

RAPIDARC-HOITOTEKNIikka ETURAUHASSYÖVÄN
SÄDEHOIDOSSA

Assi Valve



Pro gradu-tutkielma
Jyväskylän yliopisto
Fysiikan laitos
31.12.2011
Ohjaaja: Pekka Sjöholm

Kiitokset

Pro gradu-tutkielmani kirjoittamisen aloitin kesällä 2011 harjoitteluajanani Keski-Suomen Sairaanhoidopiirin Sädesairaалassa ja se jatkui vuoden 2012 vaihteeseen. Haluan kiittää pro gradu-tutkielmani ohjaajaa Pekka Sjöholmia mielenkiintoisesta aiheesta. Oli kiinnostavaa perehtyä uuden hoitomuodon käyttöönottoon liittyviin rutiineihin ja mittauksiin sekä radiokromifilmin käyttöön. Kiitän myös Juha Valvetta avusta käytäntöihin perehtymisessä.

Tiivistelmä

Eturauhasen sädehoito on perinteisesti tehty konformaalisella 3D-CRT-tekniikalla. Nykyään on mahdollista hyödyntää RapidArc-, FIMRT-kaarihoito tai IMRT-tekniikkaa, jotka mahdollistavat pienemmät annokset terveeseen kudokseen ja kriittisiin elimiin, kuin perinteinen tekniikka.

RapidArc:issa käytetään yhtä tai useampaa 360° kaarikenttää ja IMRT:n käänteistä optimointia. Hoidon aikana muunnellaan moniliuskarajaimien asentoja, gantryn kierto- ja annosnopeutta parhaan mahdollisen annosjakauksen aikaansaamiseksi. RapidArc nostaa matalien annosten tilavuusosuutta terveessä kudoksessa. RapidArc:issa pyritään lyhyeen hoitoaikaan ja säteilytys on päällä koko hoidon ajan.

Tutkimuksessa analysoitiin kymmenen eturauhassyöpöpotilaan annosuunnitelmien annostilavuushistogrammeja. Jokaiselle potilaalle tehtiin sekä RapidArc-, FIMRT-kaarihoito- että perinteinen 3D-CRT-suunnitelma. Lisäksi viidelle potilaalle oli tehty IMRT-suunnitelma. Tilastollisesti merkittäviä eroja ($p < 0,05$) havaittiin RapidArc:in ja kaikkien muiden verrattujen tekniikoiden välillä. Sen avulla saatiin laskettua kaikkien kriittisten elinten annoksia ja maksimiannoksia verrattuna muihin käytössä oleviin menetelmiin.

Annosvertailussa verrattiin PTW:n Verisoft-tietokoneohjelmalla Eclipse-annossuunnitteluohjelmasta saatua annosjakautamaa mitattuun annosjakautamaan. Annosvertailu suoritettiin käyttäen sekä PTW:n Octavius II-fantomia ja seven29 ionisaatiokammimatriisia että GAFCHROMIC EBT2 radiokromifilmiä. Hyväksytyjä pisteitä tuli olla yli 90 %, kun DTA = 3mm ja 3 %. Keskimäärin pisteistä hyväksyttiin molemmilla menetelmillä 98 %.

Sanasto

Annostilavuushistogrammi, DVH, a dose-volume histogram

Kun annos on laskettu koko tilavuuteen, piirrettyjen kohdealueiden annoksista saadaan annostilavuushistogrammit. Histogrammissa esitetään kohdealueen tai kriittisen elimen tilavuudet annoksen funktiona [1, s. 31]. DVH voi olla kumulatiivinen tai differentiaalinen. Histogrammin vaaka-akselilla on annos ja pystyakselilla tilavuus. Histogrammissa tilavuus on yleensä suhteellisesti prosentteina ja annos absoluuttisina Gy-arvoina.

DVH on graafinen esitys potilaan saamasta annoksesta sädehoidon aikana, joka kohdistuu kasvaimen ja terveeseen kudokseen. Histogrammista ei ole mahdollista saada informaatiota annoksen sijainnista kohdealueessa tai kriittisessä elimessä, mutta se tarjoaa keinon maksimi- ja minimiannosten määrittämiseen. Lisäksi sen avulla voidaan helposti selvittää, ettei kriittinen elin saa ennalta määrättyä rajaa suurempaa annosta. DVH tarjoaa apukeinon vertailla erilaisia annossuunnitelmia ennen sädehoidon aloittamista.

CTV, clinical target volume

Sädehoidossa lääkärin määrittelemä kohdetilavuus. CTV on kliininen hoitoalue, joka sisältää kasvaimen oletetun kasvualueen ja imusolmukkeet.

DTA, distance-to-agreement

Suurien annosgradienttien alueella käytettävä gamma-vertailun parametri, hyväksymisetäisyys.

DVH

Katso annostilavuushistogrammi.

Eclipse

Varian Medical Systems:n kehittämä sädehoidon annossuunnitteluohjelma, jolla voidaan suunnitella ja hallinnoida sekä suoraan että käänteiseen annoslaskentaan pohjautuvia annossuunnitelmia.

FIMRT, forward-planned intensity modulated radiotherapy

Menetelmä, jossa hoitokenttiä ja kenttien painokertoimia muokataan siten, että saavutetaan ennalta sovitut rajat [2, s. 5]. FIMRT:illä pyritään parantamaan esimerkiksi annoksen tasaisuutta. FIMRT-suunnittelutekniikka on osa IMRT:tä.

Gantry

Lineaarikiihdyttimen hoitopään kannatinosa, joka kiertää $\pm 180^\circ$ astetta vaaka-akselin ympäri.

GTV, gross tumor volume

Sädehoidossa pienin käytössä oleva kohdetilavuus. GTV-alueessa on määritetty makroskooppinen kasvain.

IMRT

Katso intensiteettimuokattu sädehoito.

Intensiteettimuokattu kaarihoito, IMAT, intensity-modulated arc therapy

Hoitomuoto, jossa käytetään potilaan ympäri kiertävää kaarikenttää. Hoidon aikana säteilykeilan muotoa ja painotusta muutetaan annosuunnitelman mukaisesti.

Intensiteettimuokattu sädehoito, IMRT, intensity modulated radiotherapy

Hoitomuoto, joka perustuu käänteiseen annoslaskentaan. Hoitoa suunniteltaessa asetetaan etukäteen annosrajat sekä kasvaimelle että ympäröiville terveille kudoksille. Annossuunnitteluohjelma laskee näiden parametrien perusteella kunkin hoitokentän annosintensiteetin optimaalisen geometrisen jakauman [3, s. 951].

Isodoosi, sama-annoskäyrä, isodose

Tasokäyrä, jolla annos on vakio [4, s. 116]. Isodoosipinta eli sama-annospinta koostuu isodoosikäyrien tasojen joukosta, jossa annos on vakio.

Isosentripiste, isocentre

Isosentripiste on pienimmän mahdollisen pallon keskipiste, jonka läpi säteilykeilan akseli kulkee gantrykulmasta ja keilanrajoitinkulmasta riippumatta [4, s. 48]. Isosentritasoksi kutsutaan annossuunnittelussa TT-leikkeistä määritettyä tasoa, jolla isosentripiste sijaitsee.

Keilanäkymä, BEV, beam's eye view

Kaksiulotteinen projektio hoitokohteesta, jossa näkyy myös kentän rajaus. Keilanäkymässä projektiokeskipiste on säteilylähteessä ja kentän keskiakseli kulkee kohtisuorassa projektiotasoa vasten.

Kliininen, clinical

Käytännön lääkärintyöhön liittyvä eli sairaanhoidollinen asia, peruste tai tieteenala.

Kollimaattori, säteilykeilan rajoitin, collimator

Hoitokoneen säteilykeilan rajoitin voi olla kiinteä tai koostua rajainpareista ja rajaimista [4, s. 46]. Niiden avulla määritetään hoitokoneen säteilykeilan suorakaiteen muoto.

Konformaalinen sädehoito, 3D-CRT, 3D conformal radiotherapy

Hoitomuoto, jossa kohdealueen kolmiulotteisuus edellyttää, että sädehoitokentät ottavat huomioon kasvaimen muodon.

Kriittinen elin, OAR, critical organ, organ at risk

Elin, joka on altin säteilyn aiheuttamille vaurioille kyseisissä olosuhteissa. Eri elimille on sovittu raja-arvot, jotka eivät saa ylittyä hoidon aikana.

Moniliuskarajoitin, MLC, a multileaf collimator

MLC on hoitokoneen säteilykeilan muotoiluun käytetty rajoitin. Rajainparit koostuvat useasta erikseen säädettävästä rajainliuskasta [4, s. 47].

Monitoriyksikkö, MU, monitor unit

Monitoriyksikkö on kiihdyttimen sisäisen annosmonitorikammion näyttämän ja asetusarvon perusyksikkö. MU:n avulla jokaiseen hoitokenttään saadaan annossuunnitelmaa vastaava annos [4, s. 76]. Yleensä hoitokoneen annoskalibrointi tehdään siten, että vakiokenttäkoolla ja annosmaksimin syvyydellä 100 MU:ta vastaa 1 Gy:n annosta.

MU

Katso monitoriyksikkö.

pPTV

Prostata, johon on lisätty 10 mm marginaali.

psvPTV

Prostata, jossa on mukana seminaalivesikkialueet ja 10 mm marginaali.

PTV, planning target volume

Sädehoidossa voidaan määritellä kolme kohdetilavuutta: GTV, CTV ja PTV [1, s. 29]. PTV on alueista laajin ja nimensä mukaisesti annossuunnittelua varten lääkärin TT-leikkeisiin piirtämä alue, joka sisältää GTV:n ja CTV:n, tällöin kasvain saa riittävän annoksen. Lisäksi PTV:ssä on huomioitu potilaan liike ja simuloinnista sekä hoitolaitteista mahdollisesti aiheutuvat asetteluepätkätkuudet.

PTW, Physikalisch-Technische Werkstätten

Saksan Freiburgissa vuonna 1922 perustettu yritys, joka suunnittelee, valmistaa ja toimittaa dosimetria sekä laadunvalvonta välineistöä sädehoidon, radiologian ja kliinisen fysiologian tarpeisiin.

Rakko-psvPTV

Rakko, josta on poistettu prostata ja seminaalivesikkelialueet sekä 10 mm marginaali.

RapidArc

Varian Medical Systems:in käyttämä kaupallinen nimi hoitomuodolle, joka pohjautuu VMAT:in ideologiaan.

Rectum-psvPTV

Peräsuoli, josta on poistettu prostata lisättynä seminaalivesikkelialueet ja 10 mm marginaali.

Seminaalivesikkeli, Seminal vesicle (glandulae vesiculosae)

Rakkularauhanen, joka on noin 5 cm pitkä, mutta kierteisen rakenteensa vuoksi kokonaispituus on kuitenkin 10 cm. Rauhanen sijaitsee rakon takana prostatan yläpuolella. Seminaalivesikkelit tuottavat nesteen, josta tulee siemennestettä.

Tietokonetomografia, TT, computed tomography, CT

Viipale- eli kerroskuvaus perustuu röntgensäteilyyn. Röntgenputki kiertää potilasta, mikä mahdollistaa potilaan kolmiulotteisen tarkastelun. Tietokonetomografian pohjana on röntgensäteilyn erilainen absorptio eri kudoksissa.

VMAT, volumetric modulated arc therapy

Yleisnimi hoitomuodolle, jossa annos annetaan kohdealueeseen käyttämällä yleensä yhtä tai useampaa 360° kaarikenttää ja IMRT:n käänteistä optimointia. Hoidon aikana säteilyn vuota, moniliuskarajainten paikkoja ja gantryn kiertonopeutta muutetaan [5, s. 3]. Annosjakautama voidaan optimoida esimerkiksi kollimaattorikulmaa tai mielenkiintoalueiden prioriteetteja ja annosrajoja muuttamalla.

Sisältö

1	Johdanto	1
1.1	Lineaarikiihdyttimen toimintaperiaate	2
2	Konformaalinen sädehoito eli 3D-CRT	5
2.1	Eturauhasen sädehoito 3D-CRT-menetelmällä	5
2.1.1	Perinteisen hoitomuodon rajoitukset	5
3	Suora FIMRT ja käännteinen IMRT	6
3.1	Eturauhasen kaarihoitosuunnitelman teko FIMRT-tekniikalla	7
3.1.1	FIMRT- ja IMRT-tekniikan rajoitukset	11
4	VMAT ja RapidArc - kaarihoitojen uusi aika	12
4.1	Pienen kulman approksimaatio	12
4.2	PRO - RapidArc:in laskenta-algoritmi	13
4.2.1	Vältettävät sektorit	13
4.2.2	Automaattinen normaalikudoksen annosraja	14
4.2.3	Keskimääräinen annos	14
4.3	Eturauhasen annossuunnitelman teko RapidArc-tekniikalla	14
4.3.1	VMAT- ja RapidArc-tekniikoiden rajoitukset	17
5	Dosimetrian vaatimukset eri hoitotekniikoille	19
5.1	Ionisaatiokammiot	19
5.2	Diodit	20
5.3	Filmit	20
5.3.1	Radiografinen filmi	21
5.3.2	Radiokromi-filmi	22
6	Annosvertailu fantomilla	23
6.1	Gammavertailu	24
6.2	Fantomin valinta	25
7	Annosvertailu filmillä	26
8	Tilastolliset menetelmät ja analyysi	28
8.1	Mikä on tilastollisesti merkittävää, p-arvo	28
8.2	T-testi	28
8.3	Kliininen merkittävyys	29
8.4	Analyysin tulokset	29
8.4.1	DVH-analyysi	30

8.4.2	Annos- ja tilavuusrajat	38
8.4.3	Annostilavuushistogrammit ja keskiarvokuvaajat . .	40
8.4.4	Tilastollinen merkittävyys ja p-arvot	41
8.4.5	Annosmittaukset fantomilla	44
8.4.6	Annosmittaukset filmillä	47
8.4.7	Suunnittelu- ja hoitoaika	49
8.4.8	Vertailu vastaaviin tutkimuksiin	52

9	Päätelmät	53
----------	------------------	-----------

1 Johdanto

Eturauhasen syöpä on miesten yleisin syöpämuoto Suomessa. Vuosittain siihen sairastuu noin 3000 miestä. Tauti on yleistynyt nopeasti viime vuosina ja se on harvinainen alle 50-vuotiailla. Eturauhassyövän esiastetta voidaan kuitenkin tavata tavallisesti jo 30-40 vuotiailla miehillä. Varsinaista syövän aiheuttajaa ei tiedetä, mutta riskitekijänä pidetään runsasta tyydyttyneiden rasvahappojen käyttöä. Ainoastaan 5-10 % eturauhasen syövästä selittyy perimään liittyvillä syillä [1, s. 262].

Kun syöpä on diagnosoitu, kasvaimen paikantamiseksi ja tulevan hoidon kohdistamisen helpottamiseksi eturauhaseen voidaan asettaa kultajyviä tai käyttää kuvauksissa varjoainetta. Hoidon suunnittelun mahdollistamiseksi potilas tulee ennen hoidon aloittamista TT-kuvaukseen. Lääkäri piirtää TT-leikkeisiin kohdealueet, jonka pohjalta fyysikko laatii annosuunnitelman. Tämän jälkeen aloitetaan sädehoito.

Ennen sädehoitoa voidaan käyttää myös hormonihoidoa parantamaan paikalliskontrollia ja mahdollisesti pienentämään kasvainta, mutta tällöin yksittäisen hormonihoidon vaikutus on lyhytaikaista ja kestää vain muutamia kuukausia. Potilas voi kuitenkin pärjätä muutaman kuukauden välein annetulla hormonipistoksella useita vuosia.

Jos esitietojen perusteella eturauhassyövällä on kohtalainen tai suuri uusiutumisenriski Keski-Suomen sairaanhoitopiirissä käytetään kolmea kohdealuetta ja suunnitelmaa. Suurin alueista on prostata ja seminaalivesikkelialueet kasvatettuna 10 mm marginaalilla (psvPTV). Tämä alue hoidetaan 50 Gy:n annokseen (A-suunnitelma). Toinen alue on prostata suurennettuna 10 mm marginaalilla (pPTV) ja hoidettuna 22 Gy:n annoksella (B-suunnitelma). Viimeinen kohdealue on prostata ilman marginaaleja (prostata), jonka annos on 4 Gy:tä (C-suunnitelma) [6, s. 262]. Yhteensä kokonaisannos on siten 76 Gy.

Perinteisin ja väistytävä annosuunnittelumenetelmä eturauhassyövän sädehoidossa on 3D-CRT:n laatikkomenetelmä. Jo tässä menetelmässä hoitokentät pystytään muotoilemaan kohdealueen mukaan käyttämällä kolmiulotteista mallinnusta. Se ei vielä 1970-luvulla, jolloin lineaarikiihdyttimet tulivat hoitokäyttöön, ollut mahdollista puutteellisten tietokonekapasiteetin ja kuvausmenetelmien vuoksi. Kun tietokoneet ovat tulleet yhä tehokkaammiksi ja kuvausmenetelmät kehittyneet, on kiinnostus kaarikenttien käyttöön lisääntynyt. Tavoitteena on saada tasaisempia annosjakamia ja säästää paremmin tervettä kudosta kohdealueen ympärillä.

Toinen kehityspolku on kulkenut intensiteettimuokatuksen sädehoidon suuntaan, joka mahdollistaa annosjakauksen muokkaamisen myös monimutkaisille muotoisille kohdealueille käyttäen käänteistä optimointia. Hoi-

tomuoto, joka yhdistää nämä molemmat suuntaukset on RapidArc, joka on otettu kliniseen käyttöön esimerkiksi Tanskassa Rigshospitalet:issa vuonna 2008 [7, s. 227]. Kaikissa hoitomenetelmissä pyritään saamaan lääkärin määräämä annos kohdealueeseen ja säästämään mahdollisimman paljon tervettä kudosta.

1.1 Lineaarikiihdyttimen toimintaperiaate

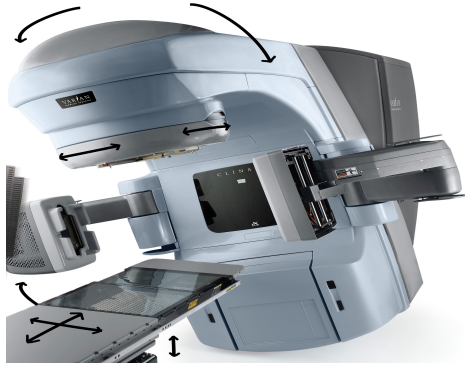
Lineaarikiihdyttimellä, kuva 1(a), voidaan tuottaa foton- ja elektronisäteilyä. Elektronit kulkevat suorassa kiihdytinputkessa potentiaalieron läpi useita kertoja ja saavuttavat näin halutun energian, kuva 1(b) (1.). Jos elektronit törmäytetään kohtioon, saadaan jatkuva spektristä fotonisäteilyä eli korkeaenergistä röntgensäteilyä, kuva 1(b) (2.). Keski-Suomen Sairaanhoidopiirin Sädesairaalassa on käytössä 6 MV ja 15 MV fotonienenergiat. Kuvassa 2 ovat näitä energioita vastaavat spektrit. Kuvasta nähdään, että molempien energioiden intensiteettimaksimit ovat lähellä toisiaan ja käytetty kiihdytysjännite vastaa saatua energiaa. Elektronisäteilyn tapauksessa kohtio vaihdetaan elektronit läpäisevään sirontakalvoon, joka levittää ja tasoittaa elektronisuihkua, kuva 1(b) (3.). Sädesairaalan uuden lineaarikiihdyttimen elektronienergiat ovat 4-16 MeV.

Lineaarikiihdyttimen hoitopäässä on yleensä useampia kohtioita, joita käytetään eri energisille fotonisäteilyille. Lisäksi siinä on kääntömagneetit elektronisuihkun kääntämistä varten, kuva 1(b) (4.), ionisaatiokammio annoksen mittaamiseen, kuva 1(b) (5.), epäsymmetriset kollimaattorit säteilykeilan muotoiluun, kuva 1(b) (6.) ja moniliuskarajaimet, kuva 1(b) (7.) ja kuva 1(c) [8, s. 5-10].

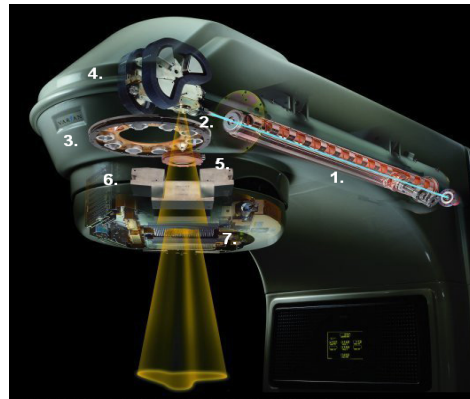
Epäsymmetrisiä kollimaattoreita käytetään myös dynaamisten kiilojen muodostamiseen. Enää ei välttämättä tarvita mekaanisia hoitopäähän asetettavia kiiloja. Säteilykeilan jakauman kiilamainen muoto saadaan aikaan liikuttamalla ylemmän kollimaattoriparin rajaimia.

Lineaarikiihdytin kääntyy hoitokohteen keskellä sijaitsevan kiinteän isosentripisteen ympärillä, jolloin hoidon aikana ei tarvitse liikuttaa potilasta. Hoitokoneen gantry eli hoitopään kannatinosa kääntyy $\pm 180^\circ$ astetta vaaka-akselin ympäri ja kollimaattorit hoitopäässä vastaavasti $\pm 180^\circ$ astetta isosentristä kohdealueeseen kulkevan akselin ympäri. Hoitopöytä voidaan liikuttaa eteen- ja taaksepäin, oikealle ja vasemmalle, ylös ja alas sekä lisäksi se pyörii pystyakselinsa ympäri. Lineaarikiihdyttimellä on siten kaksi vapausastetta ja hoitopöydällä neljä, kuva 1(a).

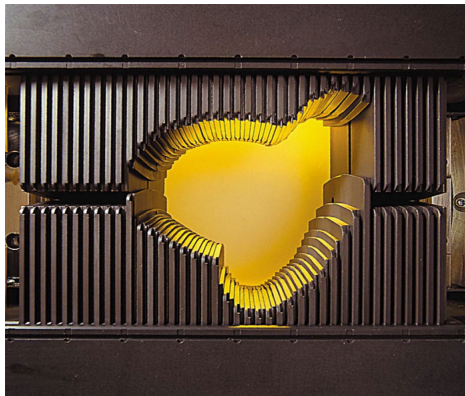
Elektroni- ja fotonisäteily vaimenevat erilailla kudoksissa. Elektroneilla hoidetaan lähellä ihon pintaa olevia kohteita, koska sen energia absorboituu nopeammin. Fotonit puolestaan soveltuvat syvemmällä olevien kohdealueiden hoitoon.



(a) Varianin Clinac iX-lineaarikiihdytin ja sen vapausasteet.

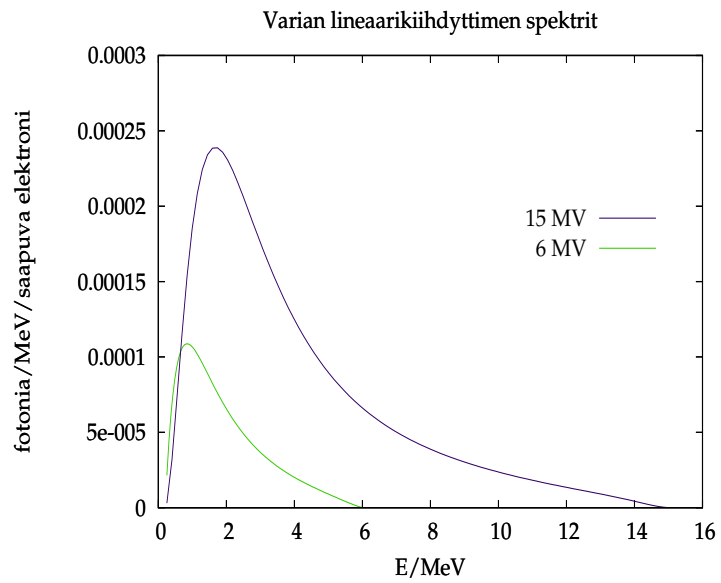


(b) Lineaarikiihdyttimen rakenne.



(c) Lineaarikiihdyttimen hoitopään MLC:t, joilla voidaan muotoilla säteilykeilaa.

Kuva 1. Lineaarikiihdytin ja sen toiminta, kuvat ovat Varian Medical Systems'in sivuilta [9]. Kuviin on lisätty nuolet ja numerointi.



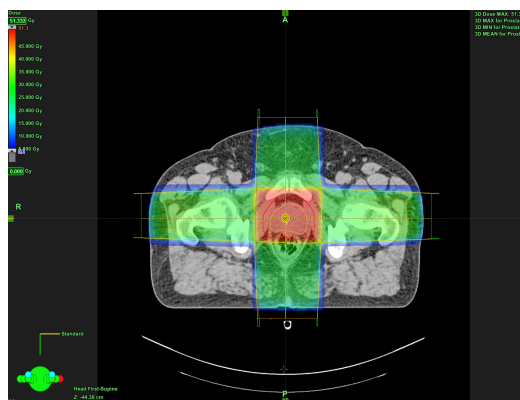
Kuva 2. Varian lineaarikiikdyttimen spektrit 6 MV ja 15 MV fotoneille. Spektrit on piirretty käyttäen Sheikh-Bagherin ja Rogersin artikkelissaan [10] esittämiä laskettuja arvoja.

2 Konformaalinen sädehoito eli 3D-CRT

Konformaalisessa sädehoidossa pyritään saamaan suurempi annos kohdealueeseen ja välttämään terveen kudoksen sädettämistä. 3D-CRT:n hoitoketju on kolmivaiheinen. Siinä kohdealueen paikantaminen, annossuunnittelu ja hoito toteutetaan käyttäen avuksi 3D-tekniikoita.

2.1 Eturauhasen sädehoito 3D-CRT-menetelmällä

Perinteisesti eturauhasen sädehoidossa käytetään neljän kentän laatikkotekniikkaa. Tekniikassa neljä 15 MV fotonikenttää on pareittain kohtisuorassa toisiaan vastaan, kuva 3. Hoitokenttien isosentritaso valitaan siten, että kentät ovat optimaalisesti hoitokohteeseen nähden. Kenttien muotoiluun käytetään moniliuskarajaimia ja tarvittaessa annosjakaumaa voidaan tasoittaa painokertoimilla ja kiiloilla. Jos potilaalla on lonkkaproteesi valitaan kenttien paikat siten, että ne eivät tule proteesin läpi.



Kuva 3. Perinteinen neljän kentän annossuunnitelma.

2.1.1 Perinteisen hoitomuodon rajoitukset

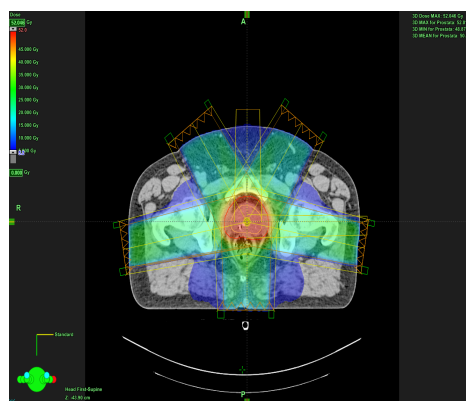
Perinteisessä tekniikassa eli laatikkotekniikassa annosjakauma on nimensä mukaisesti laatikonmuotoinen. Siten se soveltuu erityisen huonosti eturauhassyöpätapauksiin, joissa potilaan seminaalivesikkialueet ovat suuret. Jos tällöin käytetään konformaalista 3D-CRT-tekniikkaa peräsuoli saa suuremman annoksen kuin, jos käytettäisiin IMRT:tä. Annosjakauma ei noudata kohdealueiden muotoa, joten myös ympäröivät alueet saavat turhaan suurempia annoksia.

3 Suora FIMRT ja käännteinen IMRT

FIMRT-tekniikassa asetetaan ensin kentät sekä painokertoimet ja lasketaan annosjakauma, kuva 4(a). Suunnitelmassa on kaksi sivukenttää, kaarikenttä ja kuvauskentät. Kaikissa kentissä käytetään 15 MV fotoneita. Tämän jälkeen pyritään parantamaan saatua annosjakaumaa asettamalla sopivat painokertoimet ja lisäämällä sivukenttien osakentät, jotta suunnitelmalle asetetut annoksen tasaisuutta koskevat laatuksiteerit täyttyisivät. Siinä se on suora annossuunnittelutekniikka ja noudattaa perinteisiä tekniikoita. Tähän viittaa myös tekniikan nimessä esiintyvä sana "forward."



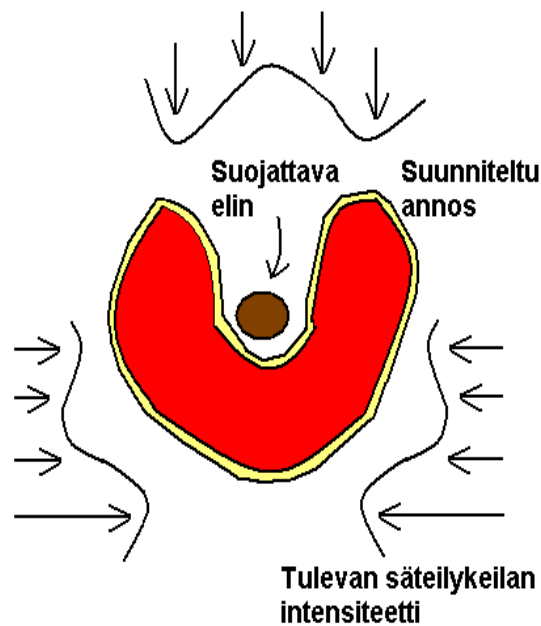
(a) Kaarihoitosuunnitelman kenttäjärjestely.



(b) IMRT-suunnitelman kenttäjärjestely.

Kuva 4. Kaari- ja IMRT-hoitojen kenttäasettelu.

Varsinainen IMRT perustuu nk. käännteiseen annoslaskentaan. Tällöin asetetaan ensin tietyt annosrajat kasvaimelle ja ympäröiville terveille kudoksille. Annossuunnitteluohjelma laskee sitten niiden perusteella kunkin kentän annosintensiteetin optimaalisen geometrisen jakauman, kuva 4(b). Esimerkkikuvassa kenttiä on viisi ja niissä käytetään 6 MV fotoneita. Niistä suunnista, joissa kasvain ja terve kudos ovat säteilyn tulosuunnassa päällekkäin, säteilyn intensiteettiä lasketaan terveen kudoksen kohdalta. Tällöin syntyy liian alhaiselle annokselle jääviä alueita, jotka kompensoidaan nostamalla niiden kenttien annosintensiteettiä, joissa kasvain ja terve kudos ovat erillään säteilykeilan suunnasta katsottuna [3, s. 951], kuva 5.



Kuva 5. Intensiteettimuokatun sädehoidon periaate.

3.1 Eturauhasen kaarihoitosuunnitelman teko FIMRT-tekniikalla

Kaarihoitosuunnitelma koostuu ensimmäisellä kierroksella yhteensä viidestä kentästä, kuva 4(a). Suunnitelmassa asetetaan kaksi sivukenttää, kuvissa 6(a) ja 6(b), kaarikenttä sekä kuvauskentät. Kaarikentällä K2 rajataan lonkkanivelten välinen alue. Tässä analyysissä käytettiin kiinteitä kulmalukemia. Kaarihoitomenetelmä on iteratiivinen menetelmä, jossa pyritään kierros kierrokselta parantamaan saatua annosjakaumaa. Kentissä käytetään 15 MV fotoneita. Kohdealueita on kolme ja annostus sekä alueet ovat kaarihoidossa samat kuin perinteisessä 3D-CRT-tekniikassa. Jokaiselle kohdealueelle tehdään oma kaarihoitosuunnitelma. Ensimmäisen kierroksen kenttäasettelu on taulukossa 1. Kenttien asettamisen jälkeen laskeetaan annosjakauma.

Taulukko 1. Kaarihoidon kenttäasettelu.

Kenttä	Gantry [°]	Kollimaattori [°]	Paino	Marginaali
AP kuva	0°	0°	0,18	PTV + 0,6 cm
Dex kuva	0°	270°	0,15	PTV + 0,6 cm
K1	270°	0°	1,07	PTV X1 + 0,3 cm (peräsuoli) PTV X2 + 0,4 cm PTV Y + 0,6 cm
K2	320°-40°	0°	2,35	PTV X + 0,4 cm PTV Y + 0,6 cm
K3	90°	0°	1,25	PTV X1 + 0,4 cm PTV X2 + 0,3 cm (peräsuoli) PTV Y + 0,6 cm

Toisella kierroksella saadusta annostilavuushistogrammista kirjataan muistiin annostilavuuksia D(V20%), D(V40%), D(V60%) ja D(V80%) vastaavat annokset. Annoksista muutetaan isodoosit TT-leikkeisiin. Sivukentistä tehdään kopiokentät K1A, K1B, K3A ja K3B, kuvissa 6(c)-6(f). Sivukentille lasketaan painokerroin w . Kun maksimiannos on lääkärin määräämä annos saadaan painokerroin laskemalla annostilavuuksien D(V20%) ja D(V40%) suhteelliset osuudet tästä annoksesta ja laskemalla annosten erotus $D(V20\%)-D(V40\%)$. Laskettu erotus on kopiokenttien painokerroin w , muille kentille asetetaan taulukossa 2 olevat painokertoimet. Näiden kenttien painokertoimien summa on yhdeksän.

Taulukko 2. Kenttien painokertoimet kopiokenttien lisäyksen jälkeen.

Kenttä	Painokerroin
AP kuva	0,32
Dex kuva	0,27
K1	1,98
K2	4,18
K3	2,25

Kopiokentistä suojataan moniliuskarajaimilla TT-leikkeisiin määritet-

tyjä isodooseja vastaavat alueet.

K1A : suojataan D(V20%)

K3A : suojataan D(V40%)

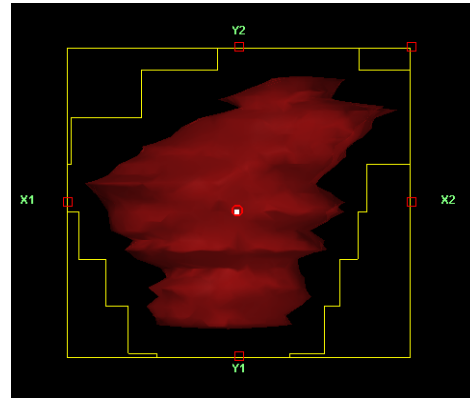
K1B : suojataan D(V60%)

K3B : suojataan D(V80%)

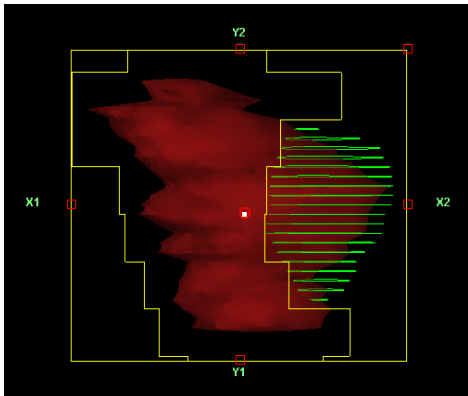
Lasketetaan uusi annosjakauma ja normitetaan annosprosentti annostilavuushistogrammin kohdealueen annostilavuuden $D(V50\%)=100\%$ mukaan.



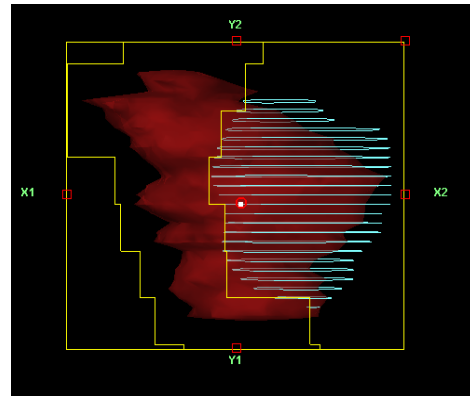
(a) Ensimmäisen kierroksen K7-kenttä.



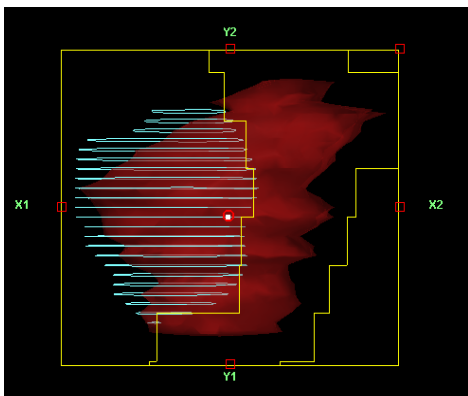
(b) Ensimmäisen kierroksen K9-kenttä.



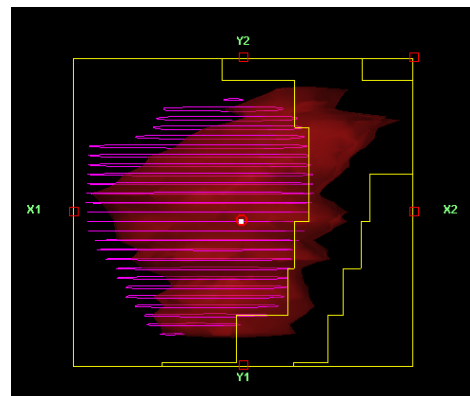
(c) Toisella kierroksella K7A-kentästä rajataan pois annostilavuutta 20 % vastaava alue.



(d) Toisella kierroksella K7B-kentästä rajataan pois annostilavuutta 60 % vastaava alue.



(e) Toisella kierroksella K9A-kenttä rajataan pois annostilavuutta 40 % vastaava alue.



(f) Toisella kierroksella K9B-kenttä rajataan pois annostilavuutta 80 % vastaava alue.

Kuva 6. Prostatan C-suunnitelman sivukentät kaarisuunnittelutekniikassa, johon kuuluvat vielä kaari- (K8) ja kuvauskentät. Kaksi muuta kohdealuetta hoidetaan vastaavasti.

3.1.1 FIMRT- ja IMRT-tekniikan rajoitukset

Kenttien määrä kasvaa IMRT:ssä perinteiseen tekniikkaan nähden, joten kiihdytin tuottaa säteilyä pidemmän aikaa. Tämä nostaa vuotosäteilyn määrää ja pieniä annoksia leviää laajemmalle terveeseen kudokseen. Tällöin sekundäärisyöpien eli sädehoidosta aiheutuneiden syöpien riski saattaa kasvaa [3, s. 951]. Ongelma ei ole FIMRT:ssä niin suuri, kuin varsinaisessa IMRT:ssä, koska uusien kenttien annokset ovat pieniä.

Lisäksi IMRT:ssä on mahdollista, että pyrittäessä minimoimaan kriittisten elinten annoksia ja maksimoimaan kohdealueen annoksia voi myös kohdealueen ulkopuolella syntyä yliannoksen saavia alueita, joita ei optimoimisen jälkeenkään ole helppo saada pois. Tätä ongelmaa ei ole perinteisessä 3D-CRT- tai FIMRT-menetelmässä.

IMRT-hoidoissa käytettiin aina 6 MV fotonisäteilyä. Erikseen ei huomioitu potilaita, joilla suuremman koon vuoksi tämä energia ei ole riittävä. Liian pienestä energiasta aiheutuu annokseen tällöin tavallista suurempaa epätasaisuutta.

FIMRT ei sovellu hyvin potilaille, joilla on suuret seminaalivesikkelit. Tällöin rakko sijoittuu kyseisten alueiden väliin ja siten rakon annos tulee suuremmaksi kuin keskimäärin.

4 VMAT ja RapidArc - kaarihoitojen uusi aika

VMAT on hoitomuoto, jossa annos annetaan kohdealueeseen käyttämällä yleensä yhtä tai joskus useampaa 360° kaarikenttää ja IMRT:n käänteistä optimointia. Hoidon aikana säteilyn vuota, moniliuskarajainten paikkoja ja gantryn kiertonopeutta muutetaan. Annosjakaumaa voidaan optimoida esimerkiksi kollimaattorin kulmaa muuttamalla tai kohdealueen ja kriittisten elinten annosrajoja sekä prioriteetteja muuttamalla. Alun perin VMAT oli kiihdytinvalmistaja Elekta käyttämä kaupallinen nimi. Hoitotekniikan juuret ovat IMAT:issa (Intensity-Modulated Arc Therapy), joka esiteltiin vuonna 1995 [5, s. 3] ja varsinaisen VMAT:in katsotaan saaneen alkunsa vuonna 2001 [11, s. N10].

RapidArc on kiihdytinvalmistaja Varian Medical Systems:in käyttämä kaupallinen nimi hoitomuodolle, joka perustuu VMAT:n ideologiaan. Kun hoitoalue eturauhassyövän hoidossa on tarpeeksi yksinkertaisen muotoinen, RapidArc:issa käytetään yhtä 360° kaarikenttää. Kenttien hoidon aikana muutetaan moniliuskarajainten asentoja, gantryn kierto- ja annosnopeutta parhaan mahdollisen annosjakauman aikaansaamiseksi.

RapidArcista on pyritty kehittämään nopea hoitomuoto IMRT:n tilalle, jossa hoidot kestävät noin 15-20 minuuttia. Se on ikään kuin IMRT yhdessä kaaressa. Lyhyemmät hoitoajat parantavat hoitojen paikalleen osumista ja ovat miellyttävämpiä hoidettavan potilaan kannalta.

4.1 Pienen kulman approksimaatio

RapidArcissa käytetään IMRT:n käänteistä optimointia ja se on siten IMRT-pohjainen menetelmä. Tämä ei kuitenkaan olisi mahdollista ilman pienen kulman approksimaatiota.

Pienen kulman approksimaatiossa oletetaan kaarihoito, jossa moniliuskarajainten liike on yhdensuuntaista. Kun säteily tulee säteilytettävään kohteeseen pieneltä kulma-alueelta ($< 5\%$), voidaan se olettaa tulevan ikään kuin yksittäisestä kulmavälin keskeltä sijaitsevasta lähteestä. Tämän lisäksi nämä pienet kaaret voidaan approksimoida tasoiksi ja samansuuntaisiksi [12, s. 4351]. Tällöin eri kohdat kohdealueesta tulevat tasaisesti hoidetuksi eri kulmista, mikä saa aikaan intensiteettimodulaation. Lopullinen annosjakauma syntyy näiden osittaisten annosten superpositiosta, kuten IMRT-tekniikoissa yleensäkin.

Pienen kulman approksimaatio on voimassa ainoastaan kohdealueelle, missä isosentripistekin sijaitsee. Kaukana kohdealueen ulkopuolella sen argumentit eivät päde, mutta siellä myös annokset ovat pienempiä, joten tämä voidaan jättää huomiotta.

4.2 PRO - RapidArc'in laskenta-algoritmi

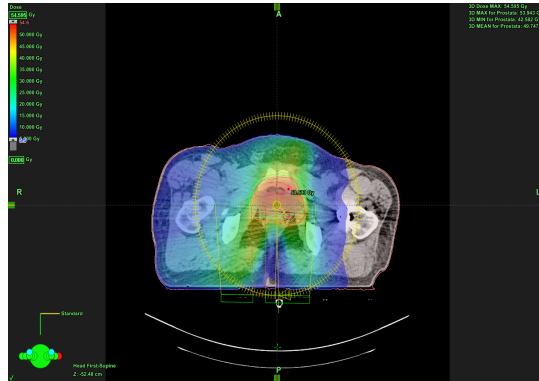
PRO (Progressive Resolution Optimizer) eli etenevän resoluution optimointialgoritmi luo kaarikenttään joukon kontrollipisteitä, jotka määrittävät moniliuskarajaimien paikat ja monitoriyksikköjen lukumäärän gantryn kulmalukeman funktiona pohjautuen annokselle ja tilavuusosuuksille asetettuihin raja-arvoihin. Jokainen kontrollipiste kuvaa yhtä RapidArc-suunnitelman osakenttää. Osakentissä käytetään dynaamisia moniliuskarajaimia ja muuttuvaa annos- sekä gantryn kiertonopeutta.

Optimointi koostuu neljästä resoluutiotasosta, joista jokainen on jaettu erillisiin askeliin. Askeliin lukumäärä riippuu resoluutiotasosta. Optimoinnissa sallitaan epäjatkuvuuskohtia, mutta niiden rajat tiukentuvat, kun optimointi etenee. Kontrollipisteiden lukumäärä on vakio koko optimoinnin ajan [13, s. 326-328].

Annos saadaan mallinnettua jakamalla osakentät laskenta-alueisiin, jotka ovat sijoittuneet tasaisesti osakentän alueelle. Laskenta-alueiden lukumäärä kasvaa, kun optimointi siirtyy korkeammalle resoluutiotasolle. Annoslaskennassa jokaiselle osakentälle lasketaan annosintensiteetit, jossa on huomioitu moniliuskarajaimien liike ja niiden pyöristetyistä päistä aiheutuva vuotosäteily.

4.2.1 Vältettävät sektorit

RapidArc-suunnittelutekniikassa on mahdollista määritellä kulma-alueita, joita ei säteilytetä. Niitä sallitaan kaksi yhteen täyteen 360° asteen kaarikenttään ja vältettävien sektorien on oltava vähintään 15° asteen suuruisia. Jos vältettäviä sektoreita on kaksi, on myös sektorin niiden välillä oltava vähintään 15° asteen suuruinen. Näin on mahdollista hoitaa potilaita, joilla on lonkkaproteesit. Kuvassa 7 on RapidArc-suunnittelutekniikalla toteutettu suunnitelma, jossa on käytetty 80° asteen suuruista sektoria kulma-alueella 40° - 140° , jota ei ole säteilytetty ja täten on vältetty potilaan vasemman jalan lonkkaproteesi.



Kuva 7. RapidArc-suunnittelutekniikalla toteutettu suunnitelma lonkkaproteesi potilaalle.

4.2.2 Automaattinen normaalikudoksen annosraja

VMAT-optimoinnissa voi ottaa käyttöön automaattisen normaalikudoksen annosrajan, joka käyttää ohjelman sisäisiä parametreja. Nämä parametrit ovat riippuvaisia etäisyydestä kohteeseen ja ne valikoituvat siten, että ne noudattavat parhaiten potilaan anatomiaa sekä valittuja annosrajoja [13, s. 329]. Tällöin normaalikudokselle asetetuilla raja-arvoilla, joita käytetään esimerkiksi IMRT:n optimoinnissa, ei ole merkitystä. Automaattisen normaalikudoksen rajan avulla pyritään laskemaan annoksia, jotka ovat erityisen korkeita suhteessa etäisyyteen kohdealueesta.

4.2.3 Keskimääräinen annos

Jokaiselle suunnitelmaan piirretylle elimelle voidaan määrittää keskimääräinen annos, jota elimen annos ei saa ylittää. Määritetty keskiarvo on mukana optimointiprosessissa ja sen prioriteettia on mahdollista muuttaa. Tätä arvoa ei kuitenkaan voi kytkeä tiettyyn osuuteen elimen tilavuudesta.

4.3 Eturauhasen annosuunnitelman teko RapidArc-tekniikalla

Kuvan 8(a) RapidArc-suunnitelma koostuu yhdestä 360° kaarikentästä. Kaarikentän kollimaattorin kulma valitaan siten, että kohdealue sopii siihen hyvin ja kenttä ei kulje kummankaan lonkan läpi. Kaarikentässä käytetään 6 MV fotoneita. Kohdealueita on kolme, kuten muissakin suunnit-

telumenetelmissä ja annokset ovat myös samat. Jokaiselle kohdealueelle tehdään oma RapidArc-suunnitelma. RapidArc:issa käytetään IMRT:n tapaan käänteistä optimointia, jossa kriittisten elinten ja kohdealueen annokselle asetetaan tietyt raja-arvot jo optimoinnissa ennen laskentaa, mihin annosten tulisi sopia. Tässä analyysissä suunnitelmat tehtiin käyttäen RapidArc-suunnitelmalle vakiopohjaa, jossa käytettävien kaarien lukumäärä, kollimaattorin kiertokulma ja kriittisten elinten sekä kohdealueen annosrajat pidettiin vakioina.

Kun isosentripiste on määritetty prostatan mukaan, RapidArc suunnitelman teko aloitetaan asettamalla suunnitelmaan yksi staattinen kenttä 0° kollimaattorikulmalla. Tämän jälkeen käytetään Eclipsen työkaluja, joiden avulla asetetaan isosentrien määrä, käytettävien kaarien lukumäärä, kohdealueen marginaali ja kollimaattorin kulma sekä saadaan kaarikenttä vastaamaan kohdealueen geometriaa. Tehdyistä valinnoista näkyy esikatselu keilanäkymässä ja siitä täytyy tarkistaa, että kohdealue mahtuu kokonaan kenttään ja, että kenttä ei kulje suoraa lonkkien läpi. Tässä analyysissä käytettiin yhtä isosentriä ja yhtä 360° kaarikenttää, marginaali kohdealueeseen oli 0,5 cm ja kollimaattorin kiertokulma oli 25° .

Kun kenttä on asetettu kohdealueen geometriaa vastaavaan kulmaan, voidaan aloittaa optimointi, jossa annosjakauma pyritään sovittamaan sille määrättyihin raja-arvoihin. Raja-arvoja on kolmea eri tyyppiä. Ensimmäisessä raja-arvossa kiinnitetään annosväli, jolle kyseisen elimen annoksen tulisi asettua antamalla annoksen ylä- ja alarajan arvot kiinteille tilavuusosuuksille. Toisella raja-arvolla määritetään viiva, jonka alapuolella elimen annoksen tietyillä tilavuusosuuksilla tulisi kulkea. Kolmas raja-arvo on keskimääräinen annos. Tätä arvoa elimen annoksen keskiarvo ei saa ylittää. Kolmatta raja-arvoa ei kuitenkaan voi kytkeä tiettyyn tilavuusosuuteen. Analyysissä käytettiin myös automaattista normaalin kudoksen annoksen rajaa minimoimaan annoksia kaukana kohdealueesta. Analyysissä käytetyt raja-arvot ja prioriteetit eri kohdealueille sekä kriittisille elimille ovat taulukossa 3. Kun optimointi on saavuttanut optimointialgoritmin tarkkuuden puitteissa parhaan mahdollisen ratkaisun ja moniliuskarajaimien asennot eri gantryn kulmalukemilla on siten selvitetty, lasketetaan varsinainen annosjakauma.

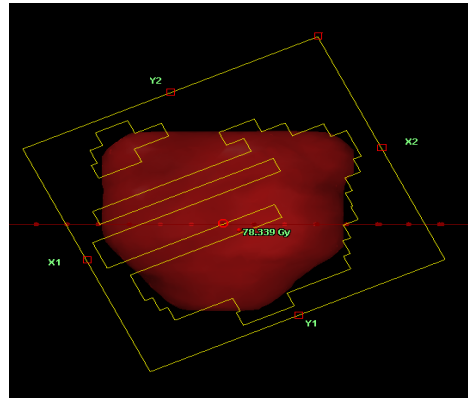
Taulukko 3. RapidArc-annossuunnitelman optimoinnissa käytettävät parametrit kriittisille elimille ja kohdealueelle.

Alue	Tyyppi	V [%]	Annos [Gy]	Prioriteetti
psvPTV				
psvPTV	yläraja	0	51,5	350
	alaraja	100	49,5	250
rakko-psvPTV	viiva	72	0	200
	viiva	0	45,5	
rectum-psvPTV	viiva	72	0	200
	viiva	0	45,5	
Terve kudos	keskiarvo		30	150
pPTV				
pPTV	yläraja	0	23,1	350
	alaraja	100	21,5	250
rakko-psvPTV	viiva	56,5	0	150
	viiva	0	19,5	
rectum-psvPTV	viiva	56,5	0	150
	viiva	0	19,5	
Terve kudos	keskiarvo		13,2	150
prostata				
prostata	yläraja	0	4,1	350
	alaraja	100	3,9	250
rakko-psvPTV	viiva	60	0	150
	viiva	0	3,1	
rectum-psvPTV	viiva	60	0	150
	viiva	0	3,1	
Terve kudos	keskiarvo		2,5	150

Jos laskennan jälkeen saadussa annosjakaumassa on jäljellä suuria maksimeja, ne voidaan poistaa valitsemalla tältä tasaiselta alueelta apualue, joka muunnetaan isodoosiksi TT-leikkeisiin. Tämän apualueen avulla maksimit saadaan katoamaan, kun sille asetetaan optimoinnissa yläraja ja tällä alueelle sama prioriteetti, kuin kohdealueen ylärajalla. Esimerkki yksittäisestä osakentästä tietyllä gantryn kulman arvolla on kuvassa 8(b).



(a) RapidArc-suunnitelman kenttäjärjestely.



(b) Moniliuskarajaimien asennot ja kolliimaattorin kierto suhteessa kohdealueeseen yksittäisessä gantrykulmassa.

Kuva 8. RapidArc-hoidon kenttäasettelu ja keilanäkymä yksittäisestä gantrykulmasta.

4.3.1 VMAT- ja RapidArc-tekniikoiden rajoitukset

VMAT- ja RapidArc-hoitotekniikoissa hoitokoneen gantry pyörähtää vähintään yhden 360° kaaren, jolloin matalat annokset leviävät laajalle alueelle terveeseen kudokseen. Tämä voi kasvattaa sekundäärisyöpien riskiä. RapidArc:issa pyritään kuitenkin lyhyeen hoitoaikaan.

Kaarikenttä vaatii alkutarkistuksen kiihdyttimellä ennen hoidon aloittamista. On tarkistettava, että kiihdytyn mahtuu tekemään täyden 360° ympyrän ilman esteitä. Kiihdyttimen hoitopään on mahdollista kääntymään hoitopyödän alle ja se ei saa osua kaarikentän hoidon aikana potilaaseen tai hoitopyödän rakenteisiin.

Kaarikentän optimointi on vaativa matemaattinen ongelma, joka vaatii tietokoneen optimointialgoritmit paljon. On mahdollista, että pyrittäessä parhaaseen mahdolliseen annosjakaumaan optimointi jää paikoilleen lokaaliin minimiin, vaikka kauempana olisi parempi globaali minimi. Tämä on mahdollista, jos löydetyt ratkaisun lähellä on paljon vastaavia hyviä naapuriratkaisuja.

VMAT- ja RapidArc-optimointialgoritmeina käytetään yleensä tästä johtuen simuloitua jäähtytystä, joka sallii satunnaisesti siirtymisen myös löydettyä ratkaisua huonompaan ratkaisuun tai vaihtoehtoisesti käyttää satunnaista pidempää askelta optimoinnin aikana [11, s. N16]. Täten globaali minimi tai tyydyttävä annosjakauma voidaan löytää, kunhan annoksen optimointikierruksia suoritetaan tarpeeksi monta. Tämä voi olla aikaa

vievää suunnitteluvaiheessa. Kun sopivat optimointiparametrit eri kohdealueille on löydetty voi suunnittelu kuitenkin olla varsin nopeaa, kun optimointia ei tarvitse enää suorittaa useita kertoja.

5 Dosimetrian vaatimukset eri hoitotekniikoille

Intensiteettimuokatussa sädehoidossa annosjakaumat ovat monimutkaisia. Jakaumissa esiintyy suurien annosgradienttien alueita ja myös annoksen tuottotapa tuo oman haasteensa annosmittauksille. Tästä johtuen IMRT-pohjaisissa hoitomuodoissa annosjakaumien mittaaminen on erittäin tärkeää ja on tärkeä ymmärtää menetelmän dosimetrialle asettamat haasteet. On osattava valita käytettävät dosimetriavälineet niiden hyötyjen ja rajoitteiden mukaisesti riippuen siitä, mitä halutaan mitata [14, s. 1315-1325].

3D-CRT:ssä säteilykeila on yleensä staattinen, joten gantry, kollimaattori ja moniliuskarajaimet pysyvät paikoillaan säteilytyksen aikana ja säteilykeilan ominaisuudet on helppo selvittää. Suunnitelmat koostuvat matalan annosgradientin superpositiosta ja hoidon varmistukseen voidaan käyttää monitoriyksikköjen tarkistuslaskentaa sekä ionisaatiokammioatriisimittausta. Suunnitelmien yksinkertaisista annosjakaumista johtuen hoidon paikalleen osuminen ja kriittisten elinten välttäminen voidaan arvioida lineaarikiihdyttimen kuvauslaitteilla otetuista konekuvista.

IMRT:ssä annos kerääntyy kudokseen dynaamisena prosessina ja säteilyn vuo sekä intensiteetti muuttuvat hoidon aikana. IMRT-pohjaisissa suunnittelumenetelmissä suuren annosgradientin alue voi monimutkaisten annosjakaumien vuoksi sijoittua lähelle kriittistä elintä. Kun tulevan säteilyn vuota muokataan se saa aikaan sen, että keila saattaa kulkea suoraan kriittisten elinten läpi ja ainoastaan optimointiprosessi rajoittaa niiden annoksia. Tästä johtuen hoidon onnistumisen arvioimisessa on otettava huomioon kumulatiiviset eli kasautuvat annokset ja tarkistettava annos useammasta kohdasta.

5.1 Ionisaatiokammiot

Sylinterinmuotoiset ionisaatiokammiot sopivat hyvin käytettäväksi mittauksiin fotoneilla MV-alueella. Ne ovat stabiileita ja niillä on lineaarinen riippuvuus absorboituneeseen annokseen. Tämän lisäksi ne voidaan aina jäljittää käytettyyn primääriseen kalibraatiostandardiin [14, s. 1315-1320]. Erityisesti IMRT-pohjaisille hoitomuodoille tärkeää on ionisaatiokammioiden tarkka paikkaresoluutio. Ionisaatiokammiot soveltuvat myös elektronikenttien mittaamiseen. Pienemmällä energioilla tulisi tosin elektroneilla käyttää tasolevykammioita.

Ionisaatiokammioilla mitattaessa on otettava huomioon niiden perusominaisuus eli tilavuuden keskiarvostaminen, jota tapahtuu kaikille ionisaatiokammioille jonkin verran. Keskiarvoistumisen määrä riippuu kuitenkin kammion koosta. Se on erityisen suurta suurien annosgradient-

tien alueilla, joita esiintyy erityisesti IMRT-pohjaisissa hoitotekniikoissa. IMRT-pohjaisille hoitotekniikoille mittauksia suoritettaessa ionisaatiokammiot tulee sijoittaa mahdollisimman homogeenisen annosintensiteetin alueelle. Jos halutaan tarkistaa kokonaisannosta, tulee ionisaatiokammio asettaa homogeenisen kokonaisannoksen alueelle. Pienemmillä ionisaatiokammioilla päästään tarkempaan mittaustulokseen, mutta ne ovat vaikeampia asetella. Ionisaatiokammion koko tulisi aina valita siten, että homogeeninen alue on suurempi kuin kammion poikkipinta-ala, koska muuten tilavuuden keskiarvostaminen on hallitseva.

Ionisaatiokammioihin voi säteilytyksen vaikutuksesta indusoida vuotovirtoja. Syntyneillä vuotovirroilla on suurempi merkitys käytettäessä pieniä ionisaatiokammioita, koska niistä saatava signaali on jo valmiiksi pienempi kuin suuremmissa kammioissa.

Tämän lisäksi ionisaatiokammion tulisi toimia stabiilisti ajan kuluessa. Sen tarkkuutta on voitava verrata standardina pidettyyn sekundaari-ionisaatiokammioon.

5.2 Diodit

Usein käytetään p-tyyppin diodi-ilmaisimia MV-alueen fotoneille, koska niiden tilavuus on paljon pienempi kuin pienimmän mahdollisen ionisaationkammion. Tämän lisäksi niiden herkkyys on 20-100 kertaa parempi [14, s. 1317-1320]. Kun diodien valmistusmateriaalina käytetään silikonia, jolla on suhteessa korkea atomiluku, herkkyys erityisesti matala energisiä fotoneja kohtaan kasvaa. Diodit sopivat siten ominaisuuksiensa puolesta pienten kenttien annosten mittaukseen, joissa matala energisten fotonien lukumäärä on alhainen.

Diodi-ilmaisimet ovat suuntariippuvaisia. Niiden tarkkuus riippuu siten ilmaisimien sijainnista säteilykeilaan nähden. Jos säteilykeila on kohtisuorassa diodi-ilmaisimen akselia vastaan, ilmaisimen herkkyys voi vaihdella noin 3 % mutta, jos säteilykeila on lähes ilmaisimen akselin suuntainen on vastaava lukema jo 15 %. Lisäksi säteily vahingoittaa diodeja ennen pitkää ja vaikuttaa niiden herkkyyteen. Tulee käyttää harkintaa minkälaisiin mittauksiin diodeja käyttää sekä mihin ne mittauksissaan asettelee. Diodit sopivat parhaiten suhteellisten annosten mittauksiin.

5.3 Filmit

Pistodosimetrian menetelmät, joita yksittäiset ionisaatiokammiot ja diodit ovat, voidaan käyttää absoluuttisen annosjakaman varmentamiseen tie-

tyissä pisteissä. IMRT-pohjaisissa hoitotekniikoissa annosjakauma on kuitenkin voitava tarkistaa myös 2D:ssä. Tällöin tulevat kysymykseen ionisaatikammio- ja diodimatriisit sekä erityiset dosimetriafilmit. Filmiä voidaan käyttää säteilyn ilmaisimena ja suhteellisena dosimetrina.

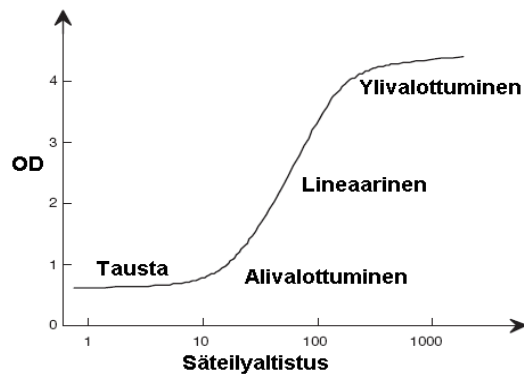
5.3.1 Radiografinen filmi

Radiografinen filmi koostuu ohuesta muovisesta pohjasta, jonka päällä tai molemmilla puolilla on säteilylle herkkää materiaalia. Tämä materiaali koostuu hopeabromidikiteistä (AgBr), jotka ovat liivate eli gelatiini kuoren sisällä [15, s. 81]. Radiografisessa filmissä kuva muodostuu säteilyn vuorovaikuttaessa näiden kiteiden kanssa ja kuva tulee näkyväksi sekä pysyväksi vasta, kun filmi kehitetään.

Filmiin absorboitunut annos voidaan selvittää filmin ominaiskäyrän avulla, jonka muoto on tunnettava aina ennen kuin kyseistä filmiä voidaan käyttää dosimetrisiin tarkoituksiin, kuva 9. Filmin ominaiskäyrässä on optinen tiheys säteilyaltistuksen funktiona. Ominaiskäyrä voi olla suoraan verrannollinen vain rajallisella annosvälillä tai epälineaarinen. Optinen tiheys on määritelty $OD = \log \frac{I_0}{I}$, missä I_0 on alkuperäinen valon intensiteetti ja I sen säteilyn intensiteetti, joka on läpäissyt filmin. Optinen tiheys on annoksen funktio. Jotta tutkittava tilanne kuvaa yksittäistä säteilytystä on saadusta arvosta vielä vähennettävä taustan (OD_T) osuus.

Radiografista filmiä voidaan käyttää vain rajoitetulla annosvälillä. Ominaiskäyrässä on neljä eri aluetta: taustasäteilyn, alivalottumisen, lineaarisuuden ja ylivalottumisen alueet, kuva 9. Lineaaraisella alueella, joka on ideaalinen filmin käyttöalue, pieni muutos säteilytyksessä saa aikaan suuren muutoksen syntyvän kuvan tummuudessa. Tällöin filmin kontrasti on parhaimmillaan. Hyvin pienillä ja suurilla säteilytyksen arvoilla, kuvan tummuus ei riipu säteilytyksestä.

Ominaiskäyrän avulla voidaan laskea filmin gamma-arvo, marginaali ja nopeus. Gamma-arvo vastaa suoran viivan ja ominaiskäyrän kaaren suhdetta. Marginaali kertoo liikkumavälin, jolla optinen tiheys voi vaihdella siten, että vielä pysytään lineaarisella alueella. Nopeus taas antaa säteilyaltistuksen, joka tarvitaan, jotta sitä vastaava optinen tiheys on 0,1 kertaa suurempi kuin taustan.



Kuva 9. Radiografisen filmin ominaiskäyrä ja sen eri alueet, kuva on suomennettu E.B. Podgorsakin kirjasta [15, s. 83].

5.3.2 Radiokromi-filmi

Radiokromifilmi on dosimetriefilmi, jossa kuva muodostuu ilman filmin kehitystä säteilytyksen aikana. Se on lähes kudosekvivalenttia materiaalia koostuen 9 % vedystä, 60,6 % hiilestä ja 11,2 % timestä [15, s. 81]. Filmi on alunperin lähes väritön, mutta se muuttuu säteilyaltistuksen myötä siniseksi. Radiokromiset filmit sisältävät väriainetta, joka polymerisoituu muodostaen pitkäketjuisia molekyylejä säteilyn vaikutuksesta.

Radiokromi-filmi soveltuu myös radiografista filmiä paremmin IMRT-pohjaisten hoitomuotojen annosten tarkistuksiin, koska se ei sisällä hopeabromidikiteitä. Siten se soveltuu myös suuria annosgradientteja sisältäviin alueisiin. Radiokromifilmit eivät ole säteilylle yhtä herkkiä kuin radiografiset filmit, joten niitä voidaan käyttää suuremmilla annoksilla. Tällöin on kuitenkin muistettava korjata filmin ominaiskäyrän epälineaarisuus korkeiden annosten alueella.

6 Annosvertailu fantomilla

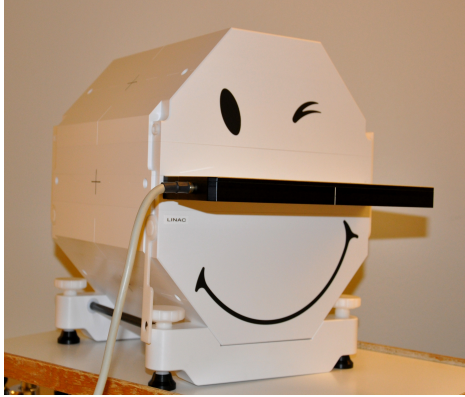
IMRT:hen pohjautuva hoitotekniikka asettaa vaatimuksia laadunvalvonalle. Tämän lisäksi RapidArcin tapauksessa lisähaasteen käytettävälle fantomille tuo 360° säteilytys. Jokaiselle kentälle suoritetaan menetelmän käyttöönottovaiheessa laadunvalvontamittaus. Myöhemmin mittauksia toteutetaan pistokokeina.

Potilaalle tehty annossuunnitelma siirretään annossuunnitteluohjelmalla fantomiin ja lasketetaan annosjakauma laadunvalvontamittauksista varten, kuva 10(a) ja kuva 10(b). Fantomin on valmistettu kiinteästä vedestä. Kiinteän veden materiaali on polystyreeniä, johon on lisätty pieniä pitoisuuksia titaania ja fosforia. Sen fysikaaliset ominaisuudet vastaavat tavallista vettä. RapidArc-menetelmän Octavius II-fantomi on kahdeksankulmion muotoinen, kooltaan 32 cm x 32 cm, ja painaa 24 kg. Fantomissa on kaksi erilaista alaosa, jotka ovat kuvassa 10(c), vasemmanpuoleinen alaosa ilman ilmaonteloa on tarkoitettu TT-kuvaukseen ja oikeanpuoleinen ilmaontelollinen alaosa kiihdyttimellä käytettäväksi mitattaessa PTW:n seven29 ionisaatiokammimatriisilla. Fantomin ilmaontelolla pyritään kompensoimaan ilmaisimen alhaaltapäin sädetämisestä aiheutuvaa annosvajetta.

Laadunvalvontasuunnitelman mukaiset kentät säteilytetään hoitokoneella fantomiin ja mittaus suoritetaan käyttäen siinä olevaa PTW:n seven29 ilmaisinta, kuva 10(d). Ilmaisimessa on 729 avointa ionisaatiokammiota, jotka kattavat 27 cm x 27 cm suuruisen kentän. Yksittäisen kammion tilavuus on 5 mm x 5 mm x 5 mm [16, s. 4].

Laadunvalvontamittauksessa laskettuja ja mitattuja annosjakaumia verrataan keskenään. Saatujen tuloksien on ennalta määrättyjen rajojen sisällä vastattava riittävän hyvin toisiaan, jotta annossuunnitelmalla voidaan hoitaa potilasta.

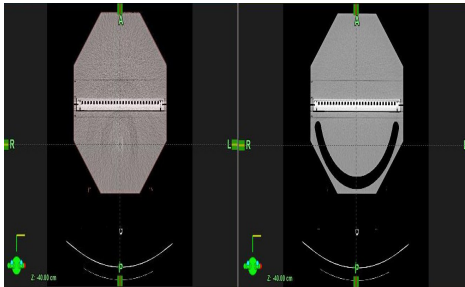
Kun kahta annosjakaumaa verrataan toisiinsa, vertailualue on jaettava matalien ja korkeiden annosgradienttien alueisiin. Alueilla, joilla ei esiinny korkeita annosgradientteja voidaan vertailu suorittaa laskemalla mitauspisteiden välinen annosero. Suurien gradienttien alueella tästä voisi kuitenkin aiheutua virhettä, jolla ei hoidon onnistumisen kannalta ole merkitystä. Tällöin käytetään toisenlaista menetelmää, jonka englanninkielinen termi on varsin kuvaava, distance-to-agreement (DTA), "hyväksymisetäisyys". Kyseessä on gammavertailumenetelmä [17, s. 310].



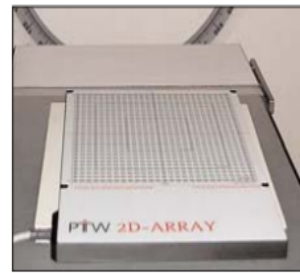
(a) RapidArc-hoitojen laadunvalvonnassa käytetty fantomi.



(b) RapidArc-hoitojen mitausasetelma. Kuvassa kiihdyttimen gantry on 180°.



(c) Transversaalileikkeet fantomista molemmilla alaosilla.



(d) PTW:n seven29 ionisaatiokammiomatriisi.

Kuva 10. Laadunvalvontamittauksen välineistö.

6.1 Gammavertailu

Vertailussa tutkittavalta alueelta valitaan referenssipiste. Muita alueen pisteitä ja niiden annoksia verrataan tähän pisteeseen. DTA on se etäisyys, joka on referenssipisteen ja toisen vertailualueelta löytyvän vastaavan annoksen pisteen etäisyys.

Gammametodin teoreettisen perustan esitti D.A. Low [17, s. 311].

$$\Gamma_r(r_c, D_c) \equiv \sqrt{\frac{\Delta r^2}{\Delta d_M^2} + \frac{\Delta D^2}{\Delta D_M^2}} \leq 1, \quad (6.1)$$

missä ΔD_M on hyväksymisraja annosrolle ja Δd_M DTA-arvon raja. Referenssipisteelle etäisyydellä r , joka saa annoksen D_r pätee $\Delta r = |r_r - r_c|$, mikä on referenssi- ja vertailupisteen välinen etäisyys sekä annosero

$\Delta D = D_c(r_c) - D_r(r_r)$. Jotta kaksi annosjakaumaa vastaisi toisiaan, on ainakin yhden pisteen sijaittava ellipsin sisällä, joka esiintyy kaavassa (6.1). Eturauhassyövässä hyväksymisrajoina on pidetty 3 %:n eroa annoksissa ja DTA:n arvoa 3 mm.

6.2 Fantomin valinta

Annosmittauksissa käytettävät fantomit on valittava käyttötarkoituksen mukaan. Fantomit on yleensä valmistettu, joko vesiekvivalentista materiaalista tai vedestä. Vesifantomit soveltuvat parhaiten tilanteisiin, joissa säteilykeila tulee kohtisuoraan fantomin pintaa vasten ja joissa ei haluta rajata ilmaisimen mahdollista paikkaa. Kuitenkin myös vesiekvivalentit fantomit mahdollistavat erilaisten ilmaisimien käytön ja ne voivat sisältää tiheysiltään erilaisia materiaaleja, joilla voidaan simuloida esimerkiksi kriittisiä elimiä. Fantomeja on olemassa kahta eri tyyppiä, jotka ovat antropomorfiset eli ihmisen malliset ja geometriset fantomit.

Antropomorfisessa fantomissa heterogeeniset alueet ovat samoissa kohdissa kuin hoidettavassa potilaassa ja siten sen avulla voidaan arvioida hoidossa mahdollisesti ilmeneviä ongelmia helpommin kuin geometrisellä fantomilla. Toisaalta tällaisen fantomin asettelu on aikaavievää. Tämän lisäksi fantomit koostuvat yleensä yhdensuuntaisista levyistä, jotka rajaavat mittakammioiden asettelumahdollisuuksia. Tämä aiheuttaa epäjohtonmukaisuuksia annosjakaumaan. Antropomorfisia fantomeja käytettäessä joudutaan usein tekemään mittauksia geometrisilla fantomeilla, jotta erot mitattujen ja laskettujen tulosten välillä saataisiin selvitettyä.

Geometriset fantomit on helppo asetella ja niiden sisäinen geometria tiedetään tarkasti. Huonona puolena on se, että ne eivät välttämättä kuvaa riittävän tarkasti hoitotilannetta.

7 Annosvertailu filmillä

GAFCHROMIC EBT2 on radiokromifilmi, joka on suunniteltu erityisesti sädehoidon tarpeisiin. EBT2 sisältää keltaista väriainetta, joten se kestää tavallista radiokromifilmiä paremmin valoa. Energiavälillä 50 kV:sta MV-alueelle filmin vaste ei riipu käytetystä energiasta, jonka vuoksi ei ole tarpeen ottaa huomioon sironneen säteilyn vaikutuksia [18, s. 3].

EBT2-filmin rakenne on kuvassa 11. Filmissä alimmaisena on läpinäkyvästä polyesteristä valmistettu 175 μm pohjakerros. Sen päällä on 30 μm aktiivinen kerros, joka sisältää keltaisen väriaineen, ja 5 μm päällyste. Ennen varsinaista päällyskerrosta on 25 μm liimakerros, joka reagoi vallitsevaan paineeseen. Polyesterinen päällyskerros suojaa aktiivista kerrosta mekaaniselta kulumiselta ja kosteudelta. Filmi on mahdollista upottaa veteen lyhyeksi aikaa.

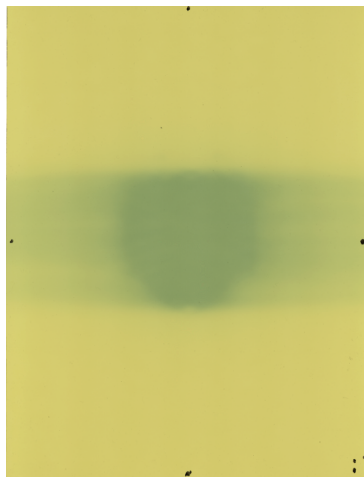


Kuva 11. Gafchromic-filmin rakenne, kuva on suomennettu GAFCHROMIC EBT2-radiokromifilmin esitteestä [18, s. 3].

Potilaan annossuunnitelma siirretään Octavius II-fantomiin, joka on kuvattu ilman PTW:n seven29 ionisaatiokammionatriisia. Filmin kalibrointia varten lasketetaan 10x10-kentät vesilaatikossa, kun annos kasvaa 0,5 Gy:n

askelin välillä 0,5 Gy-2,5 Gy. Kalibraatiokäyrän määrittämistä varten yksi arkki EBT2-filmiä leikataan kuuteen yhtä suureen osaan, joista jokaisen vasen yläreuna numeroidaan, jotta niiden järjestys ja suunta pysyy muuttumattomana mittauksen sekä luennan ajan. Palat säteilytetään 10x10-kentällä kiinteä vesi levyjen välissä vastaten annossuunnitteluohjelman geometriaa, annoksen ollessa välillä 0 Gy-2,5 Gy. Kalibraatiokäyrän mittaamisen jälkeen kokonainen filmi laitetaan Octavius II-fantomiin, jossa on TT-alaosa, ja säteilytetään varsinainen annossuunnitelma, kuva 12.

Laadunvalvontamittauksessa annossuunnitteluohjelmassa laskettuja ja mitattuja annosjakautumia verrataan keskenään. Myös filmi- kuten fantomimittauksetkin analysoidaan käyttäen gammavertailumenetelmää.



Kuva 12. Gafchromic-filmi annossuunnitelman sädetyksen jälkeen.

8 Tilastolliset menetelmät ja analyysi

Otanta koostui kymmenestä eturauhassyöpöpotilaasta, jotka olivat tulleet sädehoito-osaston hoitokaavion mukaiseen sädehoitoon. Potilaat olivat 56-78 vuotiaita. Jokaiselle potilaalle tehtiin RapidArc, FIMRT- ja perinteinen suunnitelma, jotta annostilavuushistogrammien perusteella pystyttäisiin vertaamaan kolmea hoitomuotoa toisiinsa. Lisäksi viidelle potilaalle oli tehty aikaisemmin IMRT-suunnitelma, joten näiden potilaiden kohdalla voitiin verrata neljällä eri menetelmällä saatuja tuloksia. Potilaista viisi hoidettiin perinteisellä ja viisi IMRT-suunnitelmalla. Hoidoissa käytettiin 15 MV:n fotonienenergiaa perinteisessä 3D-CRT- ja kaarihoitomenetelmissä sekä 6 MV fotoneita IMRT:ssä ja RapidArc:issa.

Analyysissä tutkittiin Eclipse-annossuunnitteluohjelman DVH:ista saatuja tulosteita prostatan, terveen kudoksen, rakko-prostatasvPTV:n, rectum-prostatasvPTV:n, prostataPTV-prostata:n, prostatasvPTV-prostataPTV:n ja oikean sekä vasemman lonkan osalta kaikilla kolmella hoitomuodolla aina, kun se vain oli mahdollista. Prostatassa, pPTV-p:ssä ja psvPTV-pPTV:ssä kiinnostuksen kohteena olivat 99 %, 95 %, 50 % ja ≤ 5 % määrätystä annoksesta saavat alueet. Rectum-psvPTV:ssä tarkasteltiin annoksia 50-75 Gy ja rakko-psvPTV:ssä tarkasteluväli oli 65-80 Gy. Molemmissa lonkissa puolestaan tutkittiin raja-arvona pidettyä annosta 50 Gy. Lisäksi kirjattiin muistiin maksimiannoksen lukema. Analyysiin käytettiin SPSS-tietokoneohjelmaa ja Independent-Samples T-Test menetelmää. T-testiä voidaan käyttää, koska hoidot on suoritettu eri potilaille ja eri hoitomuodot eivät liity toisiinsa, joten tulosten välillä ei ole riippuvuutta.

8.1 Mikä on tilastollisesti merkittävää, p-arvo

Otannan p-arvo on todennäköisyys, jolla vähintäänkin yhtä merkittävä ero tuloksessa saadaan aikaan käyttämällä nollahypoteesia. Yleisesti on hyväksytty, että rajana pidetään arvoa 0,05. Tässä tapauksessa erehdytään viidessä tapauksessa sadasta. Jos todennäköisyys alittaa sovitun rajan, on tulos tilastollisesti merkittävä [19, s. 152].

8.2 T-testi

T-testi on mikä tahansa tilastollinen testi, joka noudattaa Studentin t-jakaumaa, kun nollahypoteesi on voimassa. Sillä testataan normaalijakautuneiden satunnaismuuttujien keskiarvoja. Kun on laskettu t-arvo ja sitä verrataan t-jakaumasta poimittuun raja-arvoon, joka on riippuvainen p-

arvosta. Studentin t-jakauman t-arvo on muotoa [20, s. 878]

$$t = \frac{\bar{x}_1 - \bar{x}_2}{S_D}, \quad (8.1)$$

missä \bar{x}_1 ja \bar{x}_2 ovat muuttujien keskiarvoja. S_D on erotuksen keskihajonta.

Erotuksen keskihajonta riippuu vertailtavien menetelmien variansseista. Jos varianssit ovat eri suuret, saadan erotuksen keskihajonta yhtälöstä

$$S_D = \sqrt{\frac{S_1^2}{N_1} + \frac{S_2^2}{N_2}}, \quad (8.2)$$

missä N_1 ja N_2 ovat potilaiden lukumäärät eri tekniikoilla sekä S_1 ja S_2 niiden varianssit.

Kun varianssit ovat yhtäsuuret, erotuksen keskihajonnan yhtälö saa muodon

$$S_D = S_P \sqrt{\frac{1}{N_1} + \frac{1}{N_2}}, \quad (8.3)$$

missä S_P saadaan varianssin yhtälöstä

$$S_P^2 = \frac{(N_1 - 1)S_1^2 + (N_2 - 1)S_2^2}{N_1 + N_2 - 2}. \quad (8.4)$$

8.3 Kliininen merkittävyys

Tilastollisen merkittävyyden lisäksi on tärkeä arvioida myös kliinistä merkittävyyttä. Tämä on tärkeää siksi, että pienet erot hoitomuotojen välillä voivat olla riittäviä aiheuttamaan tilastollisen merkittävyyden, mutta niillä ei silti ole potilaan saaman hoidon kannalta merkitystä, koska kokonaisannoksissa on huomioitu varmuusmarginaali, jotta kohdealue tulee varmasti hoidetuksi. Toisaalta pienillä eroilla voi olla kriittisissä elimissä vaikutusta vaikka ne eivät olisikaan tilastollisesti merkittäviä.

8.4 Analyysin tulokset

Analyysissä tutkittiin eri tekniikoiden Eclipse-annossuunnitteluohjelmasta saatuja annostilavuushistogrammeja ja piirrettiin keskimääräiset annostilavuushistogrammit kohde- ja mielenkiintoalueille. Tämän lisäksi verrattiin annossuunnitteluohjelmasta saatuja annosjakaumia sekä Octavius II-fantomilla että EBT2-radiokromifilmillä mitattuihin annosjakaumiin. Myös eri tekniikoiden välistä tilastollista ja kliinistä merkittävyyttä pohdittiin.

8.4.1 DVH-analyysi

DVH-analyysissä tutkittiin mielenkiintoalueiden maksimiannoksia ja laskettiin niiden keskiarvot. Maksimiannokset ovat taulukoissa 4 ja 5. Muut mielenkiintoalueiden annokset ovat jokaista mielenkiintoaluetta vastaten erillisissä taulukoissa 6-11.

Taulukko 4. Kohdealueiden potilaskohtaiset maksimiannokset.

Potilas	Menetelmä	ProstataMax [Gy]	psvPTV-pPTVMax [Gy]	pPTV-pMax [Gy]
1	RapidArc	78,50	73,80	78,10
2	RapidArc	77,70	74,60	78,20
3	RapidArc	78,20	75,50	78,00
4	RapidArc	78,20	73,30	77,80
5	RapidArc	78,70	73,20	77,40
6	RapidArc	78,70	74,30	78,30
7	RapidArc	78,90	75,20	78,30
8	RapidArc	78,20	74,60	78,40
9	RapidArc	78,30	73,90	77,90
10	Kaari	79,10	74,60	79,00
1	Kaari	77,70	75,70	77,90
2	Kaari	77,40	74,70	77,90
3	Kaari	77,70	76,50	78,10
4	Kaari	78,00	75,70	77,80
5	Kaari	76,60	76,10	77,10
6	Kaari	77,60	77,30	78,10
7	Kaari	77,80	77,20	78,10
8	Kaari	77,00	76,50	77,50
9	Kaari	77,30	75,90	77,90
10	Kaari	78,10	76,20	78,30
1	3D-CRT	77,40	76,50	77,50
2	3D-CRT	78,40	79,00	79,00
3	3D-CRT	77,30	76,00	77,30
4	3D-CRT	77,40	76,20	77,50
5	3D-CRT	80,00	79,40	80,00
6	3D-CRT	78,30	77,10	78,50
7	3D-CRT	77,70	76,10	77,70
8	3D-CRT	78,20	75,60	78,30
9	3D-CRT	77,40	75,00	77,50
10	3D-CRT	77,40	75,30	77,70
6	IMRT	78,20	71,70	77,10
7	IMRT	77,80	72,90	77,80
8	IMRT	77,50	73,20	77,20
9	IMRT	77,80	72,00	76,50
10	IMRT	78,70	70,40	77,30

Taulukko 5. Mielenkiintoalueiden potilaskohtaiset maksimiannokset.

Potilas	Menetelmä	Rectum-psvPTVMax [Gy]	Rakko-psvPTVMax [Gy]	Oikea lonkkaMax [Gy]
1	RapidArc	70,30	71,00	33,10
2	RapidArc	72,70	71,50	19,00
3	RapidArc	71,50	71,80	27,70
4	RapidArc	70,40	72,60	28,00
5	RapidArc	70,10	69,50	38,00
6	RapidArc	71,20	71,50	33,70
7	RapidArc	72,80	71,70	23,80
8	RapidArc	72,30	74,30	35,80
9	RapidArc	71,70	72,00	27,10
10	RapidArc	68,10	72,30	36,50
1	Kaari	72,80	77,50	47,80
2	Kaari	74,70	76,40	49,70
3	Kaari	74,60	77,00	49,80
4	Kaari	74,00	76,50	48,80
5	Kaari	74,90	76,20	50,20
6	Kaari	74,20	77,20	47,60
7	Kaari	76,00	76,20	50,00
8	Kaari	75,70	76,30	51,20
9	Kaari	74,40	76,70	46,60
10	Kaari	75,70	78,00	49,80
1	3D-CRT	73,60	76,90	54,80
2	3D-CRT	75,20	76,50	54,30
3	3D-CRT	75,10	75,50	58,90
4	3D-CRT	74,40	76,60	56,40
5	3D-CRT	80,00	80,00	30,80
6	3D-CRT	74,80	77,00	54,70
7	3D-CRT	75,90	74,80	57,70
8	3D-CRT	75,70	76,80	60,00
9	3D-CRT	73,60	76,00	50,10
10	3D-CRT	76,10	77,30	52,20
6	IMRT	72,90	73,00	50,30
7	IMRT	71,20	72,40	58,70
8	IMRT	69,30	72,70	51,20
9	IMRT	71,90	69,20	37,20
10	IMRT	72,10	71,70	36,70

Potilas	Menetelmä	Vasen lonkkaMax [Gy]	TerveMax [Gy]
1	RapidArc	31,50	73,60
2	RapidArc	23,20	74,90
3	RapidArc	31,40	73,40
4	RapidArc	34,50	75,10
5	RapidArc	29,30	73,20
6	RapidArc	36,90	74,20
7	RapidArc	29,90	74,90
8	RapidArc	37,70	75,00
9	RapidArc	27,20	74,70
10	RapidArc	36,40	75,10
1	Kaari	47,50	76,80
2	Kaari	49,30	78,30
3	Kaari	49,90	75,90
4	Kaari	49,80	76,90
5	Kaari	50,50	80,00
6	Kaari	47,00	77,50
7	Kaari	50,30	77,20
8	Kaari	50,40	77,60
9	Kaari	49,00	76,70
10	Kaari	46,90	77,30
1	3D-CRT	54,00	77,80
2	3D-CRT	53,40	77,90
3	3D-CRT	58,50	78,00
4	3D-CRT	56,30	77,30
5	3D-CRT	48,70	77,20
6	3D-CRT	52,20	78,10
7	3D-CRT	55,90	77,90
8	3D-CRT	59,30	77,40
9	3D-CRT	53,40	77,90
10	3D-CRT	49,90	78,20
6	IMRT	54,50	75,10
7	IMRT	60,20	74,50
8	IMRT	62,40	73,10
9	IMRT	42,70	71,50
10	IMRT	39,90	72,00

DVH-analyysin tulokset prostatalle ovat taulukossa 6. Keskimääräinen prostatan tilavuus oli 48,7 cm³ ja sen tilavuus vaihteli välillä 25,4-78,6 cm³. Lisäksi prostatan maksimiannoksen keskiarvo oli 78,5 Gy RapidArc-, 78,0 Gy kaari-, 77,5 Gy perinteiselle ja IMRT-tekniikalle 78,0 Gy, taulukko 12.

Taulukko 6. DVH-analyysin potilaskohtaiset tulokset, vertailukohteena prostata.

Potilas	V [cm ³]	99 % [Gy]	95 % [Gy]	50 % [Gy]	≤5 % [Gy]
RapidArc					
1	63,2	73,80	74,45	76,10	77,30
2	25,4	74,50	75,05	76,10	76,95
3	49,8	74,30	74,75	76,10	77,05
4	78,6	73,50	74,30	76,15	77,20
5	46,6	73,45	74,05	76,20	77,45
6	45,2	73,90	74,60	76,05	77,50
7	29,8	73,80	74,40	76,10	77,40
8	68,4	74,25	74,70	76,10	77,10
9	38,8	74,30	74,70	76,05	77,20
10	41,0	73,15	74,90	76,15	77,45
Kaari, FIMRT					
1	63,2	75,35	75,55	76,15	76,80
2	25,4	75,25	75,75	76,65	77,45
3	49,8	75,25	75,40	76,15	77,05
4	78,6	75,15	75,55	76,25	76,80
5	46,6	72,85	73,60	75,90	79,10
6	45,2	75,30	75,45	76,05	76,80
7	29,8	75,45	75,55	75,05	76,60
8	68,4	75,15	75,35	75,95	76,90
9	38,8	75,35	75,45	76,15	76,70
10	41,0	75,45	75,55	76,05	76,65
Perinteinen, 3D-CRT					
1	63,2	74,35	74,65	76,00	77,15
2	25,4	74,85	75,15	75,95	76,80
3	49,8	74,75	75,20	75,95	77,05
4	78,6	74,20	74,65	76,15	77,25
5	46,6	75,35	75,45	75,95	76,35
6	45,2	74,85	75,10	75,85	76,60
7	29,8	75,35	75,50	76,10	76,80
8	68,4	75,20	75,40	76,00	76,75
9	38,8	75,05	75,30	76,05	76,75
10	41,0	74,75	75,15	76,15	77,15
IMRT					
6	45,2	74,25	74,65	76,05	77,20
7	29,8	74,15	74,55	76,05	77,30
8	68,4	73,50	74,25	76,05	76,95
9	38,8	73,50	74,15	75,95	77,15
10	41,0	72,80	73,70	76,10	78,00

DVH-analyysin tulokset pPTV-p:lle ovat taulukossa 7. Keskimääräinen pPTV-p oli tilavuudeltaan 106,7 cm³ ja sen tilavuus vaihteli välillä 73,1-144,6 cm³. Lisäksi pPTV-p:n maksimiannoksen keskiarvo oli 78,1 Gy RapidArc-, 78,1 Gy kaari-, 77,9 Gy perinteiselle ja 77,2 Gy IMRT-tekniikalle, taulukko 12.

Taulukko 7. DVH-analyysin potilaskohtaiset tulokset, vertailukohteena pPTV-p.

Potilas	V [cm ³]	99 % [Gy]	95 % [Gy]	50 % [Gy]	≤ 5 % [Gy]
RapidArc					
1	117,7	65,55	68,35	73,50	76,40
2	73,1	67,95	69,95	74,40	76,55
3	101,4	67,15	69,25	73,70	76,35
4	136,6	68,00	69,70	73,85	76,25
5	99,8	64,30	67,40	72,50	75,75
6	102,4	65,95	68,45	73,50	76,40
7	93,6	66,80	69,20	73,40	76,15
8	144,6	66,25	69,55	74,50	76,60
9	91,6	68,95	70,55	74,45	76,65
10	107,8	64,45	67,85	73,70	76,75
Kaari, FIMRT					
1	117,7	70,90	73,10	75,85	76,90
2	73,1	70,80	72,50	75,85	78,20
3	101,4	71,70	73,25	75,65	76,75
4	136,6	71,60	73,00	75,75	77,00
5	99,8	70,60	71,90	75,95	81,20
6	102,4	71,30	72,60	75,65	77,80
7	93,6	71,65	72,90	75,75	77,20
8	144,6	71,40	73,20	75,75	77,40
9	91,6	70,50	72,50	75,55	77,10
10	107,8	72,60	73,85	75,70	77,20
Perinteinen, 3D-CRT					
1	117,7	70,60	72,60	75,50	77,30
2	73,1	71,20	73,10	75,45	77,15
3	101,4	71,80	73,50	76,05	77,40
4	136,6	68,90	72,40	75,45	76,90
5	99,8	69,90	72,40	75,75	76,55
6	102,4	72,20	73,70	75,75	77,40
7	93,6	72,30	73,50	76,05	77,60
8	144,6	72,20	73,85	75,90	76,85
9	91,6	70,70	72,90	75,65	77,10
10	107,8	73,15	74,10	75,90	77,50
IMRT					
6	102,4	67,90	69,95	73,55	75,60
7	93,6	68,50	69,80	73,60	76,70
8	144,6	66,80	68,30	72,45	75,70
9	91,6	66,65	67,85	71,55	74,90
10	107,8	66,20	68,00	72,05	75,60

DVH-analyysin tulokset psvPTV-pPTV:lle, ovat taulukossa 8. Keskimääräinen psvPTV-pPTV:n tilavuus oli 36,6 cm³ ja tilavuus vaihteli välillä 2,0-88,7 cm³. Lisäksi psvPTV-pPTV:n annoksen maksimikeskiarvo oli 74,3 Gy RapidArc-, 76,6 Gy kaari-, 76,2 Gy perinteiselle ja 72,0 Gy IMRT-tekniikalle, taulukko 12.

Taulukko 8. DVH-analyysin potilaskohtaiset tulokset, vertailukohteena psvPTV-pPTV.

Potilas	V [cm ³]	99 % [Gy]	95 % [Gy]	50 % [Gy]	≤ 5 % [Gy]
RapidArc					
1	24,5	56,60	58,85	66,35	71,95
2	2,0	64,95	65,75	70,45	73,55
3	23,4	50,85	53,80	63,75	71,20
4	57,2	53,00	55,90	63,55	70,45
5	23,4	55,65	57,60	64,65	70,45
6	58,0	46,75	50,40	62,50	70,55
7	39,8	50,30	54,75	66,05	71,90
8	34,6	47,40	50,55	61,75	71,00
9	14,9	56,70	59,35	67,45	71,90
10	88,7	45,55	47,90	55,55	69,55
Kaari, FIMRT					
1	24,5	57,10	59,50	68,90	75,00
2	2,0	56,30	57,70	66,00	78,20
3	23,4	56,00	58,10	69,35	74,70
4	57,2	53,20	55,70	68,60	74,70
5	23,4	59,90	62,00	69,15	73,70
6	58,0	52,50	54,30	64,30	73,90
7	39,8	54,80	58,50	70,15	74,80
8	34,6	52,60	55,00	68,20	74,00
9	14,9	61,70	64,50	71,75	74,30
10	88,7	51,00	52,60	61,45	73,80
Perinteinen, 3D-CRT					
1	24,5	62,05	62,95	70,00	74,30
2	2,0	63,05	63,65	71,05	73,85
3	23,4	61,00	62,70	71,15	75,30
4	57,2	51,70	54,90	69,10	74,40
5	23,4	63,00	64,20	72,20	75,50
6	58,0	55,60	59,40	68,40	74,90
7	39,8	60,90	64,30	72,65	76,00
8	34,6	56,30	59,80	70,85	75,30
9	14,9	61,60	64,40	71,75	74,50
10	88,7	52,50	54,30	66,05	75,30
IMRT					
6	58,0	45,50	46,90	52,20	67,70
7	39,8	53,20	56,00	64,60	70,00
8	34,6	45,80	48,60	63,00	70,90
9	14,9	57,60	59,85	66,05	69,40
10	88,7	47,40	48,60	55,95	66,90

DVH-analyysin tulokset rectum-psvPTV:lle ovat taulukossa 9. Keskimääräinen rectum-psvPTV oli tilavuudeltaan 93,19 cm³ ja sen tilavuus vaihteli välillä 44,9-167,9 cm³. Lisäksi rectum-psvPTV:n maksimiannoksen keskiarvo oli 71,1 Gy RapidArc-, 75,4 Gy kaari-, 74,7 Gy perinteiselle ja 71,5 Gy IMRT-tekniikalle, taulukko 12.

Taulukko 9. DVH-analyysin potilaskohtaiset tulokset, vertailukohteena rectum-
psvPTV.

Potilas	V [cm ³]	50 Gy [%]	60 Gy [%]	65 Gy [%]	70 Gy [%]	75 Gy [%]
RapidArc						
1	80,5	13,87	4,86	1,65	0,00	0,00
2	81,9	12,92	4,59	1,91	0,09	0,00
3	93,6	14,20	5,42	2,13	0,06	0,00
4	167,9	13,92	4,15	1,33	0,00	0,00
5	44,9	13,72	5,81	2,00	0,00	0,00
6	53,3	13,94	4,29	0,74	0,01	0,00
7	95,0	14,36	4,15	0,94	0,03	0,00
8	75,5	17,11	6,94	2,06	0,08	0,00
9	115,0	13,40	5,83	2,84	0,20	0,00
10	124,3	10,75	2,24	0,14	0,00	0,00
Kaari, FIMRT						
1	80,5	16,55	8,88	4,98	1,39	0,00
2	81,9	21,24	7,21	4,41	2,17	0,00
3	93,6	10,97	5,81	3,34	1,51	0,00
4	167,9	15,74	9,48	4,28	1,78	0,00
5	44,9	55,36	40,12	30,30	20,21	8,61
6	53,3	33,70	13,85	8,68	4,00	0,00
7	95,0	33,53	17,28	11,17	7,01	0,51
8	75,5	33,31	22,56	17,13	10,22	0,02
9	115,0	7,21	4,33	2,84	0,95	0,00
10	124,3	34,49	16,81	7,76	4,04	0,10
Perinteinen, 3D-CRT						
1	80,5	23,27	13,66	7,78	2,34	0,00
2	81,9	28,41	16,21	6,16	2,97	0,00
3	93,6	16,47	9,82	5,57	2,49	0,00
4	167,9	21,13	14,03	6,80	2,60	0,00
5	44,9	22,11	13,91	10,21	5,95	0,00
6	53,3	49,61	29,66	13,13	6,02	0,00
7	95,0	53,17	35,20	21,93	11,93	0,93
8	75,5	44,31	30,34	23,03	14,55	0,32
9	115,0	10,18	6,54	4,82	2,43	0,00
10	124,3	43,89	29,76	18,28	6,53	0,10
IMRT						
6	53,3	23,46	7,03	3,99	0,67	0,00
7	95,0	15,72	6,05	2,68	0,03	0,00
8	75,5	26,36	12,36	4,47	0,00	0,00
9	115,0	13,33	6,90	3,59	0,27	0,00
10	124,3	17,05	6,05	2,41	0,10	0,00

DVH-analyysin tulokset rakko-psvPTV:lle, ovat taulukossa 10. Keskimääräinen rakko-psvPTV:n tilavuus oli 150,34 cm³ ja se vaihteli välillä 75,1-318,7 cm³. Lisäksi rakko-psvPTV:n annoksen maksimikeskiarvo oli 71,8 Gy RapidArc-, 76,7 Gy kaari-, 76,8 Gy perinteiselle ja 71,8 Gy IMRT-tekniikalle, taulukko 12.

Taulukko 10. DVH-analyysin potilaskohtaiset tulokset, vertailukohteena rakkopsvPTV.

Potilas	V [cm ³]	65 Gy [%]	70 Gy [%]	75 Gy [%]	80 Gy [%]
RapidArc					
1	178,0	1,83	0,04	0,00	0,00
2	183,4	1,26	0,03	0,00	0,00
3	94,0	1,49	0,04	0,00	0,00
4	318,7	1,46	0,05	0,00	0,00
5	83,6	0,89	0,00	0,00	0,00
6	118,6	1,53	0,04	0,00	0,00
7	96,2	1,47	0,04	0,00	0,00
8	75,1	2,64	0,38	0,00	0,00
9	182,4	1,07	0,03	0,00	0,00
10	173,4	1,24	0,01	0,00	0,00
Kaari, FIMRT					
1	178,0	17,98	10,25	1,22	0,00
2	183,4	8,13	4,35	0,26	0,00
3	94,0	14,55	9,01	0,13	0,00
4	318,7	7,69	4,65	0,49	0,00
5	83,6	30,30	20,21	8,61	0,74
6	118,6	16,22	8,91	1,06	0,00
7	96,2	16,05	8,18	0,00	0,00
8	75,1	34,92	22,43	2,36	0,00
9	182,4	6,76	3,01	0,09	0,00
10	173,4	17,62	10,89	1,28	0,00
Perinteinen, 3D-CRT					
1	178,0	22,97	14,11	2,03	0,00
2	183,4	11,91	6,42	0,39	0,00
3	94,0	20,64	14,85	2,61	0,00
4	318,7	11,49	7,30	0,99	0,00
5	83,6	22,79	13,22	0,09	0,00
6	118,6	26,19	16,97	2,98	0,00
7	96,2	18,81	9,27	0,14	0,00
8	75,1	39,47	26,15	2,72	0,00
9	182,4	9,01	4,95	0,52	0,00
10	173,4	25,87	19,81	8,85	0,00
IMRT					
6	118,6	8,45	2,03	0,00	0,00
7	96,2	6,70	0,56	0,00	0,00
8	75,1	10,04	0,26	0,00	0,00
9	182,4	1,17	0,00	0,00	0,00
10	173,4	3,88	0,06	0,00	0,00

DVH-analyysin tulokset oikealle ja vasemmalle lonkalle ovat taulukossa 11. Keskimääräinen oikea lonkka oli tilavuudeltaan 90,41 cm³ ja vasen lonkka 86,62 cm³. Oikean lonkan tilavuus vaihteli välillä 25,0-175,0 cm³ ja vasemman lonkan tilavuuden vaihteluväli oli 23,4-172,2 cm³. Lisäksi oikean lonkan maksimiannoksen keskiarvo oli 30,3 Gy RapidArc-, 53,0 Gy kaari-, 49,2 Gy perinteiselle ja 46,8 Gy IMRT-tekniikalle, taulukko 12. Vastaavat luvut vasemman lonkan maksimiannoksen keskiarvolle olivat 31,8 Gy RapidArc-, 54,2 Gy kaari-, 49,1 Gy perinteiselle ja 51,9 Gy IMRT-tekniikalle, taulukko 12. Terveen kudoksen maksimiannokset olivat 74,4 Gy RapidArc-, 77,4 Gy kaari-, 77,8 Gy perinteiselle ja 73,2 Gy IMRT-tekniikalle, taulukko 12.

Taulukko 11. DVH-analyysin potilaskohtaiset tulokset, vertailukohteena oikea ja vasen lonkka.

Potilas	Oikea V [cm ³]	Vasen V [cm ³]	Oikea 50 Gy [%]	Vasen 50 Gy [%]
RapidArc				
1	55,7	34,9	0,00	0,00
2	25,0	23,4	0,00	0,00
3	36,5	48,2	0,00	0,00
4	60,2	61,1	0,00	0,00
5	104,9	79,8	0,00	0,00
6	149,0	151,3	0,00	0,00
7	175,0	172,2	0,00	0,00
8	158,3	158,6	0,00	0,00
9	57,9	65,5	0,00	0,00
10	81,6	71,2	0,00	0,00
Kaari, FIMRT				
1	55,7	34,9	23,53	17,95
2	25,0	23,4	16,88	13,12
3	36,5	48,2	32,03	27,22
4	60,2	61,1	17,19	17,26
5	104,9	79,8	0,00	0,00
6	149,0	151,3	9,95	4,49
7	175,0	172,2	24,29	18,97
8	158,3	158,6	27,38	18,14
9	57,9	65,5	0,00	0,58
10	81,6	71,2	0,47	0,00
Perinteinen, 3D-CRT				
1	55,7	34,9	0,00	0,00
2	25,0	23,4	0,00	0,00
3	36,5	48,2	0,00	0,00
4	60,2	61,1	0,00	0,00
5	104,9	79,8	0,40	3,74
6	149,0	151,3	0,00	0,00
7	175,0	172,2	0,06	1,23
8	158,3	158,6	2,05	0,25
9	57,9	65,5	0,00	0,00
10	81,6	71,2	0,00	0,00
IMRT				
6	149,0	151,3	0,00	1,01
7	175,0	172,2	5,04	10,15
8	158,3	158,6	0,11	5,84
9	57,9	65,5	0,00	0,00
10	81,6	71,2	0,00	0,00

Taulukko 12. DVH-analyysin menetelmäkohtaiset tulokset, keskiarvot.

	RapidArc	Kaari	Perint.	IMRT	RapidArc	Kaari	Perint.	IMRT
Alue	KA [Gy]	KA [Gy]	KA [Gy]	KA [Gy]	SD [Gy]	SD [Gy]	SD [Gy]	SD [Gy]
Prostata 99 %	73,9	75,1	74,5	73,6	0,4	0,8	0,4	0,6
Prostata 95 %	74,6	75,3	75,2	74,3	0,3	0,6	0,3	0,4
Prostata 50 %	76,1	76,0	76,0	76,0	0,05	0,4	0,1	0,05
Prostata ≤ 5 %	77,3	77,1	76,7	77,3	0,2	0,7	0,3	0,4
pPTV-p 99 %	67	71,3	71	67	1	0,6	1	1
pPTV-p 95 %	69	72,9	73,2	69	1	0,5	0,6	1
pPTV-p 50 %	73,8	75,7	75,7	72,6	0,6	0,1	0,2	0,9
pPTV-p ≤ 5 %	73	78	77,2	75,7	9	1	0,3	0,6
psvPTV-pPTV 99 %	53	56	59	50	6	3	4	5
psvPTV-pPTV 95 %	56	58	61	52	5	4	4	6
psvPTV-pPTV 50 %	64,2	68	70	60	4	3	2	6
psvPTV-pPTV ≤ 5 %	71	75	74,9	69	1	1	0,7	2
ProstataMax	78,5	78,0	77,5	78,0	0,4	0,8	0,5	0,5
pPTV-pMax	78,1	78,1	77,8	77,2	0,4	0,9	0,3	0,5
psvPTV-pPTVMax	74,3	77	76,2	72	0,8	2	0,8	1
rectum-psvPTVMax	71	75	75	72	1	2	1	1
Rakko-svPTVMax	72	76,7	77	72	1	0,6	2	2
Oikea lonkkaMax	30	53	49	47	6	1	10	10
Vasen lonkkaMax	32	54	49	52	5	3	1	10
Terve kudusMax	74,4	77	77,8	73	0,7	1	0,3	2

	RapidArc	Kaari	Perint.	IMRT	RapidArc	Kaari	Perint.	IMRT
Alue	KA [%]	KA [%]	KA [%]	KA [%]	SD [%]	SD [%]	SD [%]	SD [%]
rectum-psvPTV 50 Gy	14	26	31	19	2	15	15	6
rectum-psvPTV 60 Gy	5	15	20	8	1	11	10	3
rectum-psvPTV 65 Gy	1,6	10	12	3,4	0,8	9	7	0,9
rectum-psvPTV 70 Gy	0,05	5	6	0,2	0,07	6	4	0,3
rectum-psvPTV 75 Gy	0,0	1	0,1	0,0	0,0	3	0,3	0,0
Rakko-svPTV 65 Gy	1,5	17	21	3	0,5	9	9	4
Rakko-svPTV 70 Gy	0,1	10	13	1	0,1	6	7	4
Rakko-svPTV 75 Gy	0,0	2	2	0,0	0,0	3	3	0,8
Rakko-svPTV 80 Gy	0,0	0,1	0,0	0,0	0,0	0,2	0,0	0,0
Oikea lonkka 50 Gy	0,0	15	0,3	1	0,0	12	0,6	2
Vasen lonkka 50 Gy	0,0	12	1	3	0,0	10	1	5

8.4.2 Annos- ja tilavuusrajat

Mielenkiintoalueiden annoksille ja tilavuuksille on asetettu annos- ja tilavuusrajat [6, s. 1-5], joihin jokaisen suunnitelman tulisi ihannetilanteessa sopia. Vertaamalla analyysin tuloksia, taulukot 6-11, raja-arvoihin voitiin arvioida tekniikoiden soveltuvuutta eturauhassyövän hoitoon.

Prostatan annostilavuuden 99 % tulee saada vähintään 68,4 Gy:tä ja annostilavuuden 95 % vähintään 72,2 Gy:tä. Molemmat ehdot toteutuivat kaikilla menetelmillä ja kaikilla potilailla. Prostatan annostilavuuden 50 % tulisi saada lääkärin määräämä annos 76 Gy:tä. RapidArc:issa annoksen vaihteluväli oli 76,20-76,05 Gy, kaarihoidolla 75,90-76,65 Gy, perinteisellä 75,85-76,15 Gy ja IMRT:llä puolestaan 75,95-76,10 Gy. Perinteisellä menetelmällä kahdella potilaalla saatiin tasan 76 Gy:n annos. Annokset erosivat tavoiteannoksesta maksimissaan RapidArc:issa 0,3 %, kaarihoidossa 0,9 %, perinteisessä menetelmässä 0,2 % ja IMRT:ssä 0,1 %. Kaikilla tekniikoilla päästiin tavoitteeseen hyvin. Prostatan annostilavuuden ≤ 5% tulisi saada pienempi annos kuin 79,8 Gy:tä tämä toteutui kaikilla menetelmillä

ja kaikilla potilailla.

Mielenkiintoalueena ollessa pPTV-p:n annostilavuus 99 % annoksen tulisi olla suurempi kuin 64,8 Gy:tä ja se saavutettiin kaikilla muilla menetelmillä, mutta RapidArc:issa kahdella potilaalla annos jäi hieman tätä raja-arvoa alhaisemmaksi. Annostilavuudella 95 % annoksen tulisi olla suurempi kuin 68,4 Gy:tä. Muilla menetelmillä tämä ehto toteutui, mutta IMRT:llä ja RapidArc:illa saatiin kolme pienempää annosta. Kun tarkastelutilavuutena oli 50 % annoksen tulisi olla 72 Gy. RapidArc:illa annos vaihteli välillä 72,50-74,50 Gy, kaarimenetelmällä 75,55-75,95 Gy, 3D-CRT:llä 75,45-76,05 Gy ja IMRT:llä 71,55-73,60 Gy. Annokset erosivat tavoiteannoksesta maksimissaan RapidArc:issa 4 %, kaarihoidossa 5 %, perinteisessä menetelmässä 6 % ja IMRT:ssä 2 %. Lähimmäs tavoiteannosta päästiin IMRT:llä, mutta myös RapidArc ja kaarihoito pysyivät sallituissa rajoissa. Annostilavuudella ≤ 5 % annoksen tulisi olla pienempi kuin 75,6 Gy:tä. RapidArcilla, kaarihoidolla ja 3D-CRT:llä tämä ehto ei toteutunut yhdelläkään potilaalla vaan annokset olivat raja-arvoa suuremmat. IMRT:llä ehto toteutui yhdellä potilaalla, kahdella potilaalla annos oli juuri raja-arvon suuruinen ja kahdella se oli sitä suurempi.

Tutkittaessa psvPTV-pPTV:n annostilavuutta 99 % annoksen tulisi olla yli 45 Gy ja annostilavuudelle 95 % taas yli 47,5 Gy. Annostilavuuden 99 % kohdalla raja-arvon ehto täyttyi kaikilla menetelmillä kaikille potilaille, 95 % tilavuudella puolestaan yhdelle IMRT potilaalle saatiin raja-arvoa pienempi annos. Kun annostilavuus oli 50 % annoksen tulisi olla lääkärin määräämä 50 Gy. Annoksen vaihteluväleiksi eri menetelmillä saatiin RapidArc:ille 55,55-70,45 Gy, kaarihoidolle 61,45-71,75 Gy, perinteiselle menetelmälle 66,05-71,75 Gy ja IMRT:lle 52,20-66,05 Gy. Annokset olivat kaikilla menetelmillä suurempia ja tavoiteannos ylittyi RapidArc:issa 40 %, kaarihoidossa 44 %, perinteisessä menetelmässä 44 % sekä IMRT:ssä 32 %. Erot selittyvät kuitenkin sillä, että hoidettaessa kolmella erillisellä suunnitelmalla joudutaan hoitamaan aina myös edellisen suuremman hoitokohteen läpi. Annostilavuudelle ≤ 5 % raja-arvona pidetään arvoa 52,5 Gy ja annoksen tulisi olla tätä arvoa pienempi. Annos oli kaikissa tapauksissa ja kaikilla menetelmillä suurempi, joten ehto ei toteutunut.

Rectum-psvPTV:lle annoksen 50 Gy tulisi mennä korkeintaan 50 % annostilavuuteen. RapidArc:illa ja IMRT:llä ehto toteutui kaikilla potilailta. Kaarimenetelmällä ja 3D-CRT:llä analyysissä löytyi yksi suurempi tilavuuslukema. Kun tutkitaan 60 Gy:n annosta tulisi annostilavuuden olla korkeintaan 35 % ja 65 Gy:n annoksella puolestaan 25 %. Molemmissa tapauksissa RapidArc:issa ja IMRT:ssä ehto toteutui kaikille potilaille ja kaarimenetelmässä sekä 3D-CRT:ssä oli yksi suurempi annostilavuus. Analysoitaessa 70 Gy:n annostilavuutta annostilavuuden tulisi olla pie-

nempi kuin 20 %. Kaarimenetelmässä yhdelle potilaalle saatiin suurempi annostilavuus, RapidArc:issa ehto toteutui kaikille potilaille, kuten myös IMRT:ssä ja perinteisellä menetelmällä. Kun annoksena on 75 Gy, annostilavuuden rajana on 15 %. Tämä ehto toteutui kaikille menetelmille ja kaikille potilaille.

Mielenkiintoalueena ollessa rakko-psvPTV:n annoksen 65 Gy tulisi annostilavuuden olla korkeintaan 50 %, 70 Gy:n annokselle 35 %, 75 Gy:lle 25 % ja 80 Gy:lle 15 %. Nämä raja-arvot toteutuvat kaikilla menetelmillä ja kaikilla potilailla.

Molempien lonkkien 50 Gy:n annoksen annostilavuuden tulisi olla korkeintaan 50 %. Tämä raja-arvo ei ylity millään menetelmällä tai yhdelläkään potilaalla.

8.4.3 Annostilavuushistogrammit ja keskiarvokuvaajat

Jokaiselle mielenkiintoalueelle ja tekniikalle piirrettiin potilaskohtaiset annostilavuushistogrammit sekä annostilavuushistogrammien keskiarvokuvaajat. Kuvissa 17(a)-18(d) (Liite 1, Annostilavuushistogrammit RapidArc-tekniikalle) ovat annostilavuushistogrammit RapidArcille. Vastaavat kuvaajat kaaritekniikalle ovat kuvissa 19(a)-20(d) (Liite 2, Annostilavuushistogrammit kaaritekniikalle). DVH:t perinteiselle tekniikalle ovat kuvissa 21(a)-22(d) (Liite 3, Annostilavuushistogrammit 3D-CRT-tekniikalle). IMRT:n annostilavuushistogrammit ovat kuvissa 23(a), 23(b)-24(d) (Liite 4, Annostilavuushistogrammit IMRT-tekniikalle). Annostilavuushistogrammien keskiarvokuvaajat ovat kuvissa 25(a)-26(d) (Liite 5, Keskimääräiset annostilavuushistogrammit eri tekniikoille).

Kun tarkasteltiin prostatan keskiarvohistogrammia, kuva 25(a), havaittiin 3D-CRT-tekniikalla päästävän parhaimpaan jakaumaan. RapidArc:in ja IMRT:n käyrä on kahta muuta huonompi alhaisilla annoksilla. Korkeilla annoksilla suurimmat maksimit havaittiin kaaritekniikan käyrässä. Muuten käyrien muoto ei riipu valitusta tekniikasta, vaan ne vastaavat hyvin toisiaan.

Sekä pPTV-p:n että psvPTV-pPTV:n keskiarvokuvaajissa, kuvat 25(b) ja 25(c), kaari- ja 3D-CRT-tekniikoilla käyrien annokset ovat turhan korkeat. Annostilavuuden 50 % kohdalla tulisi olla 72 Gy:tä pPTV-p:n tapauksessa ja 50 Gy:tä psvPTV-pPTV:n tapauksessa. 50 Gy:n ehto ei toteudu IMRT-tekniikallakaan, mutta 72 Gy:n ehto toteutuu. RapidArc:illa päästään lähelle 72 Gy:n raja-arvoa. IMRT on kuitenkin näitä kohdealueita tarkastellessa paras vaihtoehto, koska annokset ovat alhaisimpia. RapidArc on toiseksi paras vaihtoehto. Koska hoito toteutetaan aina vaiheittain useammalla eri suunnitelmalla, hoidetaan pienemmät kohdealueet suurem-

man läpi ja 50 Gy:n ehto ei siten toteudu. IMRT:ssä yli 50 Gy hoito toteutetaan yhdellä suunnitelmalla, jossa voidaan ottaa huomioon 72 Gy:n ja 76:n rajat suunnitteluvaiheessa.

Kohdealueiden rectum-*psv*PTV:n, rakko-*psv*PTV:n ja terveen kudoksen, kuvat 25(d), 26(a) ja 26(d) tapauksissa kaaritekniikalla saadaan laskettua kohdealueen ja terveen kudoksen annoksia suhteessa perinteiseen tekniikkaan, IMRT laskee annoksia edelleen. RapidArc:illa annokset jäävät kuitenkin selkeästi alhaisimmiksi näiden kaikkien kohdealueiden kohdalla. Ainoastaan terveen kudoksen annos on RapidArc:issa alhaisilla annoksilla suurempi, aiheutuen 360° asteen sädetyksestä.

Lonkkien tapauksessa havaittiin, kuvissa 26(b) ja 26(c), että huonoimmat jakaumat saatiin kaaritekniikalla ja 3D-CRT:llä. IMRT:llä lonkkien annosta saatiin hieman laskettua, mutta suurin ero havaittiin RapidArc:in jakaumissa. RapidArc:in avulla lonkkien maksimiannosta saatiin laskettua lähes puoleen muiden tekniikoiden maksimiannoksista.

8.4.4 Tilastollinen merkittävyys ja p-arvot

Tilastollista merkittävyyttä tutkittiin vertaamalla RapidArc:ia kolmeen käytössä olevaan hoitomuotoon, taulukot 13 ja 14. Prostatan annostilavuuden 99 % kohdalla saatiin RapidArc:lla pienempi keskimääräinen annos, kun verrattiin RapidArc:ia kaarimenetelmään ja 3D-CRT:hen, taulukko 13. Kun verrattiin RapidArc:ia IMRT:hen ei tilastollista merkittävyyttä havaittu. Vastaavat tulokset saatiin myös prostatan annostilavuudelle 95 %. Molemmissa annostilavuuksissa RapidArc:in keskimääräiset annokset olivat pienempiä kuin kaari- tai perinteisen tekniikan. Kun tarkasteltavana oli prostatan annostilavuus 50 %, tilastollinen merkittävyys havaittiin sekä perinteisen tekniikan että IMRT:n välillä, kun niitä verrattiin RapidArc:iin, taulukko 13. RapidArc:illa keskimääräinen annos oli suurempi kuin näillä kahdella tekniikalla. Prostatan ≤ 5 % annostilavuudessa tilastollinen merkittävyys oli ainoastaan RapidArc:in ja 3D-CRT:n välillä, jolloin perinteisellä tekniikalla saatiin pienempi keskimääräinen annos tutkittavaan tilavuuteen, taulukko 13.

Kun analysoitiin prostataa, johon oli lisätty 10 mm marginaali ja, josta oli poistettu prostata (*pPTV-p*), havaittiin tilastollista merkittävyyttä annostilavuuksissa 99 %, 95 %, 50 % ja ≤ 5 % verrattaessa RapidArc:ia ja kaarihoitoa keskenään, taulukko 13. Keskimääräinen annos oli tällöin kaarimenetelmällä suurempi kuin RapidArc:lla. Kun verrattiin RapidArc:ia ja perinteistä menetelmää keskenään saatiin vastaavissa annostilavuuksissa 99 %, 95 %, 50 % ja ≤ 5 % tilastollisesti merkittävät erot, taulukko 13. Keskimääräisten annosten ollessa pienempiä RapidArc:issa kuin perinteis-

sessä tekniikassa. Kun tarkasteltavana olivat RapidArc ja IMRT, löydettiin tilastollinen merkittävyys annostilavuuksista 50 % ja ≤ 5 %, taulukko 13. RapidArc:illa 50 % annostilavuuden keskimääräinen annos oli suurempi ja ≤ 5 % pienempi kuin IMRT:llä.

Kohdealueena ollessa prostatan, jossa oli seminaalivesikkialueet ja 10 mm marginaali, vähennettynä prostata 10 mm marginaalilla (psvPTV-pPTV), havaittiin tilastollista merkittävyyttä RapidArc- ja kaarimenetelmien välillä kahdella tutkittavalla annostilavuudella, 50 % ja ≤ 5 %, taulukko 13. Kaarimenetelmällä saatiin myös tässä tapauksessa RapidArc:ia korkeammat keskimääräiset annokset. RapidArc:in ja perinteisen menetelmän välillä oli tilastollinen merkittävyys kaikissa tarkastelutilavuuksissa, taulukko 13. RapidArc:lla saatiin keskimääräinen annos pienemmäksi kuin perinteisellä menetelmällä. Kun verrattiin RapidArc ja IMRT-menetelmiä toisiinsa tilastollinen merkittävyys havaittiin ainoastaan annostilavuudessa ≤ 5 %, taulukko 13. IMRT:llä saatiin pienemmät keskimääräiset annokset.

Kun mielenkiinnon kohteena oli peräsuoli, josta oli poistettu prostata lisätyn seminaalivesikkialueet ja 10 mm marginaali (rectum-psvPTV), oli tilastollinen merkittävyys kaikissa tarkastelun kohteena olevissa tekniikoissa paitsi verrattaessa RapidArc:ia IMRT:n 50 Gy:n ja 70 Gy:n annoksella sekä 75 Gy:n annokselle yleisesti, taulukko 13. Keskimääräiset tilavuudet olivat kaikissa tarkasteltavissa annoksissa RapidArc:issa muita tekniikoita pienempiä.

Tarkasteltaessa rakkoa, josta oli poistettu prostata ja seminaalivesikkialueet sekä 10 mm marginaali (rakko-psvPTV), oli tilastollista merkittävyyttä RapidArc- ja kaarimenetelmien välillä sekä 65 Gy annoksella että 70 Gy annoksella, taulukko 13. Tämän lisäksi, kun haluttiin verrata IMRT:tä ja 3D-CRT:tä keskenään, havaittiin tilastollinen merkittävyys annoksissa 70 Gy ja 75 Gy, taulukko 13. Molemmissa tapauksissa RapidArc:lla pienempi tilavuus sai tarkasteltavan annoksen. RapidArc:in ja IMRT:n välillä tilastollista merkittävyyttä ei havaittu.

Kun tutkittiin lonkkien saamaa 50 Gy:n tilavuutta, tilastollinen merkittävyys havaittiin sekä oikeassa että vasemmassa lonkassa, kun tarkasteltiin RapidArc- ja kaarimenetelmiä, taulukko 13. Kaarihoidolla suurempi tilavuus saa kyseisen annoksen kuin RapidArc:lla. RapidArc:illa molempien lonkkien maksimiannos jää 50 Gy:n alapuolelle. Kun RapidArc:ia verrattiin muihin käytössä oleviin tekniikoihin tilastollista merkittävyyttä lonkkien tapauksessa ei havaittu.

Taulukko 13. Mielenkiintoalueiden p-arvot.

Alue	p(RapidArc↔Kaari)	p(RapidArc↔3D-CRT)	p(RapidArc↔IMRT)
Prostata 99 %	<0,001	<0,001	0,4
Prostata 95 %	0,003	<0,001	0,08
Prostata 50 %	0,6	0,015	0,02
Prostata ≤ 5 %	0,5	0,002	0,7
pPTV-p 99 %	<0,001	<0,001	0,4
pPTV-p 95 %	<0,001	<0,001	0,7
pPTV-p 50 %	<0,001	<0,001	0,014
pPTV-p ≤ 5 %	0,007	<0,001	0,012
psvPTV-pPTV 99 %	0,2	0,019	0,4
psvPTV-pPTV 95 %	0,3	0,014	0,3
psvPTV-pPTV 50 %	0,04	<0,001	0,16
psvPTV-pPTV ≤ 5 %	<0,001	<0,001	0,007

Alue	p(RapidArc↔Kaari)	p(RapidArc↔3D-CRT)	p(RapidArc↔IMRT)
Rectum-psvPTV 50 Gy	0,03	0,005	0,09
Rectum-psvPTV 60 Gy	0,017	0,0011	0,013
Rectum-psvPTV 65 Gy	0,017	0,0012	0,0012
Rectum-psvPTV 70 Gy	0,02	0,002	0,2
Rectum-psvPTV 75 Gy	0,3	0,19	-
Rakko-psvPTV 65 Gy	<0,001	<0,001	0,05
Rakko-psvPTV 70 Gy	<0,001	<0,001	0,2
Rakko-psvPTV 75 Gy	0,09	0,03	-
Rakko-psvPTV 80 Gy	0,3	-	-
Oikea lonkka 50 Gy	0,003	0,2	0,4
Vasen lonkka 50 Gy	0,004	0,2	0,17

Kun tutkittiin mielenkiintoalueiden maksimiannosten p-arvoja, tilastollinen merkittävyys havaittiin RapidArc:in ja kaaritekniikan välillä psvPTV-pPTV:n, rectum-psvPTV:n, rakko-psvPTV:n, oikean lonkan, vasemman lonkan ja terveen kudoksen maksimiannoksissa, taulukko 14. Maksimiannosten keskiarvot olivat RapidArc:issa pienempiä kuin kaarihoidossa, ainoastaan prostatan keskiarvo oli RapidArc:ille hieman suurempi ja pPTV-p:n keskiarvo puolestaan molemmissa tekniikoissa yhtä suuri.

Kun RapidArc:ia ja perinteistä menetelmää verrattiin keskenään, tilastollinen merkittävyys havaittiin prostatan, psvPTV-pPTV:n, rectum-psvPTV:n, rakko-psvPTV:n, oikean lonkan, vasemman lonkan ja terveen kudoksen

maksimeissa, taulukko 14. Maksimiannoksien keskiarvo oli RapidArc:issa pienempi kuin 3D-CRT:ssä, lukuunottamatta prostataa ja pPTV-p:tä.

Verrattaessa RapidArc:ia ja IMRT:tä keskenään tilastollinen merkittävyys löydettiin pPTV-p:n, psvPTV-pPTV:n, oikean lonkan ja vasemman lonkan maksimiannoksista, taulukko 14. RapidArc:lla maksimiannosten keskiarvot ovat pienempiä rectum-psvPTV:ssä ja molemmissa lonkissa. IMRT:llä puolestaan saadaan alhaisemmat keskiarvot kohdealueisiin ja terveeseen kudokseen. Kriittisistä elimistä rakko-psvPTV:n annoksen keskiarvoon ei tässä tapauksessa valitulla tekniikalla ollut vaikutusta.

Taulukko 14. Mielenkiintoalueiden maksimiannosten p-arvot.

Alue	$p(\text{RapidArc} \Leftrightarrow \text{Kaari})$	$p(\text{RapidArc} \Leftrightarrow \text{3D-CRT})$	$p(\text{RapidArc} \Leftrightarrow \text{IMRT})$
ProstataMax	0,11	<0,001	0,08
pPTV-pMax	0,9	0,14	0,0015
psvPTV-pPTVMax	<0,001	<0,001	<0,001
Rectum-psvPTVMax	<0,001	<0,001	0,6
Rakko-psvPTVMax	<0,001	<0,001	1,0
Oikea lonkkaMax	<0,001	<0,001	0,0013
Vasen lonkkaMax	<0,001	<0,001	0,009
TerveMax	<0,001	<0,001	0,17

8.4.5 Annosmittaukset fantomilla

Kymmenelle RapidArc-annosuunnitelmalle tehtiin annosmittaukset, joissa tutkittiin kaikissa tapauksissa potilaiden A-suunnitelmia. Mittauksissa verrattiin PTW:n Verisoft 3.1-tietokoneohjelmalla Eclipse-annosuunnitteluohjelmasta saatua annosjakaumaa PTW:n seven29 ionisaatiokammionmatriisilla mitattuun annosjakaumaan. Annosjakaumat Octavius II-fantomissa oli normitettu siten, että matriisin keskikammion keskellä annos oli 2 Gy. Keskikammion arvoa verrattiin tähän normitettuun annokseen. Vertailun tulokset ovat taulukossa 15.

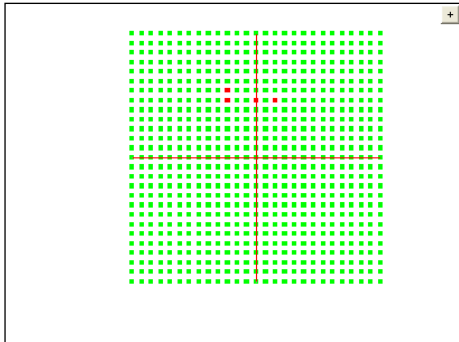
Tuloksista nähtiin, että mitattu keskiakselilla annos oli kaikissa tapauksissa laskettua annosta 0,024 Gy (1,2 %) suurempi. Taulukossa 15 on annosvertailun läpäisseiden pisteiden prosentuaalinen osuus. Annosvertailun tulos on hyväksyttävä, jos vertailun läpäisee $\geq 90\%$ seven29 ionisaatiokammionmatriisin pisteistä. Täten kaikkien mitattujen suunnitelmien an-

nokset vastasivat annossuunnitteluohjelmalla laskettuja annoksia hyväksymisrajat huomioiden. Keskimäärin pisteistä hyväksyttiin 98 %.

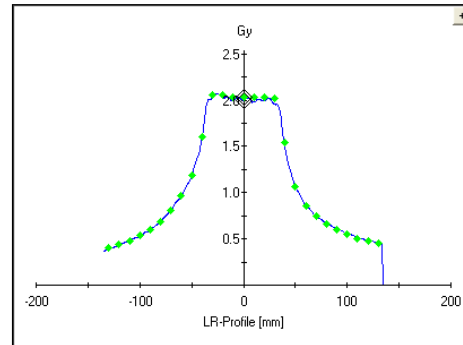
Taulukko 15. RapidArc-annosmittauksista Verisoft-ohjelmalla saadut tulokset. Taulukossa ovat keskiakselin arvot l=Eclipse-annossuunnitteluohjelmalla laskettu annosjakauma ja m=annosmittauksessa saatu jakauma.

Potilas	l [Gy]	m[Gy]	Erotus [Gy]	Erotus [%]	OK[%]
1	2,00	2,022	0,022	1,09	99,25
2	2,00	2,026	0,026	1,28	97,98
3	2,00	2,024	0,024	1,19	98,25
4	2,00	2,038	0,038	1,86	97,42
5	2,00	2,038	0,038	1,86	100,00
6	2,00	2,007	0,007	0,35	97,15
7	2,00	2,022	0,022	1,09	99,61
8	2,00	2,016	0,016	0,79	98,78
9	2,00	2,027	0,027	1,33	99,60
10	2,00	2,023	0,023	1,14	95,18
Tunnusluku	l [Gy]	m [Gy]	Erotus [Gy]	Erotus [%]	OK [%]
KA	2,00	2,024	0,024	1,200	98
SD	0,00	0,009	0,009	0,005	1

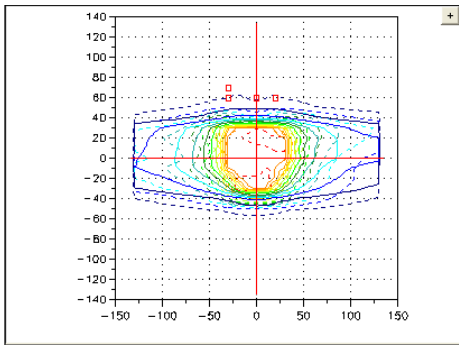
Laadunvalvontamittauksen graafinen raportti yhdelle RapidArc-potilaalle on kuvissa 13(a)-13(d). Mitattu annosprofiili on merkitty kuvaajiin pisteillä ja annossuunnittelussa laskettu annos on kuvissa yhtenäisenä viivana. Punaisella näkyvät pisteet, joissa hyväksymisrajat eivät ole täyttyneet ja vihreällä rajan sisälle sopineet pisteet. Kuvissa näkyvät punaiset pisteet sijaitsevat kentän reunoilla ja korkean annosgradientin alueella, kuva 13(d).



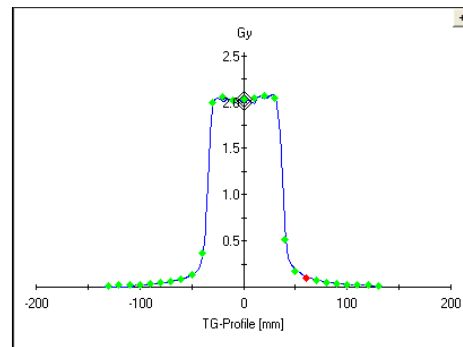
(a) Gammavertailun tulos.



(b) Annosprofiili poikittaissuunnassa vasemmalta oikealla (L-R).



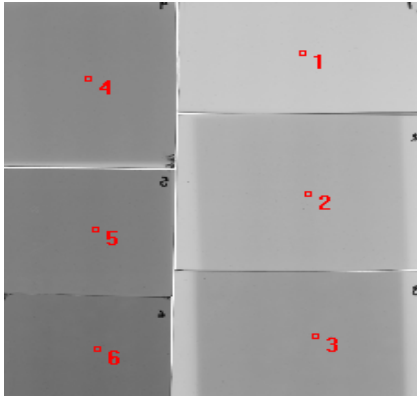
(c) Mitattujen ja annossuunnittelussa laskettujen isodoosien vertailu.



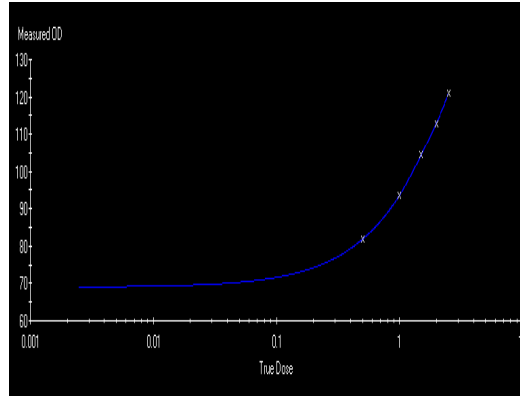
(d) Annosprofiili kiihdyttimen pitkittäissuunnassa (T-G).

Kuva 13. Laadunvalvontamittauksen tulokset fantomilla RapidArc-hoidolle. Mitattu annos on kuvattu pisteillä ja annossuunnittelussa laskettu annos yhtenäisenä viivana.

8.4.6 Annosmittaukset filmillä



(a) Kalibraatiokäyrän pisteiden määrittäminen.

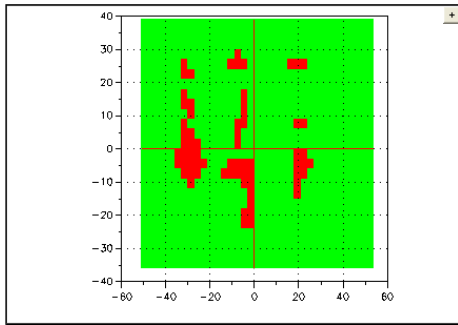


(b) GAFCHROMIC EBT2-filmin kalibraatiokäyrä.

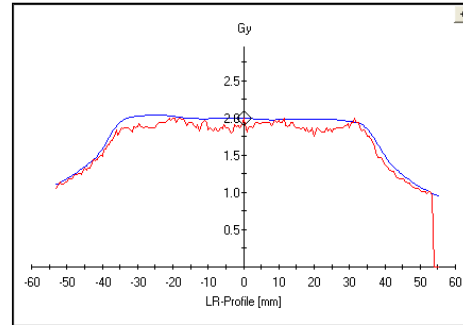
Kuva 14. Radiokromifilmin kalibraatiokäyrän määrittäminen.

Laadunvalvontamittauksessa sädetetyt filmit luettiin 48 bittiseksi värikuviiksi. Luenta tehtiin Epson Expression 1640 XL-kuvanlukijalla lukualueen keskellä säilyttäen filmien alkuperäiset suunnat. Kuvassa 14(a) on PTW FilmCal 2.3-ohjelman näkymä kalibraatiokäyrän pisteiden määrittämisestä. Kalibraatiokäyrän mittauksessa filmit sädetettiin staattisella kentällä, jossa annos kasvoi asteittain. Tämän lisäksi yksi filmin palanen vastasi taustaa. Jokaisesta ruudusta otettiin lukema lähellä filmin keskustaa. Kuvassa 14(b) on näiden pisteiden avulla määritetty kalibraatiokäyrä.

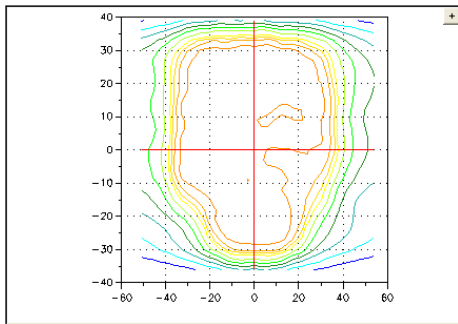
Kalibroitu normittamaton PTW:n Verisoft-ohjelmasta saatu graafinen raportti yhdelle RapidArc-potilaalle on kuvissa 15(a)-15(d). Mitattu annosprofiili on merkitty kuvaajaan sinisellä ja annossuunnittelussa laskettu annos punaisella viivalla. Hyväksymisrajojen sisään sopivia pisteitä oli nyt vain 87,66 %, eli annosvertailun tulos ei ollut hyväksyttävä.



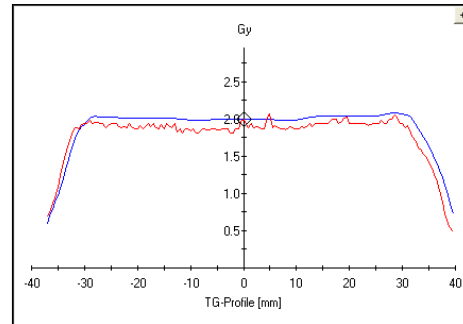
(a) Gammavertailun tulos.



(b) Annosprofiili poikittaissuunnassa vasemmalta oikealla (L-R).



(c) Mitattujen ja annossuunnittelussa laskettujen isodoosien vertailu.



(d) Annosprofiili kiihdyttimen pitkittäissuunnassa (T-G).

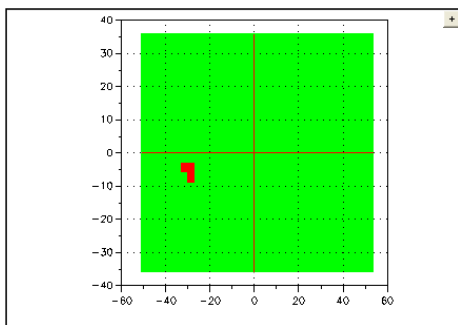
Kuva 15. Laadunvalvontamittauksen normittamattomat tulokset filmillä RapidArc-hoidolle. Mitattu annos on kuvattu sinisellä ja annossuunnittelussa laskettu annos punaisella viivalla.

Normittamaton tulos oli odotettavissa, koska RapidArc:issa hoidetaan 360° kaarikenttä. Tällöin säteilytetään myös hoitopöydän läpi, joka laskee mitattua annosta. Tätä annoksen laskua ei ole huomioitu annossuunnitteluohjelmassa, koska pöydän aiheuttamaa vaimennusta ei ole otettu mukaan annoslaskentaan. Filmimittauksessa käytettiin Octavius II-fantomien TT-alaosaa, jossa ei ole ilmaonteloa. Filmin tapauksessa alhaaltapäin tulevaa säteilytystä ei tarvitse kompensoida, kuten ionisaatiomatriisin tapauksessa, koska filmi ei ole riippuvainen säteilytyssuunnasta.

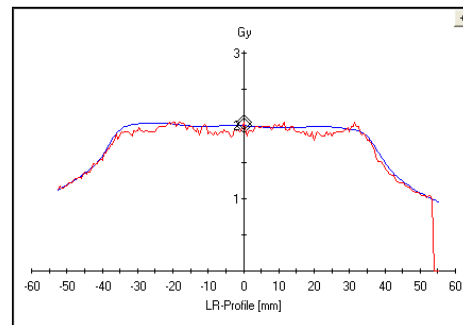
Kun vaimeneminen otettiin huomioon ja normitettiin mitattu annosjakauma, saatiin kuvissa 16(a)-16(d) olevat tulokset. Normituskertoimeksi valittiin 1,025 eli 2,5 %, joka vastaa Säteilyturvakeskuksen suorittamassa kiihdyttimen käyttöönottotarkastuksessa EMRP-fantomilla vedessä määritettyä annospoikkeamaa. Hyväksymisrajojen sisään sopivia pisteitä oli

nyt 98,16 %, eli annosvertailun tulos oli hyväksyttävä. Mitattu annosjakauma vastasi nyt muodoltaan hyvin laskettua annosjakaumaa.

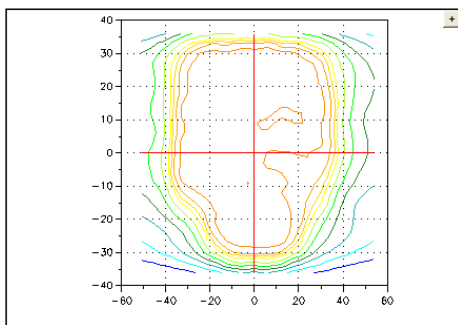
Jos verrattiin ainoastaan keskiakselin annoksia ne erosivat normittamattomassa tapauksessa 0,3 % ja normitetussa 2,8 %. Ero on siten pienempi normittamattomassa annosjakaumassa, mutta se selittyy mitatussa annosjakaumassa olevalla ylöspäin suuntautuvalla piikillä keskiakselin kohdalla.



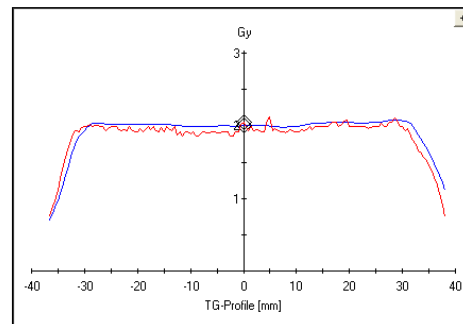
(a) Gammavertailun tulos.



(b) Annosprofiili poikittaissuunnassa vasemmalla oikealla (L-R).



(c) Mitattujen ja annossuunnittelussa laskettujen isodoosien vertailu.



(d) Annosprofiili kiihdyttimen pitkittäissuunnassa (T-G).

Kuva 16. Laadunvalvontamittauksen normitetut tulokset filmillä RapidArc-hoidolle. Mitattu annos on kuvattu sinisellä ja annossuunnittelussa laskettu annos punaisella viivalla.

8.4.7 Suunnittelu- ja hoitoaika

Yksi tärkeä peruste annossuunnittelumenetelmien välisessä vertailussa on suunnitelmien tekoon kuuluva aika. Tässä analyysissä aikoja on arvioitu fyysikon näkökulmasta. Perinteisen suunnitelman, joka koostuu kolmes-

ta neljän kentän suunnitelmasta, tekoon kuluu noin 10 minuuttia. IMRT-menetelmässä suunnitelmassa on määriteltävä apualueita ja saatua annosjakaumaa mahdollisesti parenneltava, joten suunnitelman tekoon kuluu aikaa 30 minuutista ylöspäin. Kaarihoitosuunnitelmassa eniten aikaa vie ensimmäisen kierroksen kaarikentän kaikkien osakenttien laskenta. Koska kentän tulokulma muuttuu 80° asteen sisällä asteen portain, on Eclipsen laskettava jokaiselle kulmalukemalle moniliuskarajainten paikat ja annokset. Kaarimenetelmässä on myös laskettava FIMRT:lle tyypillisesti kopiokenttien painokertoimet. Kokonaisuudessaan yhden kolmesta kaarisuunnitelmasta koostuvan annossuunnitelman tekoon menee noin 60 minuuttia. RapidArc-suunnitelmaan kuluva aika riippuu siitä, aloitetaanko suunnitelman teko aivan alusta, vai käytetäänkö hyväksi havaittua mallipohjaa. Tämä johtuu siitä, että sopivien laskentaparametrien löytäminen voi olla aikaa vievää ja vaatia useamman annoksen optimoinnin. Kun parametrit tunnetaan, menee kolmesta suunnitelmasta koostuvan annossuunnitelman tekoon noin 30 minuuttia, jossa suurin osa ajasta kuluu Eclipsen laskiessa kontrollipisteitä vastaavien osakenttien annoksia ja moniliuskarajaimien asentoja. Siten perinteinen 3D-CRT-suunnittelutekniikka on suunnitelman teossa selkeästi nopein ja karkein.

Toinen peruste menetelmien vertailuun on hoitoon kuluva aika. Analyysissä käytetyn kymmenen eturauhassyöpöpotilaan otannan eri menetelmillä toteutettujen suunnitelmien MU:t ja niistä lasketut säteilytysajat ovat taulukoissa 16-19. Säteilytysaikojen arvioinnissa on käytetty tietoa kiihdyttimen annosnopeudesta, joka on $300 \frac{\text{MU}}{\text{min}}$. Taulukoista nähdään, että perinteisessä menetelmässä säteilytysaika on lyhin, mutta kaarihoidon aika on vain hieman pidempi. IMRT:ssä ja RapidArc:issa säteilytysaika on selkeästi pidempi. Kokonaishoitoaika, joka sisältää sekä sädetyksen että potilaan asetteluun ja käsittelyyn kuluvan ajan on perinteiselle ja kaarihoidolle noin kymmenen minuuttia ja IMRT-hoidolle noin 15-20 minuuttia. Koska RapidArc:issa on vain yksi kenttä ja gantry kääntyy automaattisesti, hoito vie vähemmän aikaa kuin IMRT:ssä.

Taulukko 16. RapidArc:n MU:t ja sädetysajat.

Potilas	A	B	C
RapidArc			
1	450	431	410
2	531	451	428
3	437	456	404
4	506	429	397
5	414	472	432
6	432	390	500
7	617	560	512
8	635	593	475
9	407	419	397
10	663	558	479
KA	509,2	475,9	443,4
SD	97,6	69,4	44,1
Sekuntia	102	95	89

Taulukko 17. FIMRT:n MU:t ja sädetysajat.

Potilas	A	B	C
Kaari,FIMRT			
1	272	274	278
2	285	293	365
3	292	295	302
4	287	280	295
5	286	281	288
6	267	272	285
7	286	287	301
8	291	294	301
9	281	281	268
10	283	283	300
KA	283,0	284,0	298,3
SD	7,9	8,1	26,0
Sekuntia	57	57	60

Taulukko 18. 3D-CRT:n MU:t ja sädetysajat.

Potilas	A	B	C
Perinteinen,3D-CRT			
1	250	252	265
2	268	269	278
3	261	263	271
4	259	262	274
5	262	264	277
6	246	251	262
7	258	275	262
8	259	264	274
9	260	262	274
10	260	264	260
KA	258,3	262,6	269,7
SD	6,2	7,1	6,8
Sekuntia	52	53	54

Taulukko 19. IMRT:n MU:t ja sädetysajat.

Potilas	A	B	C
IMRT			
6	908		
7	663	492	
8	479	430	
9	427	400	
10	681	452	
KA	631,6	443,5	
SD	190,4	38,7	
Sekuntia	126	89	

8.4.8 Vertailu vastaaviin tutkimuksiin

Analyysissä RapidArc:illa saatiin laskettua kriittisten elinten, kuten rectum-*psv*PTV:n ja rakko-*psv*PTV:n annoksia. Vastaavia tuloksia on saatu artikkeleissa [21, s. 264] ja [22, s. 505].

Artikkelissa [22, s. 505] RapidArc:illa on saatu kohdealueeseen matalammat annokset kuin IMRT:llä. Erot annoksissa eivät ole kuitenkaan kovin suuria, mikä havaittiin myös tässä analyysissä. Artikkelissa prostatan maksimiannoksien välillä ei ollut eroa IMRT-tekniikalla, jossa käytettiin 10 mm moniliuskarajaimia. Nyt maksimiannos oli RapidArc:illa 0,5 Gy:tä korkeampi.

Vastaavasti RapidArc:issa monitoriyksikköjen lukumäärä oli nyt IMRT-tekniikkaan nähden noin 19 % alhaisempi, kun tarkasteltiin potilaan A-suunnitelmaa. Samaa suuruusluokkaa oleva 8 %:n monitoriyksikköjen aleneminen oli havaittu artikkelissa [21, s. 264], jossa oli vertailtu RapidArc:ia ja IMRT:n step-and-shoot-hoitomuotoa. Alhaisempi monitoriyksikköjen lukumäärä näkyy suoraa lyhyempänä hoitoaikana koneella.

9 Päätelmät

RapidArc tarjoaa uuden tekniikan eturauhassyövän ja muiden kohdealueiden hoitoon. Sen avulla saatiin laskettua kaikkien kriittisten elinten annoksia ja maksimiannoksia verrattuna käytössä oleviin tekniikoihin. Tilastollisesti merkittäviä eroja ($p < 0,05$) havaittiin RapidArc:in ja kaikkien muiden verrattujen tekniikoiden välillä. Selkein ero nähtiin lonkissa, joiden maksimiannosta saatiin laskettua lähes puoleen muiden tekniikoiden maksimiannoksista. Tulos saavutettiin ilman, että se olisi vaikuttanut kohdealueiden annosjakaumiin. Parhaiten kohdealuetta mukaileva annosjakauma saadaan IMRT:ssä, koska siinä on suhteessa matalin maksimi ja korkein minimi. RapidArc:issa prostatan maksimiannos oli tekniikoista korkein, mutta tutkittaessa annostilavuutta ≤ 5 % päästään IMRT:tä vastaavaan tulokseen.

Annosvertailussa fantomilla mitatut annokset olivat suurempia kuin annossuunnitteluohjelmalla lasketut. Kun mittaus toistettiin käyttäen filmiä, saatiin päinvastainen tulos ja mitatut normittamattomat annokset olivat laskettuja pienempiä. Filmillä saatu tulos oli yhtenevä Säteilyturvakeskuksen kiihdyttimen käyttöönottotarkastuksessa määrittämän annospoikkeaman kanssa. Siten fantomin ilmaontelo saattaa ylikompensoida pöydän läpi sädetyksestä aiheutuvaa annoksen laskua. Molemmissa tapauksissa saatiin hyväksyttävä annosvertailun tulos. Gammavertailun pisteistä hyväksyttiin keskimäärin 98 % molemmilla tekniikoilla. Tulos saavutettiin fantomin tapauksessa vertaamalla mitattuja ja laskettuja annosjakauksia toisiinsa ja filmillä käyttämällä normituskerrointa. Siten molempia menetelmiä voidaan käyttää laadunvalvontamittauksien suorittamiseen. Filmillä saatiin tämän analyysin perusteella tarkempi tulos, mutta fantomia on yksinkertaisempi käyttää. Analysoitavien filmien otanta muodostui lisäksi ainoastaan yhdestä potilaasta ja mitattu annosjakauma oli kohinainen, mikä osaltaan voi vaikuttaa tuloksiin.

RapidArc tarjoaa nopeamman tavan annossuunnitteluun ja hoitoon. Käytössä olevista tekniikoista IMRT:ssä ja kaarihoidossa suunnittelu vie paljon aikaa. RapidArc:issa eniten aikaa vie laskenta ja varsinainen suunnitelman tekeminen on varsin nopeaa, kun parametrit on saatu kohdallaan. Koska RapidArc:issa on vain yksi kenttä ja gantry kääntyy automaattisesti, hoito vie vähemmän aikaa kuin esimerkiksi IMRT:ssä.

Viitteet

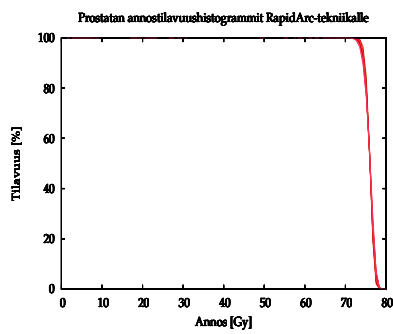
- [1] Heikki Joensuu, Mauri Kouri, Antti Ojala, Mikko Tenhunen ja Lyyly Teppo. *Klininen sädehoito*. Duodecim, Vammala 2002.
- [2] ja Gokhan Ozyigit Smith Apisarnthanarax, K.S Clifford Chao. *Practical Essentials of Intensity Modulated Radiation Therapy, 2th edition*. Lippincott Williams & Wilkins, 2005.
- [3] Aki Kangasmäki ja Mauri Kouri. Moderni sädehoito. *Duodecim*, 125:947–958, 2009.
- [4] Sädehoitofysiikan sanastotyöryhmä. *Sädehoitofysiikan sanasto*. Säteilyturvakeskus, 1997.
- [5] Karl Otto. Volumetric modulated arc therapy (VMAT):IMRT in a single arc. *Varian European Users Meeting*, 11:1–8, 2007.
- [6] Auli Nevantaus ja Juha Valve. Eturauhasen sädehoito. *Laatukäsikirja-Ohjekirja*, 1:1–5, 2010.
- [7] Flemming Kjær-Kristoffersen, Stine Korreman, Joakim Medin ja Lars Ohlhues. Rapidarc volumetric modulated therapy planning for prostate cancer patients. *Acta Oncologica*, 48:227–232, 2009.
- [8] E.B. Podgorsak. *Treatment Machines for External Beam Radiotherapy*. IAEA, 2006.
- [9] Varian Medical Systems, Inc. <URL:<http://varian.mediaroom.com/>>. Viitattu 30.12.2011.
- [10] D. W. O. Rogers ja Daryoush Sheikh-Bagheri. Monte carlo calculation of nine megavoltage photon beam spectra using the beam code. *Medical Physics*, 29:391–402, 2002.
- [11] Thomas Bortfeld ja Steve Webb. Single-arc IMRT? *Physics in Medicine and Biology*, 54:N9–N20, 2009.
- [12] S. Webb ja D. McQuaid. Some considerations concerning volume-modulated arc therapy: a stepping stone towards a general theory. *Physics in Medicine and Biology*, 54:4345–4360, 2009.
- [13] Varian. Eclipse algorithms reference guide. *Eclipse*, 2:326–329, 2010.

- [14] James F. Dempsey, Lei Dong, Daniel A. Low, Jean M. Moran ja Mark Oldham. Dosimetry tools and techniques for IMRT. *Medical Physics*, 38:1313–1338, 2011.
- [15] E.B. Podgorsak. *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*. IAEA, 2005.
- [16] PTW. *IMRT Dose Verification - Radiation Therapy*. PTW, 2003.
- [17] Tom Depuydt, Ann Van Esch ja Dominique Pierre Huyskens. A quantitative evaluation of IMRT dose distributions: refinement and clinical assessment of the gamma evaluation. *Radiotherapy and Oncology*, 62:309–319, 2002.
- [18] ISP group. GAFCHROMIC[®] EBT2 Self-developing film for radiotherapy dosimetry. 1:1–17. 19.1.2009.
- [19] Martin Bland. *An Introduction to Medical Statistics*. English Language Book Society, 1989.
- [20] IBM. *IBM SPSS Statistics 20 Algorithms*. IBM Corporation, 2011.
- [21] Hsiao-Ling Chao, Jason Chia-Hsien Cheng, Chiao-Ling Tsai, Yi-Chun Tsai ja Jian-Kuen Wu. Treatment and dosimetric advantages between VMAT, IMRT, and helical tomotherapy in prostate cancer. *Medical Dosimetry*, 36:264–271, 2011.
- [22] Sabrina T. Astner, Wolfgang Bayer, R. Busch, Vesna Jacob ja Peter Kneschaurek. A planning comparison of dynamic IMRT for different collimator leaf thicknesses with helical tomotherapy and rapidarc for prostate and head and neck tumors. *Strahlentherapie und Onkologie*, 186:502–510, 2010.

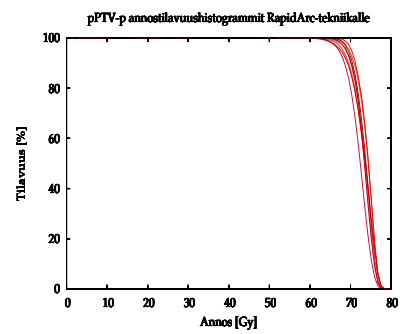
Liitteet

- Liite 1: Annostilavuushistogrammit RapidArc-tekniikalle (2 sivua)
- Liite 2: Annostilavuushistogrammit kaaritekniikalle (2 sivua)
- Liite 3: Annostilavuushistogrammit 3D-CRT-tekniikalle (2 sivua)
- Liite 4: Annostilavuushistogrammit IMRT-tekniikalle (2 sivua)
- Liite 5: Keskimääräiset annostilavuushistogrammit eri tekniikoille (2 sivua)

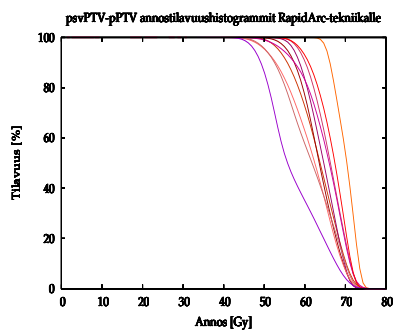
Liite 1: Annostilavuushistogrammit RapidArc-tekniikalle



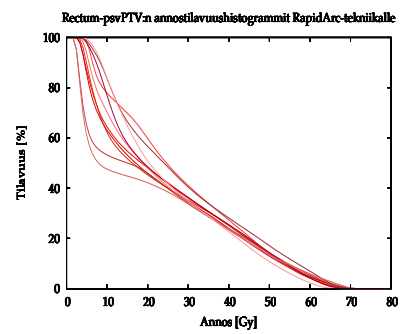
(a) Prostata DVH:t.



(b) pPTV-p:n DVH:t.

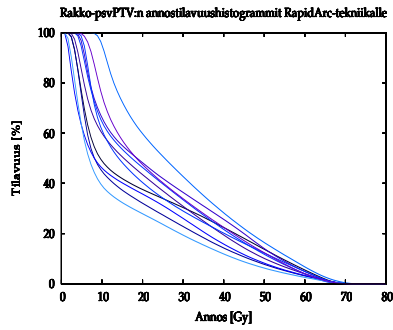


(c) psvPTV-pPTV:n DVH:t.

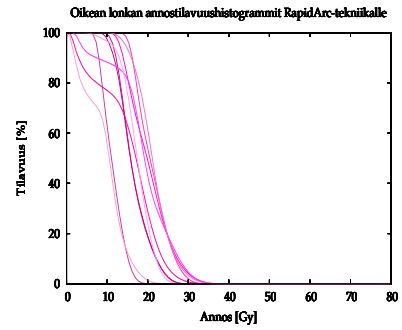


(d) Rectum-psvPTV:n DVH:t.

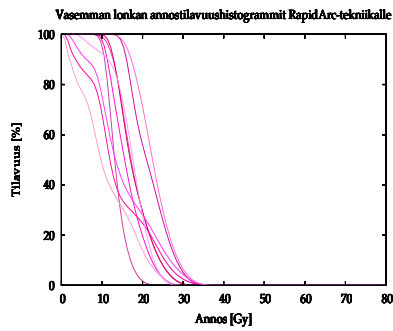
Kuva 17. Mielenkiintoalueiden annostilavuushistogrammit RapidArc-tekniikalle.



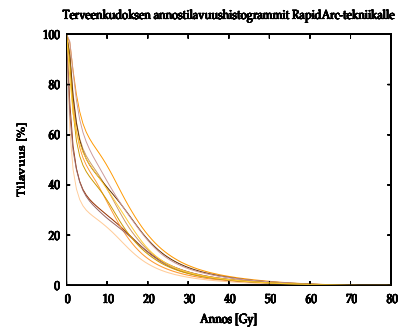
(a) Rakko-psiPTV:n DVH:t.



(b) Oikean lonkan DVH:t.



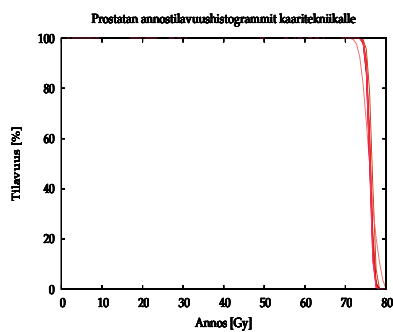
(c) Vasemman lonkan DVH:t.



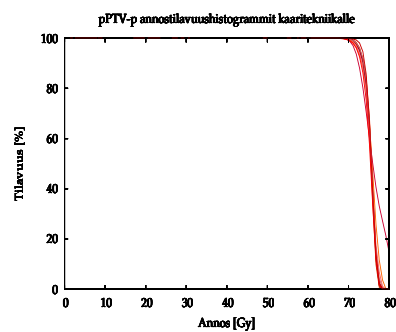
(d) Terveen kudoksen DVH:t.

Kuva 18. Mielenkiintoalueiden annostilavuushistogrammit RapidArc-tekniikalle.

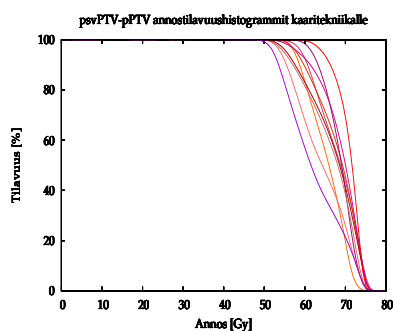
Liite 2: Annostilavuushistogrammit kaaritekniikalle



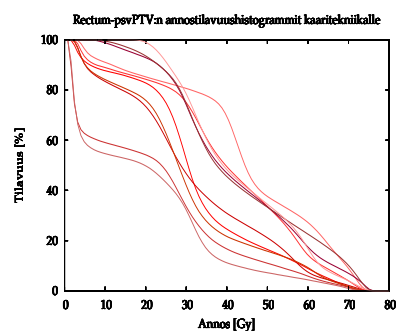
(a) Prostata DVH:t.



(b) pPTV-p:n DVH:t.

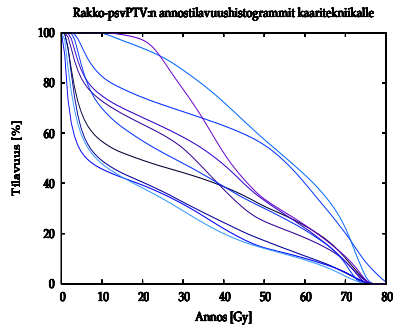


(c) psvPTV-pPTV:n DVH:t.

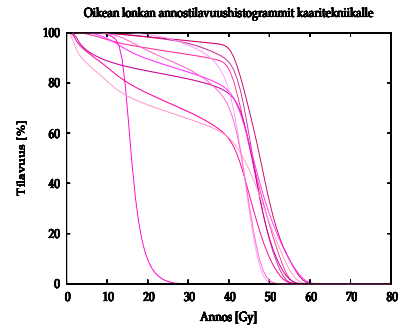


(d) Rectum-psvPTV:n DVH:t.

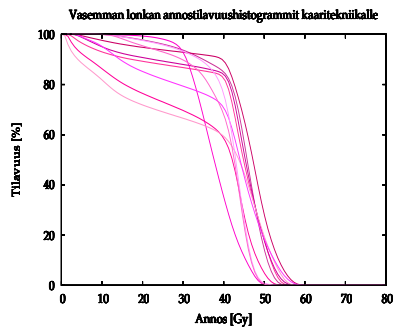
Kuva 19. Mielenkiintoalueiden annostilavuushistogrammit kaaritekniikalle.



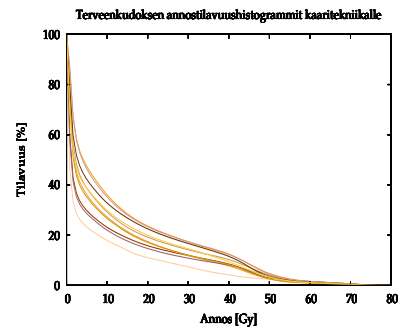
(a) Rakko-psvPTV:n DVH:t.



(b) Oikean lonkan DVH:t.



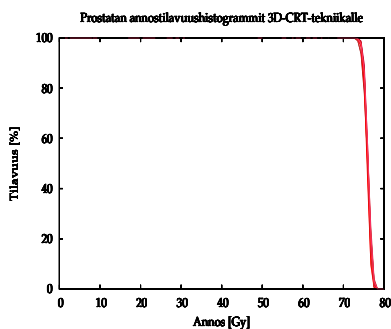
(c) Vasemman lonkan DVH:t.



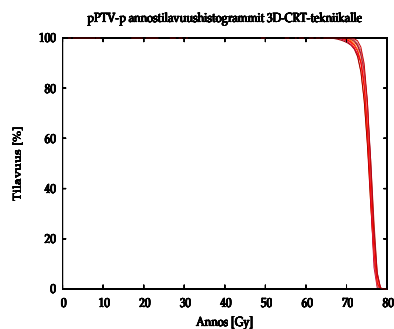
(d) Terveen kudoksen DVH:t.

Kuva 20. Mielenkiintoalueiden annostilavuushistogrammit kaariteknikalle.

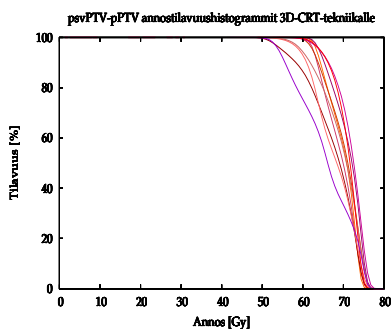
Liite 3: Annostilavuushistogrammit 3D-CRT-tekniikalle



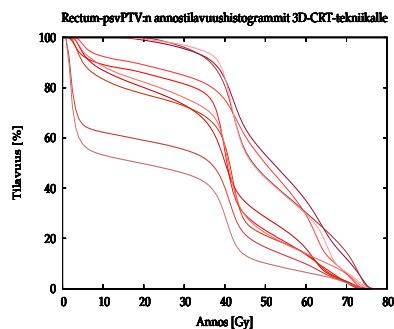
(a) Prostata DVH:t.



(b) pPTV-p:n DVH:t.

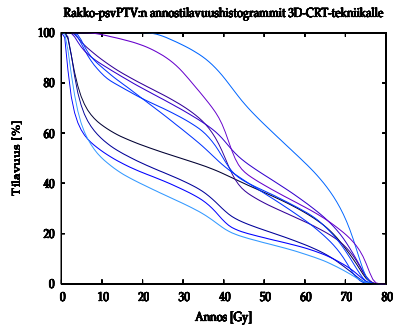


(c) psvPTV-pPTV:n DVH:t.

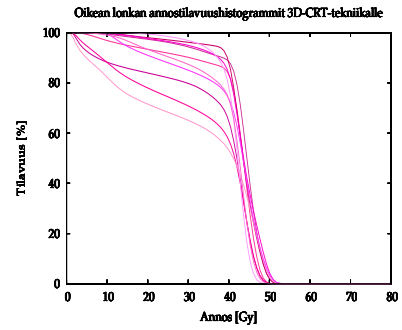


(d) Rectum-psvPTV:n DVH:t.

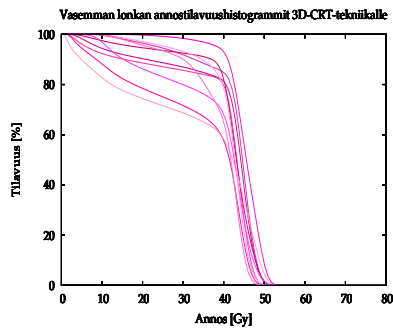
Kuva 21. Mielenkiintoalueiden annostilavuushistogrammit 3D-CRT-tekniikalle.



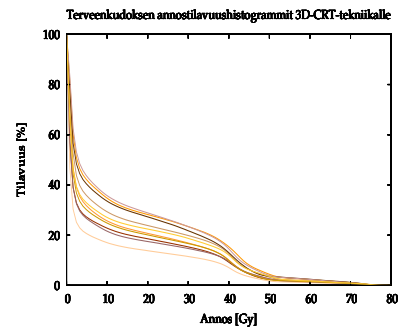
(a) Rakko-psvPTV:n DVH:t.



(b) Oikean lonkan DVH:t.



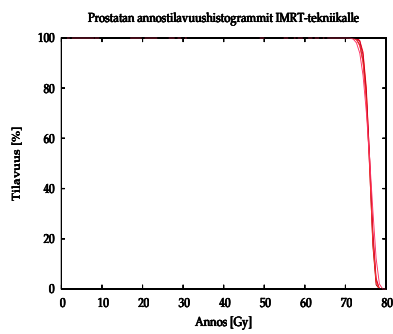
(c) Vasemman lonkan DVH:t.



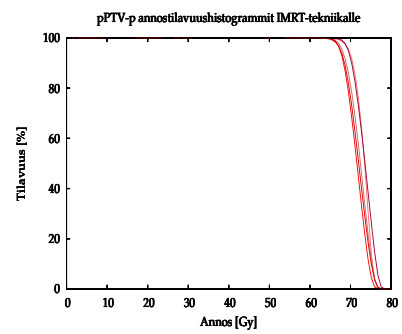
(d) Terveen kudoksen DVH:t.

Kuva 22. Mielenkiintoalueiden annostilavuushistogrammit 3D-CRT-tekniikalle.

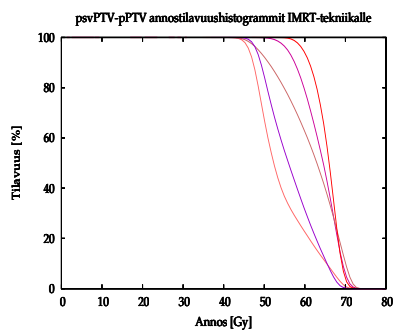
Liite 4: Annostilavuushistogrammit IMRT-tekniikoille



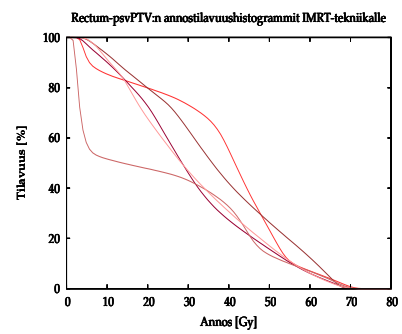
(a) Prostata DVH:t.



(b) pPTV-p:n DVH:t.

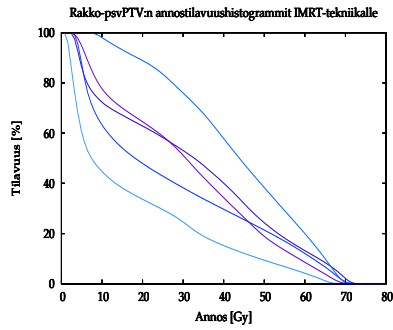


(c) psvPTV-pPTV:n DVH:t.

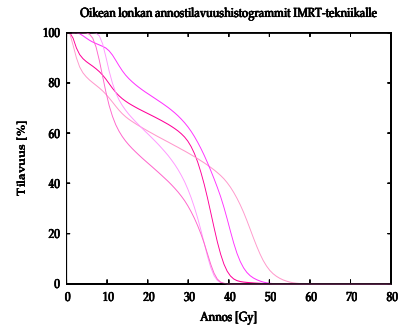


(d) Rectum-psvPTV:n DVH:t.

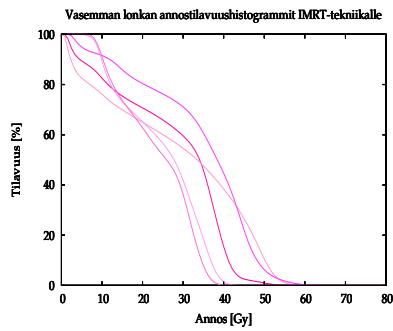
Kuva 23. Mielenkiintoalueiden annostilavuushistogrammit IMRT-tekniikalle.



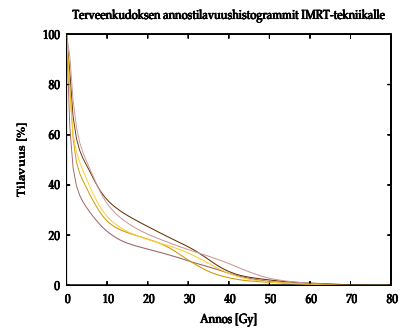
(a) Rakko-psyPTV:n DVH:t.



(b) Oikean lonkan DVH:t.



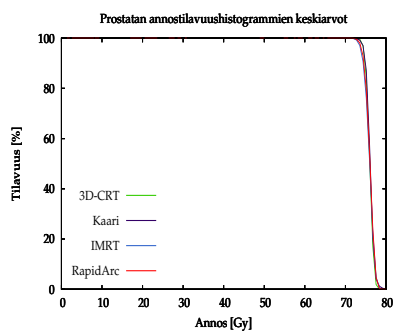
(c) Vasemman lonkan DVH:t.



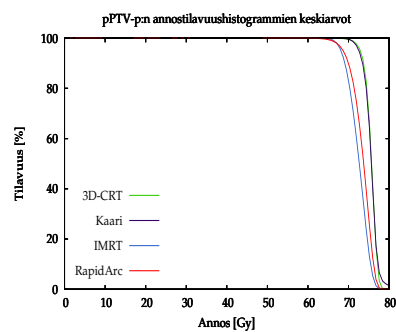
(d) Terveen kudoksen DVH:t.

Kuva 24. Mielenkiintoalueiden annostilavuushistogrammit IMRT-tekniikalle.

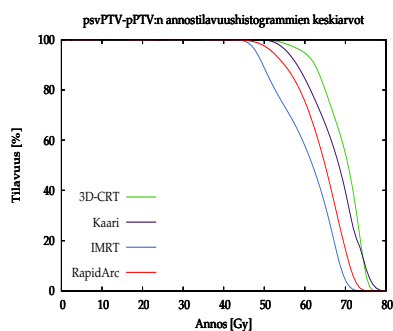
Liite 5: Keskimääräiset annostilavuushistogrammit eri tekniikoille



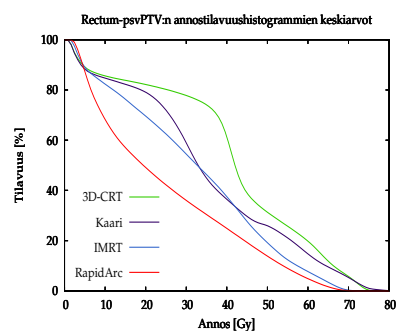
(a) Prostatan DVH:t.



(b) pPTV-p:n DVH:t.

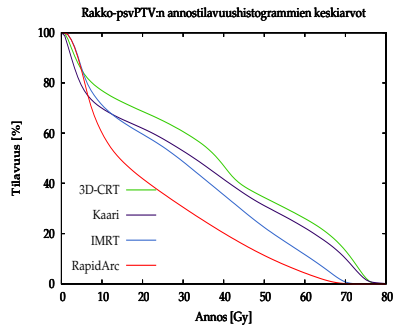


(c) psvPTV-pPTV:n DVH:t.

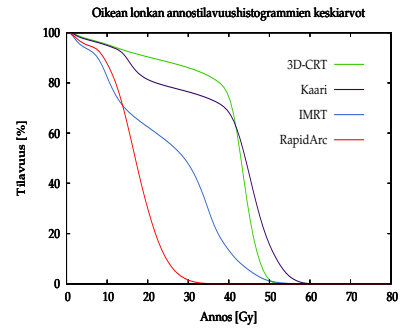


(d) Rectum-psvPTV:n DVH:t.

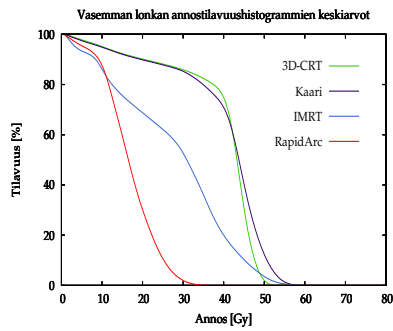
Kuva 25. Mielenkiintoalueiden keskimääräiset annostilavuushistogrammit.



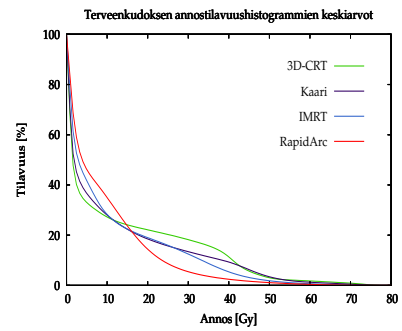
(a) Rakko-psvPTV:n DVH:t.



(b) Oikean lonkan DVH:t.



(c) Vasemman lonkan DVH:t.



(d) Terveen kudoksen DVH:t.

Kuva 26. Mielenkiintoalueiden keskimääräiset annostilavuushistogrammit.