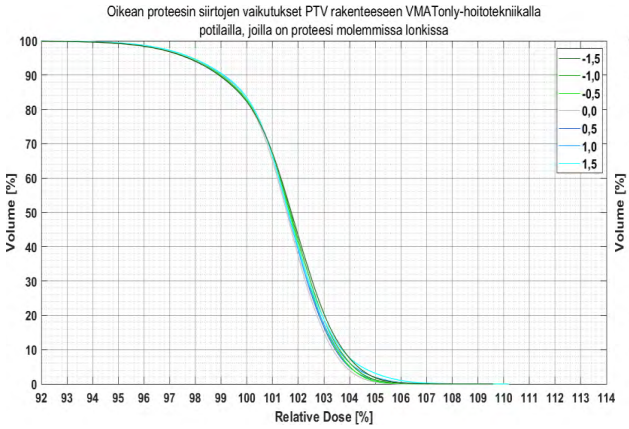


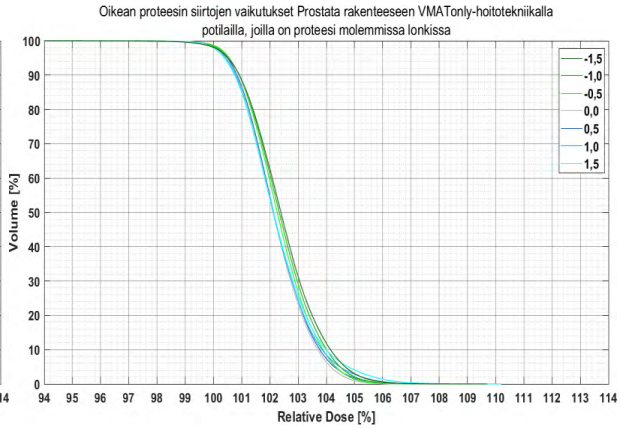


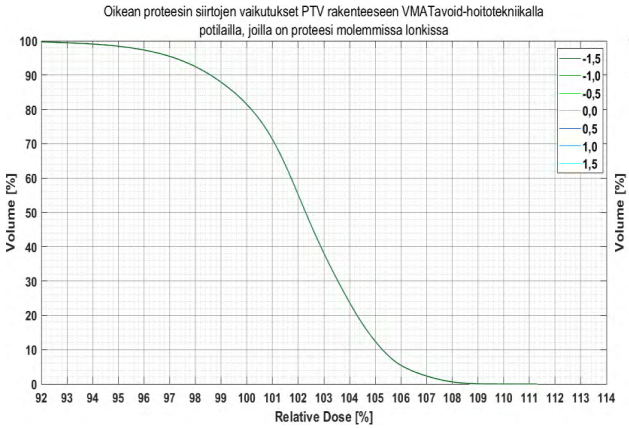


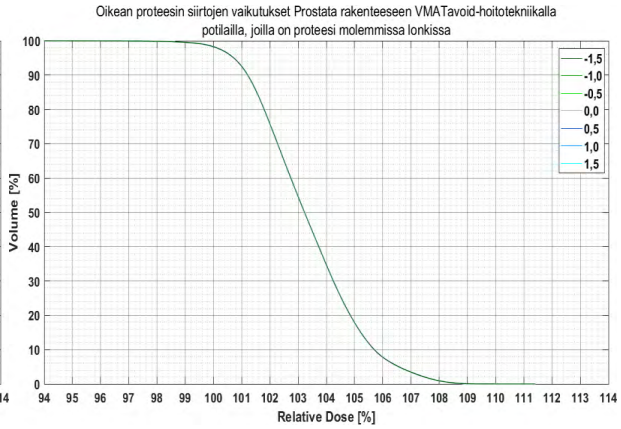


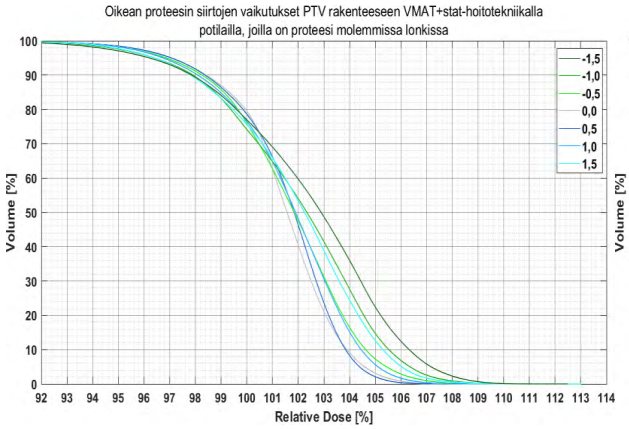
Liite H Keskimääräinen siirron vaikutus rakenteiden PTV ja Prostata annosjakaumiin eri tekniikoilla potilailla, joilla oli molemmissa lonkissa proteesi

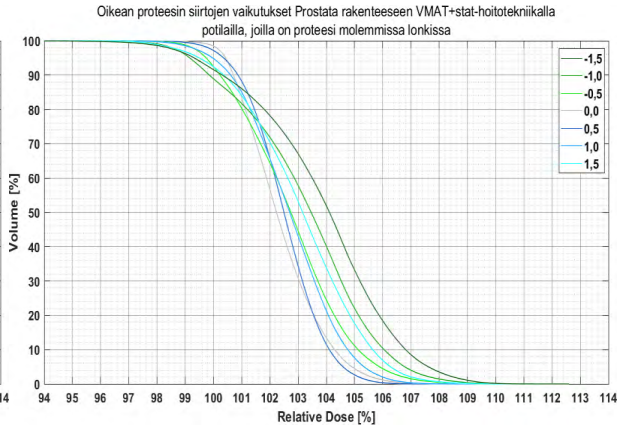


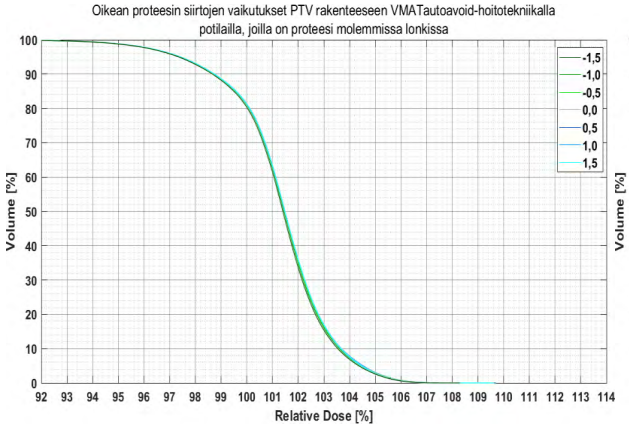


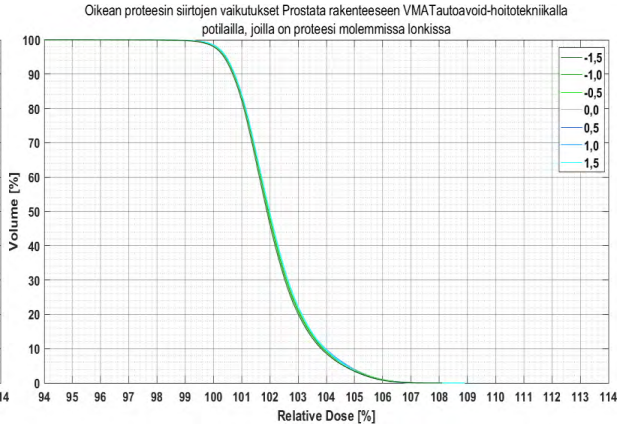


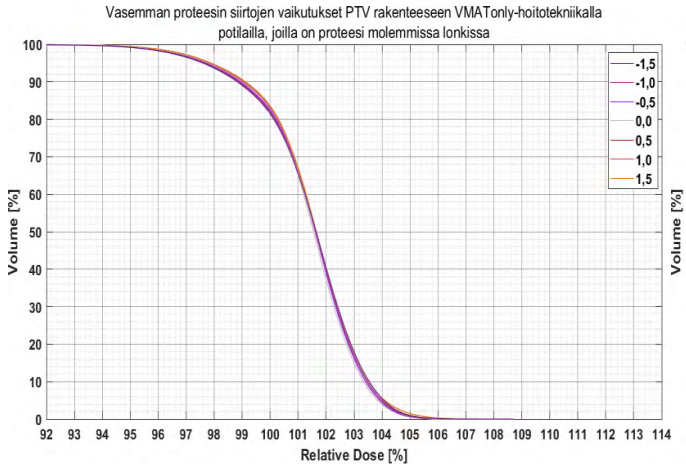


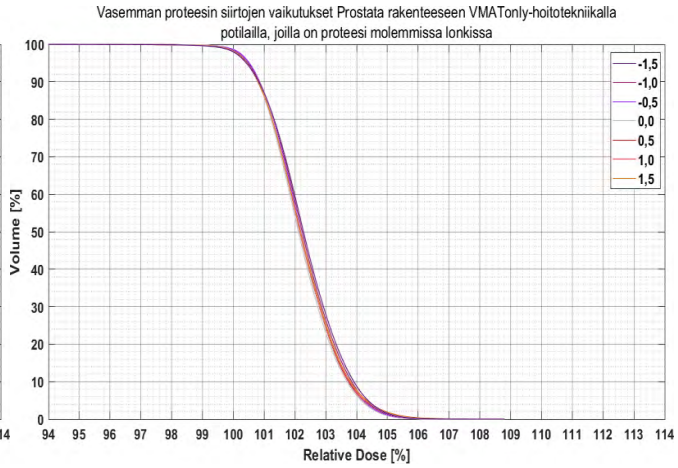


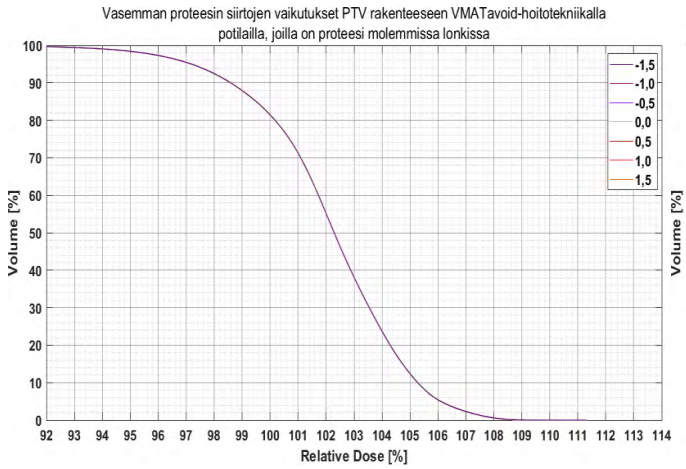


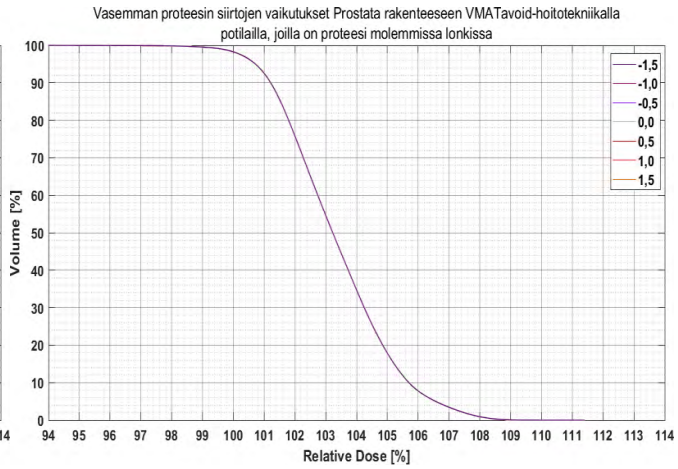


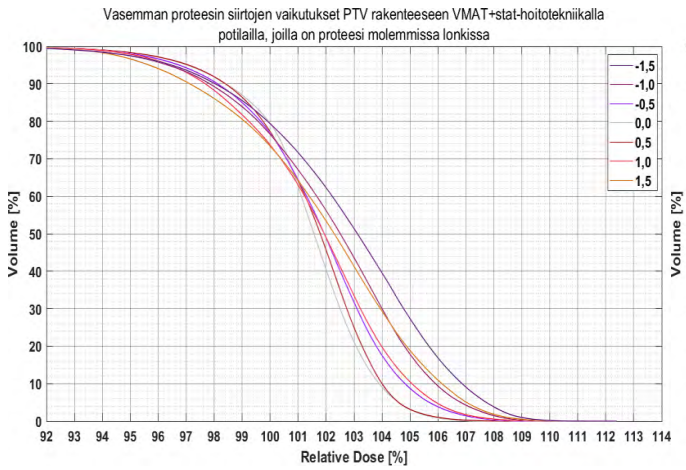


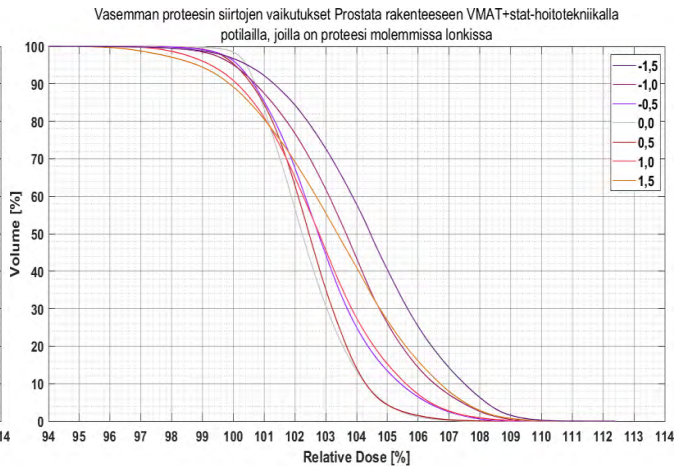

Vasemman proteesin siirtojen vaikutukset PTV rakenteeseen VMATonly-hoitotekniikalla
potilailla, joilla on proteesi molemmissa lonkissa
Volume [%]
Relative Dose [%]
-1,5
-1,0
-0,5
0,0
0,5
1,0
1,5

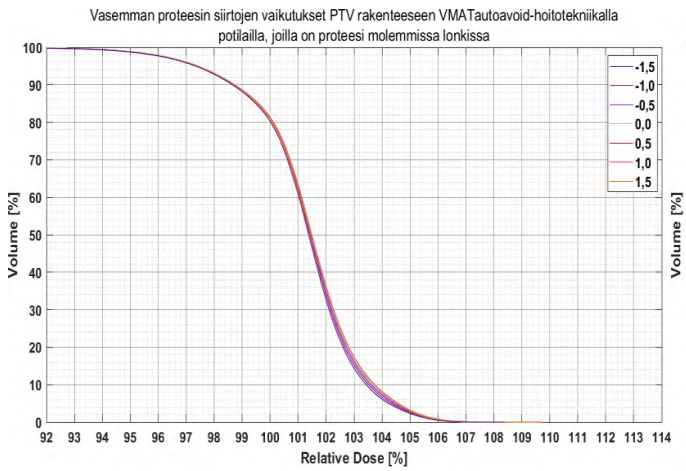

Vasemman proteesin siirtojen vaikutukset Prostata rakenteeseen VMATonly-hoitotekniikalla
potilailla, joilla on proteesi molemmissa lonkissa
Volume [%]
Relative Dose [%]
-1,5
-1,0
-0,5
0,0
0,5
1,0
1,5

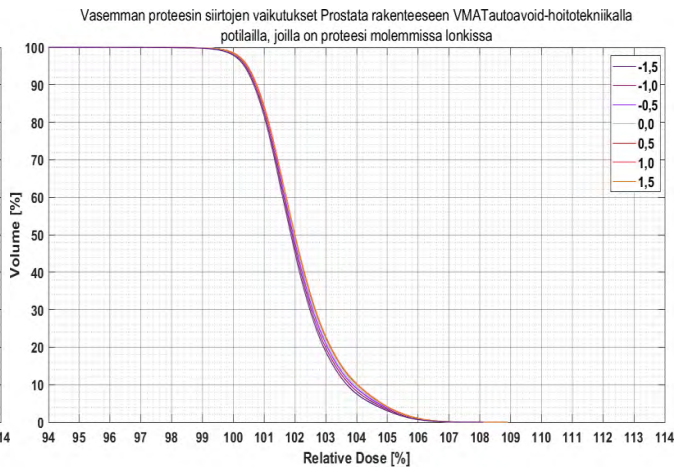

Vasemman proteesin siirtojen vaikutukset PTV rakenteeseen VMATavoid-hoitotekniikalla
potilailla, joilla on proteesi molemmissa lonkissa
Volume [%]
Relative Dose [%]
-1,5
-1,0
-0,5
0,0
0,5
1,0
1,5

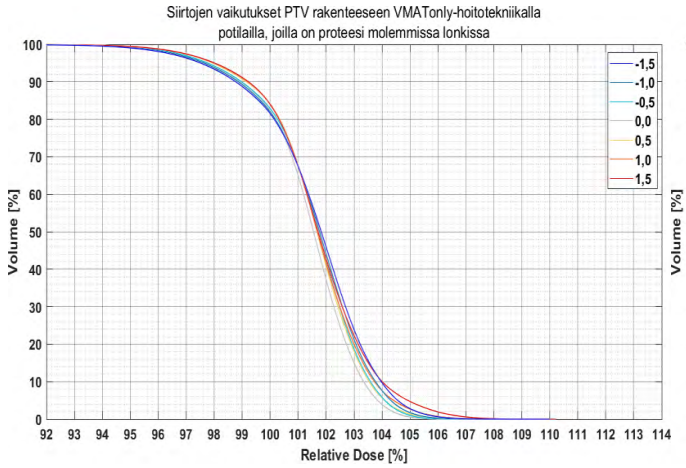

Vasemman proteesin siirtojen vaikutukset Prostata rakenteeseen VMATavoid-hoitotekniikalla
potilailla, joilla on proteesi molemmissa lonkissa
Volume [%]
Relative Dose [%]
-1,5
-1,0
-0,5
0,0
0,5
1,0
1,5

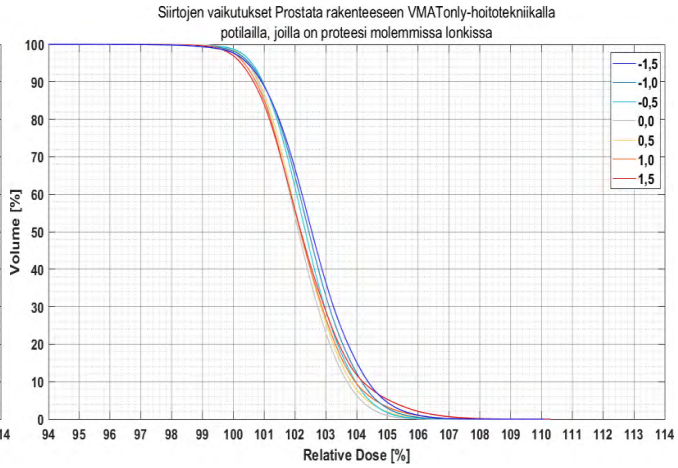

Vasemman proteesin siirtojen vaikutukset PTV rakenteeseen VMAT+stat-hoitotekniikalla
potilailla, joilla on proteesi molemmissa lonkissa
Volume [%]
Relative Dose [%]
-1,5
-1,0
-0,5
0,0
0,5
1,0
1,5

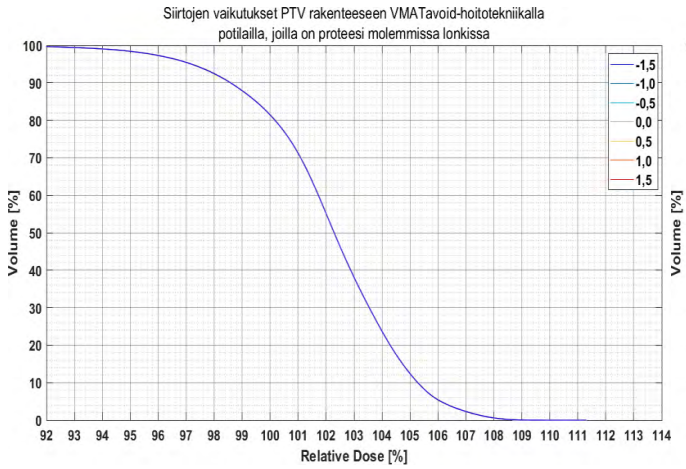

Vasemman proteesin siirtojen vaikutukset Prostata rakenteeseen VMAT+stat-hoitotekniikalla
potilailla, joilla on proteesi molemmissa lonkissa
Volume [%]
Relative Dose [%]
-1,5
-1,0
-0,5
0,0
0,5
1,0
1,5

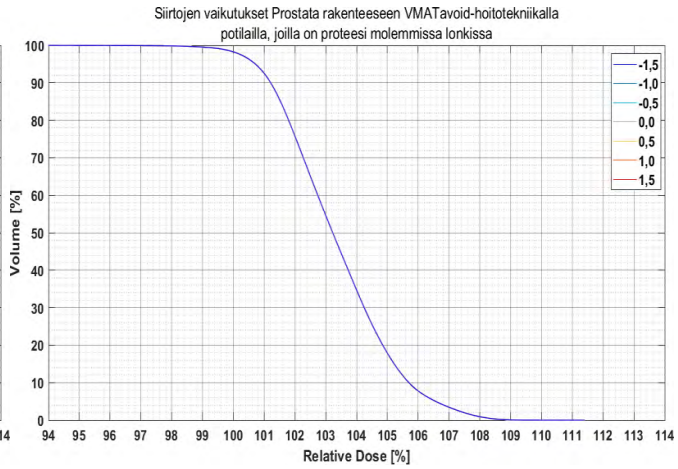

Vasemman proteesin siirtojen vaikutukset PTV rakenteeseen VMATautoavoid-hoitotekniikalla
potilailla, joilla on proteesi molemmissa lonkissa
Volume [%]
Relative Dose [%]
-1,5
-1,0
-0,5
0,0
0,5
1,0
1,5

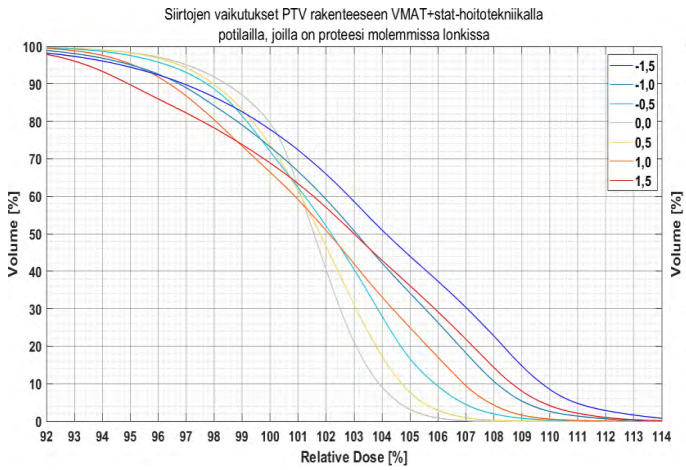

Vasemman proteesin siirtojen vaikutukset Prostata rakenteeseen VMATautoavoid-hoitotekniikalla
potilailla, joilla on proteesi molemmissa lonkissa
Volume [%]
Relative Dose [%]
-1,5
-1,0
-0,5
0,0
0,5
1,0
1,5

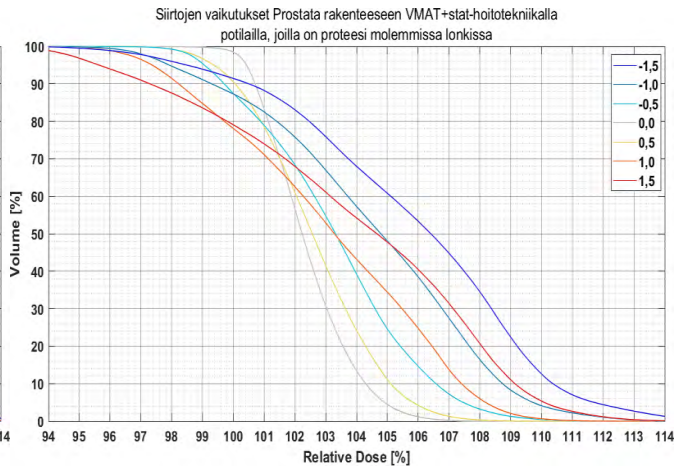

Siirtojen vaikutukset PTV rakenteeseen VMATonly-hoitotekniikalla
potilailla, joilla on proteesi molemmissa lonkissa
Volume [%]
Relative Dose [%]
-1,5
-1,0
-0,5
0,0
0,5
1,0
1,5

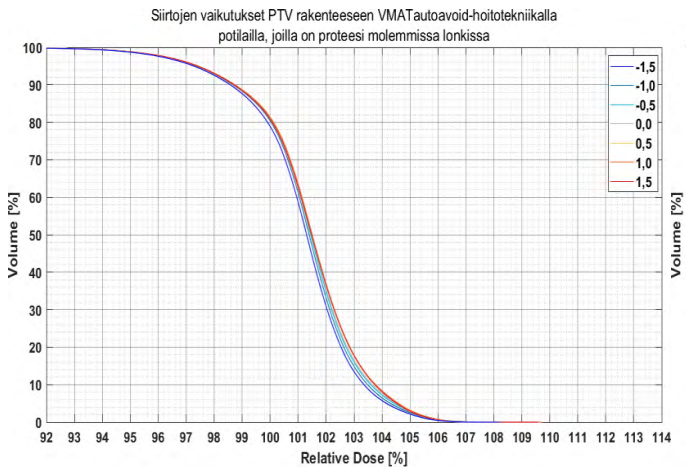

Siirtojen vaikutukset Prostata rakenteeseen VMATonly-hoitotekniikalla
potilailla, joilla on proteesi molemmissa lonkissa
Volume [%]
Relative Dose [%]
-1,5
-1,0
-0,5
0,0
0,5
1,0
1,5

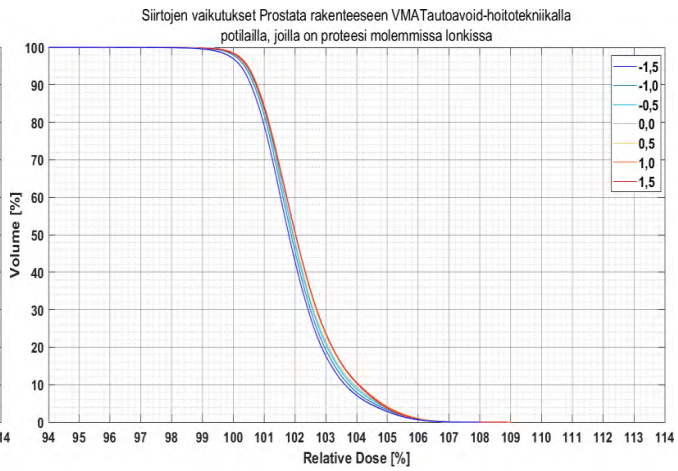

Siirtojen vaikutukset PTV rakenteeseen VMATavoid-hoitotekniikalla
potilailla, joilla on proteesi molemmissa lonkissa
Volume [%]
Relative Dose [%]
-1,5
-1,0
-0,5
0,0
0,5
1,0
1,5


Siirtojen vaikutukset Prostata rakenteeseen VMATavoid-hoitotekniikalla
potilailla, joilla on proteesi molemmissa lonkissa
Volume [%]
Relative Dose [%]
-1,5
-1,0
-0,5
0,0
0,5
1,0
1,5


Siirtojen vaikutukset PTV rakenteeseen VMAT+stat-hoitotekniikalla
potilailla, joilla on proteesi molemmissa lonkissa
Volume [%]
Relative Dose [%]
-1,5
-1,0
-0,5
0,0
0,5
1,0
1,5


Siirtojen vaikutukset Prostata rakenteeseen VMAT+stat-hoitotekniikalla
potilailla, joilla on proteesi molemmissa lonkissa
Volume [%]
Relative Dose [%]
-1,5
-1,0
-0,5
0,0
0,5
1,0
1,5


Siirtojen vaikutukset PTV rakenteeseen VMATautoavoid-hoitotekniikalla
potilailla, joilla on proteesi molemmissa lonkissa
Volume [%]
Relative Dose [%]
-1,5
-1,0
-0,5
0,0
0,5
1,0
1,5


Siirtojen vaikutukset Prostata rakenteeseen VMATautoavoid-hoitotekniikalla
potilailla, joilla on proteesi molemmissa lonkissa
Volume [%]
Relative Dose [%]
-1,5
-1,0
-0,5
0,0
0,5
1,0
1,5