

FYSIIKAN LAITOS
JYVÄSKYLÄN YLIOPISTO
JYFL LABORATORY REPORT 1/2016

**STEREOTAKTISTEN ANNOSSUUNNITELMIEN VERIFIOINTI
COMPASS-JÄRJESTELMÄLLÄ**

ASSI VALVE

Lisensiaattitutkielma

Turun yliopistollinen keskussairaala
Sädehoitopoliklinikka



Jyväskylä
Tammikuu 2016

Valve, Assi

Stereotaktisten annossuunnitelmien verifiointi Compass-järjestelmällä

Jyväskylä: Jyväskylän yliopisto, 2016

JYFL Laboratory Report 1/2016

ISBN: 978-951-39-6318-7 (sidottu)

ISBN PDF: 978-951-39-6319-4 (sähköinen)

ISSN: 0357-9344

Kiitokset

Lisensiaattitutkielmani liittyvä tutkimus- ja kirjoitustyö on tehty työkennellessäni Turun yliopistollisen keskussairaalan sädehoitopoliklinikalla. Haluan kiittää lisensiaattitutkielmani ohjaajaa Jarmo Kulmalaa mielenkiintoisesta aiheesta. Oli kiinnostavaa ja haasteellista perehtyä kiihdyttimen mallintamiseen annoslaskentaohjelmistossa ja eri fotonilaskenta-algoritmien eroihin. Kiitos lisäksi TYKS:n fyysikoille, jotka mahdollistivat, että pystyin tekemään lisensiaattitutkielmani myös etäyhteydellä.

Turku, tammikuu 2016
Assi Valve

Tiivistelmä

Tutkielman tarkoituksena oli vertailla Eclipsen fotonilaskenta-algoritmiin (AAA (Anisotropic Analytical Algorithm), AXB_{D_m} (Acuros XB Dose to Media) ja AXB_{D_w} (Acuros XB Dose to Water)) annosten eroja sekä verrata Eclipsellä laskettua annosta Compass-ohjelmistolla laskettuun (CCC, Collapsed Cone Convolution) ja mittauksista rekonstruoituun annokseen (CRD, Compass Reconstructed Dose). Tarkoitus oli selvittää voiko Compass-järjestelmää käyttää stereotaktisten VMAT (Volumetric Modulated Arc Therapy)-suunnitelmien verifiointiin ja onko verifiointi mahdollista toteuttaa mallipohjaisesti Compass:in vertailevan laskennan avulla.

Compass:in pienten kenttien annoslaskennan oikeellisuutta verifioitiin säteilyttämällä avo- ja moduloituja kenttiä filmille. Pienten moduloitujen kenttien mittauksista tutkittiin ionisaatiokammionmatriisin paikkaerotuskyvyn rajoja ja tilavuuden keskiarvostumista.

Annosvertailua varten tarkasteluun valittiin 20 kliinistä stereotaktista annossuunnitelmaa, joista muodostettiin viiden suunnitelman ryhmiä kohdealueen mukaan (SBRT (Stereotactic Body Radiation Therapy) prostata, SRT (Stereotactic Radiation Therapy) aivo, SBRT keuhko ja SBRT varfalo). Suunnitelmat optimoitiin kerran ja lasketettiin jokaiselle laskenta-algoritmillemme erikseen pitäen monitoriyksiköt vakiona.

Kohdealueiden mean annokset poikkesivat enintään: $2,7 \pm 1,0$ % (AAA vs Acuros XB), $-7,6 \pm 3,5$ % (Eclipse TPS (Treatment Planning System (Dose)) vs CCC) ja $-5,9 \pm 3,7$ % (Eclipse TPS vs CRD). Useimmiten maksimipoikkeama näennäisestä referenssiannoksesta saatiin SRT aivosuunnitelmien ja SBRT keuhkosuunnitelmien ryhmissä. Eclipsen fotonilaskenta-algoritmeista AXB_{D_w} vastasi parhaiten näennäistä referenssiannosta.

Työssä tehtiin gamma-analyysit kaikille suunnitelmille sekä 2D- että 3D-analyysillä. 2D-analyysin erotuskyky ei ollut yhtä hyvä kuin 3D-analyysin. Siten 3D-analyysi tulee tehdä aina, jos se on mahdollista.

Lasketun ja mittaustuloksista rekonstruoidun annoksen hyväksymisprosenttien välistä korrelaatiota tutkittiin eri laskenta-algoritmeilla. 3D gamma-analyysille kaikilla laskenta-algoritmeilla oli nähtävissä vähintään kohdalainen lineaarinen riippuvuus. Tulokset eivät tue pelkän mallipohjaisen verifiointin käyttöä, vaan tarvitaan yhä mittauksia laskennan rinnalle.

Compass soveltuu stereotaktisten suunnitelmien verifiointiin, mutta jokainen suunnitelma on arvioitava tapauskohtaisesti. Compass:ia ei tule käyttää liian pienissä kohdealueissa, joiden kenttäkoko on alle $3 \text{ cm} \times 3 \text{ cm}$. Lisäksi verifiointimalliin tulee sisällyttää riittävästi erilaisia annosvertailuja, jotka huomioivat 3D annosjakautumista.

Kirjoittaja	Assi Valve Fysiikan laitos Jyväskylän yliopisto Syöpöpoliiklinikka TYKS, Turun yliopistollinen keskussairaala
Ohjaajat	Prof. Jarmo Kulmala Syöpöpoliiklinikka TYKS, Turun yliopistollinen keskussairaala
	Dos. Ari Virtanen Fysiikan laitos Jyväskylän yliopisto
Tarkastajat	Dos. Mika Kapanen Syöpöklinikka TAYS, Tampereen yliopistollinen sairaala
	FT. Jan Seppälä Syöpöklinikka KYS, Kuopion yliopistollinen sairaala

Sanasto

AAA, Anisotropic Analytical Algorithm

3D PBC-superpositio fotonilaskenta-algoritmi, jossa on erillinen Monte Carlo-mallinnus primaarifotoneille, sironneille fotoneille ja säteilykeilan rajaimista sironneille fotoneille.

Acuros XB (AXB)

Fotonilaskenta-algoritmi, jossa pyritään huomioimaan heterogeenisyyksien vaikutuksia ratkaisemalla lineaarinen Boltzmannin siirtokuntio. Algoritmissa voidaan valita lasketaanko annos veteen vai väliaineeseen.

CCC, Collapsed Cone Convolution

Konvoluutio-superpositio pohjainen fotonilaskenta-algoritmi.

CI, Conformity Index

Tasaisuusindeksi, 100 % annoksen isodoosin tilavuus jaettuna kohdealueen tilavuudella, joka saa 100 % lääkärin määräämästä annoksesta.

CN, Conformity Number

Tasaisuusluku, $\frac{TC}{CI}$.

CRD, Compass Reconstructed Dose

Compass:in mittaustuloksista rekonstruoima annos.

DICOM, Digital Imaging and Communications in Medicine

Standardi lääketieteellisten kuvien ja annossuunnitelmien säilyttämiseen, tulostamiseen sekä siirtämiseen.

DTA, Distance to Agreement

Kahden vertailualueella sijaitsevan vastaavan annoksen pisteen välinen etäisyys.

DVH, Dose-Volume Histogram

Annostilavuushistogrammi voidaan muodostaa piirrettyjen kohdealueiden tai kriittisten elinten annoksista, kun annos on laskettu koko tilavuuteen. Histogrammissa esitetään kohdealueen tai kriittisen elimen tilavuudet annoksen funktiona.

GI_{50%}, Gradient Index

Gradientti-indeksi, 50 % ja 100 % annoksen isodoosien tilavuuksien suhde.

Monte Carlo-mallinnus

Monte Carlo-menetelmissä luodaan mallin ennuste ja sen jakauma. Malli muodostetaan mallin perusyksikkö kerrallaan.

PBC, Pencil Beam Convolution

Fotonilaskenta-algoritmi, jossa annos lasketaan ensin tasaiseen vesifantomiin ja korjataan potilaan geometriaan ja epähomogeenisuuksiin.

SBRT, Stereotactic Body Radiation Therapy

Vartalon alueelle sijoittuva stereotaktinen sädehoito.

SRT, Stereotactic Radiation Therapy

Aivojen alueelle sijoittuva stereotaktinen sädehoito.

SSD, Source to Skin Distance

Lähteen ja ihon välinen etäisyys säteilykeilan akselilla.

TC, Target Coverage

Kohdekattavuus, 100 % annoksen isodoosin ja kohdealueen tilavuuden suhde.

TERMA, Total Energy Released per MAss unit

Primaarisäteily, joka läpäisee potilaan massayksikköä kohden.

TPS (Dose), Treatment Planning System (Dose)

Annossuunnittelujärjestelmän laskema annosjakauma.

VMAT, Volumetric Modulated Arc Therapy

Sädehoitotekniikka, jossa annos annetaan kohdealueeseen käyttäen käänteisesti optimoituja kaarikenttiä. Hoidon aikana säteilyn vuota, moniliuskarajainten paikkoja ja gantryn kiertonopeutta muutetaan.

Sisältö

1	Johdanto	1
1.1	Tavoitteet	2
1.2	Kirjallisuuskatsaus	2
2	Compass-ohjelmisto	3
2.1	Kiihdyttimen mallinnus	3
3	Laskenta-algoritmit	6
3.1	Compass - CCC	6
3.2	Eclipse - AAA	7
3.3	Eclipse - Acuros XB	10
4	Dosimetrian vaatimukset stereotaktisille annossuunnitelmi-	15
4.1	Ionisaatiokammiot	15
4.2	Filmit	16
5	Annosvertailu	17
5.1	Annosvertailu Compass:illa	17
5.1.1	Compass:in laskema annos	18
5.1.2	Compass:in rekonstruoima annos	19
5.2	Gammavertailu	21
6	Annossuunnitelmat	22
6.1	Annossuunnitelmien valintaperusteet	22
6.2	Annossuunnitelmien hyvyyskriteerit	24
7	Mittausasetelma fantomilla	25
7.1	MatriXX ^{Evolution}	25
7.2	Mittausten toteutus	26
8	Mittausasetelma filmillä	27
8.1	GAFCHROMIC EBT3	27
8.2	Mittausten toteutus	28
8.3	Filmien skannaus	29
8.4	Kalibrointisuoran määrittäminen	29
9	Tilastolliset menetelmät	30
9.1	Tilastollinen merkitsevyys	31
9.2	T-testi	31

10 Tulokset ja pohdinta	32
10.1 Avokentät annoksen refenssinä	32
10.2 Moduloitujen kenttien annosverifiointi	36
10.3 Annossuunnitelmien hyvyyskriteerit	40
10.4 Gantryn kiertokulman merkitys	41
10.5 Annosvertailu fantomilla	42
10.5.1 Kohdealueen annos - lokaalit erot	42
10.5.2 Kohdealueen annos - globaalit erot	48
10.5.3 Kriittisten elinten annokset - lokaalit erot	49
10.5.4 Kriittisten elinten annokset - globaalit erot	55
10.5.5 Laskenta-algoritmien annosvertailun yhteenveto	56
10.6 Gammavertailu	57
10.6.1 Laskenta-algoritmit	58
10.6.2 Hyväksymisprosenttien välinen riippuvuus	63
10.6.3 Tilavuusriippuvuus	67
11 Päätelmät	69
Viitteet	71

1 Johdanto

Sädehoidon laadunvalvonnan toteutuksessa on kaksi lähestymistapaa, mitauslähtöinen ja mallipohjainen. Nämä kaksi tapaa eivät välttämättä ole toisiaan poissulkevia.

Perinteisesti annossuunnitelmien annosvertailu on ollut mitauslähtöistä ja se on pohjautunut 2D-pohjaisiin matriisi- tai filmimittauksiin. Stereotaktisten suunnitelmien verifiointi on yleensä toteutettu ionisaatiokammioilla tai filmeillä. Lisäämällä mittauksiin ulottuvuus lisää voidaan parantaa tarkkuutta, saada parempi yleiskuva tilanteesta ja arvioida paremmin annosepä-tarkkuudesta aiheutuvia seurauksia. Kaksiulotteisessa analyysissä tarkastelu tehdään taso kerrallaan, mutta 3D-analyysissä pystytään analysoimaan koko hoitokohde. Lisäksi saadaan tilannetta kuvaavia annos- ja tilavuusparametreja.

Mittauslähtöisesti ajateltuna Compass pystyy muodostamaan 3D-annosjakauman. 2D-ionisaatiokammio-matriisi on kiinnitettynä kiihdyttimen gant-ryyn ja sen liikkuaessa säteilytyksen aikana saadaan mitattua annostaso- ja monista eri suunnista. Mitattua vuota käytetään kolmiulotteisen annosjakauman laskemiseen. Annosjakauma vastaa kiihdyttimen tuottamaa vuota. Laskennassa ei voida huomioida potilaan liikkeestä tai anatomian muutoksesta aiheutuvia eroja. Toisaalta Compass:ia voidaan käyttää mallipohjaisen lähestymistavan kautta, koska jokainen laskennassa käytettävä kiihdytin mallinnetaan erikseen lähtien vesifantomimittausten tuloksista. Potilaan DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine)-tiedot siirretään Compass:iin suoraan annossuunnittelujärjestelmästä ja annos voidaan laskea oikeassa potilas-anatomiassa. Compass:illa on mahdollista muodostaa mitaustuloksista riippumaton vertaileva laskenta annossuunnittelujärjestelmän laskennalle.

Annossuunnittelujärjestelmissä on käytössä useampia laskenta-algoritmeja. Algoritmien toteutuksesta riippuen annoksen laskennassa hyödynnetään joko suoraan potilaan DICOM-tietoja tai annos lasketaan ensin veteen homogeeniseen fantomiin ja jälkikäteen tehdään tarvittavat vaimennus- ja epähomogeenisuuskorjaukset. Perinteisesti fotonilaskenta-algoritmeissa on esitetty absorboitunut annos vedessä, koska Beam data-mittaukset suoritetaan vesifantomeissa. Tällöin järjestelmällä lasketut annokset vastaavat parhaiten mitaustuloksia. Kun tietokoneiden laskentatehot ovat kasvaneet, on tullut mahdolliseksi käyttää Monte Carlo-pohjaisia ratkaisumenetelmiä ja samalla on noussut esiin kysymys, tuleeko absorboitunut annos esittää annoksena suoraan väliaineessa. Erilaiset laskenta-algoritmit aiheuttavat haasteita laadunvalvonnalle ja kliiniseen työhön, kun on mietittävä millä algoritmilla päästään lähimmäs todellista annosta.

1.1 Tavoitteet

Lisensiaattitutkielman tavoitteena on tutkia Compass-ohjelmistolla lasketun (CCC) ja mittauksista rekonstruoidun annoksen (CRD) eroja suhteessa Eclipsen TPS:n laskenta algoritmeihin AAA, AXB_{D_m} ja AXB_{D_w} . Halutaan tutkia soveltuuko Compass-järjestelmä kliinisten stereotaktisten VMAT-suunnitelmien verifiointiin, jotka on suunniteltu HDMLC (High-Definiton Multileaf Collimator)-liuskoilla varustetulle Novalis TX kiihdyttimelle. Lisäksi halutaan selvittää olisiko tiettyjen suunnitelmaryhmien verifiointi mahdollista toteuttaa ainoastaan Compass:in vertailevan laskennan avulla mallipohjaisesti.

1.2 Kirjallisuuskatsaus

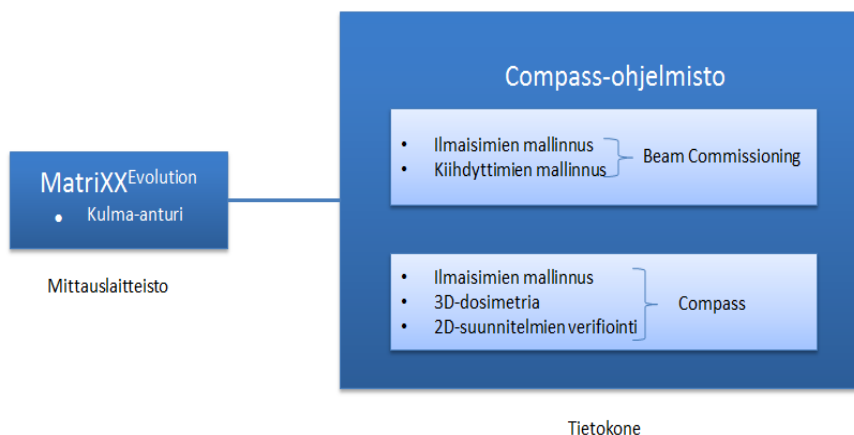
Kathirvel ym. [1, s. 1-9] on vertaillut tutkimuksessaan Eclipsen TPS:n algoritmeja ja Compass:in rekonstruoimaa annosta hyvin tuloksin. Tutkimuksessa ei ole käsitelty lainkaan Compass:in laskemaa annosta ja otanta on koostunut ainoastaan viidestä stereotaktisesta VMAT-suunnitelmasta. Swamy ym. [2, s. 1-7] on tarkastellut tutkimuksessaan Compass:in laskemaa ja rekonstruoimaa annosta, mutta kyseessä eivät olleet stereotaktiset VMAT-suunnitelmat. Vikraman ym. [3, s. 192-207] on tutkinut stereotaktisia suunnitelmia, mutta annossuunnittelujärjestelmä on ollut Monaco. S.Stathakis ym. [4, s. 78-85] on tutkinut algoritmien eroja stereotaktisten suunnitelmien tapauksessa ja mallintanut Novalis TX HDMLC-kiihdyttimen Monte Carlo-laskentaan. Edellä mainituissa artikkeleissa ei ole käsitelty molempia Acuros XB algoritmeja. Tarkoitus on toteuttaa tutkimus, joka kattaisi molemmat Acuros XB algoritmit ja käsitelisi laajalaisesti erilaisia tapauksia VMAT-suunnitelutekniikalla toteutettavista stereotaktisista annossuunnitelmista.

Visser ym. [5, s. 1-6] esittää artikkelissaan Compass:in 3D-laskentaan perustuvan laadunvalvonta protokollan, jonka avulla on mahdollista valikoida IMRT (Intensity Modulated Radiation Therapy)-suunnitelmien joukosta ne, jotka voidaan verifioida mallipohjaisesti. Siochi ym. [6, s. 1-3] esittää argumenttejä puolesta ja vastaan mallipohjaiselle verifiointille. Tutkitaan onko Visserin ym. esittämää mallia mahdollista soveltaa stereotaktisten VMAT-suunnitelmien tapaukseen.

2 Compass-ohjelmisto

Compass on laadunvalvonnan väline ja vertaileva annoslaskentajärjestelmä Eclipselle. Compass-ohjelmisto jakaantuu kahdeksi ohjelmaksi. Beam Commissioning-ohjelmassa mallinnetaan käytössä olevat säteilyilmaisimet ja kiihdyttimet. Compass-ohjelmassa tehdään mittauskertakohtaisia kalibrointeja ja analysoidaan sekä lasketetaan annosjakaumia 3D-dosimetria- tai 2D-suunnitelmien verifiointi-työtiloissa.

Compass-ohjelmiston lisäksi annosjakaumien vertailua varten tarvitaan mittauslaitteisto, joka koostuu MatriXX^{Evolution} ionisaatiokammioita ja kulma-anturista. Potilastiedot ja mittaustulokset tallentuvat SQL (Structured Query Language)-tietokantaan, joka voi olla erillisellä tietokantapalvelimella tai samalla tietokoneella kuin Compass-ohjelmisto. Yleiskaavio Compass-järjestelmän rakenteesta on kuvassa 1.



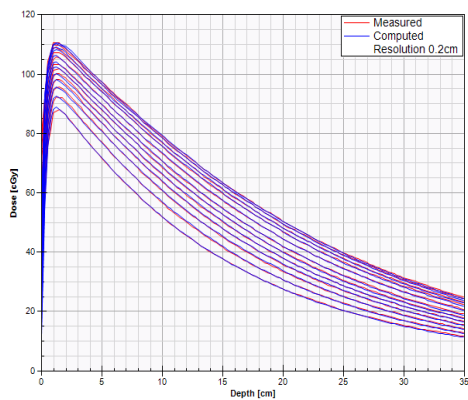
Kuva 1. Kaaviokuva Compass-järjestelmän yleisrakenteesta.

2.1 Kiihdyttimen mallinnus

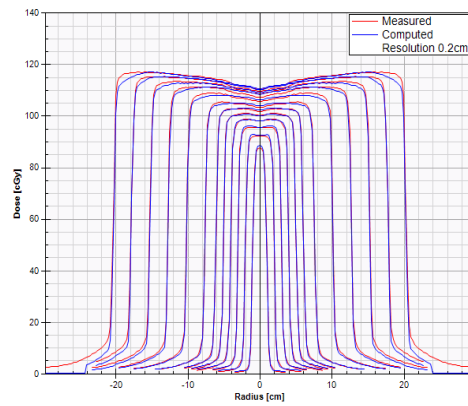
Laskentaa varten Beam Commissioning-ohjelmassa mallinnettiin Varian Novalis TX 120HDMLC lineaarikiihdytin 6 MV:n fotonienenergialla. Ohjelmaan siirrettiin Eclipsen Beam data-mittauksista saadut syväannoskäyrät, annosprofiilit ja output factor eli tuotantotekijätaulukko. Syväannoskäyrät ja profiilit oli mitattu kenttäkoilla 2 cm x 2 cm, 4 cm x 4 cm, 6 cm x 6 cm, 8 cm x 8 cm, 10 cm x 10 cm, 12 cm x 12 cm, 15 cm x 15 cm, 20 cm x 20 cm, 25 cm x 25 cm, 30 cm x 30 cm, 35 cm x 35 cm ja 40 cm x 40 cm. Profiilit mitattiin syvyyksillä 1,4 cm, 5,0 cm, 10 cm, 20 cm ja 30 cm. Mittaukset tehtiin

SSD-etäisyydellä 100 cm. Mittakammiona käytettiin IBA:n CC01 ionisatiokammiota. Kammion tilavuus on $0,01 \text{ cm}^3$. Syväannoskäyrät ja eri syvyyksiltä mitatut profiilit lasketettiin Beam Commissioning-ohjelmalla ja lasketettuja kuvaajia verrattiin mittaustuloksiin. Syväannoskäyrien ja X-suunnan profiilien vertailu ovat kuvissa 2(a) ja 2(b).

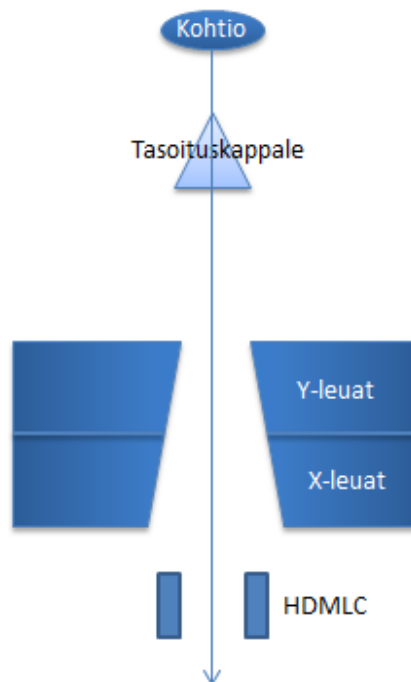
Kiihdyttimen mallinnuksen pohjana käytettiin ohjelmasta löytyvää Varian:in mallikonetta, jossa on HDMLC:t. Hoitopään oletettiin mallissa koostuvan primaarikohtiosta, tasoituskappaleesta, Y- ja X-leuoista ja moniliuskarajaimista. Hoitopään mallissa mukana olevat komponentit on esitetty kuvassa 2(c).



(a) Syväannoskäyrät.



(b) X-suunnan profiilit 1,4 cm syvyydellä.



(c) Linearikiihdyttimen hoitopään komponentit.

Kuva 2. Syväannos käyrien ja profiilien vertailu ionisaatiokammiomittausten sekä Compass:in laskennan väliltä. Alhaalla mallissa käytettävät hoitopään komponentit.

3 Laskenta-algoritmit

Laskenta-algoritmien toteutuksesta riippuu pystytäänkö annoksen laskennassa hyödyntämään potilaan DICOM-tietoja, vai onko annos laskettava ensin veteen homogeeniseen fantomiin, ja jälkikäteen tehtävä tarvittavat vaimennus- ja epähomogeenisuuskorjaukset. Nyky-aikaisissa 3D konvoluutio- ja superpositioalgoritmeissa tarvitaan vain rajoitettu määrä mittauksia. Mittausten avulla alkuperäinen arvaus jakaumasta sovitetaan vastaamaan käytössä olevaa mallia. Tietokoneiden tehon kasvaessa laskenta-algoritmeissa on mahdollista hyödyntää Monte Carlo-mallinnusta, joka parantaa annoslaskennan tarkkuutta.

TYKS:n (Turun yliopistollinen keskussairaala) sädehoitopoliklinikalla on käytössä IBA Dosimetry:n Compass 3.0a-laadunvalvontaohjelmisto. Annossuunnittelussa käytetään Varian Medical Systems'in Eclipse 11.0 annossuunnittelujärjestelmää.

3.1 Compass - CCC

Compass:in käyttämä 3D CCC-laskenta-algoritmi on tilavuuspohjainen algoritmi, jossa annos lasketaan konvoluutio-superpositio periaatteella. Perusajatus algoritmissa on erottaa toisistaan primaarinen fotonisäteily ja sekundaarinen fotoni- ja elektronisäteily, joka aiheutuu primaaristen fotonien vuorovaikutuksista. Annos lasketaan energiavuosta kahdessa vaiheessa. Ensimmäisenä määritetään TERMA (Total Energy Released per MAss unit), joka kuvaa potilaan läpäisemää primaarisäteilyä massayksikköä kohti. TERMA:n laskennassa huomioidaan väliaineen heterogeenisuudet. Toisessa vaiheessa primaarisäteilykeilan energiavuo konvoloidaan monienergisien kernelin kanssa, joka kuvaa sekundaaristen hiukkasten energiajakaumaa sekä hiukkasten sivuttaissirontaa [7, s. 577-592].

Primaarifotonien energiasta E ja vuosta $\Psi_E(r)$ riippuvainen TERMA $T_E(r)$ saadaan yhtälöstä

$$T_E(r) = \left(\frac{r}{r_0}\right)^2 \frac{\mu(e,r)}{\rho(r)} \Psi_E(r_0) \exp \left[- \int_{r_0}^r \mu(E, r) dl \right], \quad (3.1)$$

missä $\mu(E, r)$ on lineaarinen materiaalin vaimennuskerroin pisteessä r , $\rho(r)$ väliaineen tiheys ja $\Psi_E(r_0)$ energiavuo referenssitasossa, jossa säteilykeila pisteestä r leikkaa tason pisteessä r_0 .

Yksienerginen sirontakerneli $h(E, s, r)$ kuvaa energiaa, jonka primaarifotonit vapauttavat tilavuudesta s pisteessä r . TERMA:n määritelmästä (3.1)

seuraa, että energia, joka vapautuu tilavuuselementistä d^3s , jonka tiheys on $\rho(s)$, kun sitä säteilytetään fotoneilla, joiden energia on E , on muotoa $T_E(s)\rho(s)d^3sdE$. Siten absorboitunut annos $D(r)$ saadaan yhtälöstä

$$D(r) = \left[\frac{1}{\rho(r)} \right] \int \int \int \int T_E(s)\rho(s)h(E, s, r)d^3sdE. \quad (3.2)$$

Primaarifotonien spektri on riippuvainen syvyydestä ja fotonien energiasta. Monienergiset sirontakernelit voidaan määrittellä ainoastaan tietyllä syvyydellä. Monienergiset sirontakernelit lasketaan yksienergistien sirontakernelien summana

$$h(r) = \frac{1}{\Psi(r_0)} \sum_i \Psi_i h(E_i, r), \quad (3.3)$$

missä $\Psi(r_0)$ on primaarifotonien vuo säteilyn sisäänmenotasossa. Yhtälöstä (3.3) saadaan vuo Ψ_i energiavälillä ΔE_i

$$\Psi_i = \int_{\Delta E_i} \Psi_E(r_0)dE. \quad (3.4)$$

Monienergisille kerneleille on olemassa analyttinen ratkaisu. Ratkaisu lasketaan tietyssä pisteessä vedessä. Kernelit kuvaavat energiaa, joka siirtyy tilavuusyksikköä kohti säteen r ja kulman θ suunnassa. Heterogeenisessä väliaineessa kernelit skaalataan elektroniosalle väliaineen ja veden massajarrutuskykyjen suhteella, $S_{v,vesi}$, ja fotoniosalle massavaimennuskertoimien suhteella, $\mu_{v,vesi}$. Yksittäinen kerneli saadaan yhtälöstä [7, s. 577-592]

$$h(r, \theta) = \left(\frac{1}{r^2} \right) \left(\frac{\rho_v}{\rho_{vesi}} \right) [S_{v,vesi}A_\theta e^{-a_\theta \left(\frac{\rho_v}{\rho_{vesi}} \right) S_{v,vesi}r} + \mu_{v,vesi}B_\theta e^{-b_\theta \left(\frac{\rho_v}{\rho_{vesi}} \right) \mu_{v,vesi}r}], \quad (3.5)$$

missä ρ_v ja ρ_{vesi} ovat kudoksen sekä veden massatiheydet, A_θ , B_θ , a_θ ja b_θ ovat väliainetta kuvaavia parametreja. Lisäksi käytetään approksiimaatiota, jonka mukaan massajarrutuskykyjen ja massavaimennuskertoimien suhde on verrannollinen elektronitiheyksien suhteeseen sädehoidossa käytetyllä energialueella, $\frac{\rho_v^e}{\rho_{vesi}^e} \approx S_{v,vesi} \approx \mu_{v,vesi}$.

3.2 Eclipse - AAA

AAA on 3D PBC (Pencil Beam Convolution) superpositio algoritmi, jossa käytetään erillistä Monte Carlo-mallinnusta primaarifotoneille, sironneille fotoneille ja säteilykeilan rajaimista sironneille elektroneille. Annosjakauma sivuttaissuunnassa on mallinnettu eksponentiaalifunktiolla, mikä

mahdollistaa analyttisen konvoluution ja lyhentää laskenta-aikaa [8, s. 112-122].

Annos muodostetaan kahdessa osassa. Ensimmäisessä vaiheessa määritetään fysikaaliset parametrit, jotka tarvitaan annoksen laskemiseen. Tällöin puhutaan fotonisäteilylähteen mallinnuksesta. Toisessa vaiheessa fysikaalisia parametreja hyödynnetään hoidossa käytettävän säteilykeilan vuon ja fotonisäteily- sekä elektronisäteilyn spektrin määrittämiseen.

Potilaasta aiheutuvan sironnan mallintamiseen käytetään erillistä sirontamallia ja vaiheavaruuden parametrit kuvaavat hoitokeilaa potilaasta kohtion suuntaan. Potilaan läpi kulkeva hoitokeila jaetaan äärellisen kokosiin säteilykeiloihin, jotka mallinnetaan yksienergisillä sirontakernelleillä. Sirontakernelit kuvaavat fantomi-sironnan vaikutusta eri säteilylaaduilla ja ne lasketaan Monte Carlo-menetelmällä vedessä. Monienergiset sirontakernelit saadaan painotetusta yksienergistien kernelien summasta. Annoslaskennan aikana kernelit skaalataan potilaan TT(Tietokonetomografia)-kuvien elektronitiheyksien perusteella.

Laskentaa varten määritellään koordinaatisto äärelliselle säteilykeilalle β , joka on X - Z -tasossa Y -akselin osoittaessa katsojaa kohti. Tarkastelussa on kaksi erillistä koordinaatistoa laskentapisteelle p . Koordinaatistot ovat potilaan koordinaatisto $(\tilde{X}, \tilde{Y}, \tilde{Z})$ ja äärellisen säteilykeilan koordinaatisto (x, y, z) . Syvyyskoordinaatti z saadaan säteilykeilan keskilinjan ja ihon leikkauspisteestä säteilykeilan koordinaatistossa. Säteilykeilan sivunpituus vastaa laskentamatriisin resoluutiota isosentritasossa.

Tilavuusannoksen laskemiseksi laskentatilavuus jaetaan laskentamatriisiin. Laskentamatriisi koostuu vokseleista, joiden koon määrää käytetty laskentaresoluutio. Jokainen vokseli on linkitetty keskimääräiseen elektronitiheyteen ρ , joka on laskettu käytetyn TT:n kalibrointikäyrästä.

Fotonisäteilykeilan vaimeneminen mallinnetaan tiheysfunktioilla $I_\beta(z, \rho)$ ja sirontakernelillä $K_\beta(x, y, z)$, joka määrittää sironnan sivuttaissuunnassa. Molemmat funktiot määritellään erikseen jokaiselle äärelliselle säteilykeilalle. Konvoluutio suoritetaan AAA-algoritmissa energian suhteen, joka muunnetaan annokseksi käyttämällä skaalattua vesiapproksimaatiota.

Mielivaltaisen äärellisen fotonisäteilykeilan β energijakauma heterogeenisessä ympäristössä saadaan yhtälöstä

$$E_{f1,\beta}(\tilde{X}, \tilde{Y}, \tilde{Z}) = \Phi_\beta \times I_\beta(z, \rho) \times K_\beta(x, y, z), \quad (3.6)$$

missä laskentapiste $(\tilde{X}, \tilde{Y}, \tilde{Z})$ esitetään suhteessa äärellisen säteilykeilan keskipisteeseen (x, y, z) . Fotonisäteilyn vuo Φ_β oletetaan jatkuvaksi äärellisen säteilykeilan alueella. Yhtälössä (3.6) oleva energian tiheysfunktio

$I_\beta(z, \rho)$ on pinta-alaintegraali kasautuneesta energiasta pallopinnalla äärellisen säteilykeilan alueella syvyydellä z . Kasaumafunktio $I_\beta(z)$ saadaan yhtälöstä

$$I_\beta(z) = \iint h_\beta(t, v, z) dt dv, \quad (3.7)$$

missä h_β on monienerginen kerneli, joka saadaan Monte Carlo-simulaatioista. Energian kasaumafunktiossa $I_\beta(z, \rho)$ huomioidaan kudoksen heterogeenisuus ottamalla elektronitiheyserot huomioon. Yhtälön (3.7) avulla saadaan

$$I_\beta(z, \rho) = I_\beta(z') \cdot \frac{\rho(0, 0, z)}{\rho_{\text{vesi}}}, \quad (3.8)$$

missä skaalattu syvyys z' on määritelty muotoon

$$z' = \int_0^z \frac{\rho(0, 0, t)}{\rho_{\text{vesi}}} dt. \quad (3.9)$$

Yhtälön (3.6) sirontakerneli $K_\beta(x, y, z)$ koostuu painotettujen eksponenttifunktioiden summasta.

Primaarifotonisäteilykeilaan syntyy kontaminaatioelektroneja säteilyn vuorovaikuttaessa tasoituskappaleen, keilan rajaimien ja ilman kanssa. Äärellisessä säteilykeilassa syntyvien kontaminaatioelektronien energijakauma voidaan kuvata yhtälöllä

$$E_{\text{kont},\beta}(\tilde{X}, \tilde{Y}, \tilde{Z}) = \Phi_{\text{kont},\beta} \times I_{\text{kont},\beta}, \quad (3.10)$$

missä pätevät samat oletukset kuin fotonien tapauksessa. Vuo $\Phi_{\text{kont},\beta}$ saadaan konvoloimalla fotonien vuo summalla Gaussisia kerneleitä K_e

$$K_e(x, y) = \sum_{k=0}^1 c_{\text{kont},k} \frac{1}{2\pi\sigma_{\text{kont},k}^2} \exp\left[-\frac{x^2 + y^2}{2\sigma_{\text{kont},k}^2}\right], \quad (3.11)$$

missä c_k kertoimet määrittävät Gaussisten komponenttien suhteelliset painot, kun $c_1 = 1 - c_0$. Energian jakaumafunktio $I_{\text{kont},\beta}$ määritetään mitauksista ja lasketaan syvyyden z funktiona.

Absorboitunut energia $E(\tilde{X}, \tilde{Y}, \tilde{Z})$ mielivaltaisessa laskentapisteessä saadaan superpositiolla yhdistämällä erilliset energiajakaumat primaarifotoneille (3.6), sironneille fotoneille (3.6) ja kontaminaatioelektroneille (3.10)

$$E(\tilde{X}, \tilde{Y}, \tilde{Z}) = \sum_{\beta} \left(E_{f_1, \beta}(\tilde{X}, \tilde{Y}, \tilde{Z}) + E_{f_2, \beta}(\tilde{X}, \tilde{Y}, \tilde{Z}) + E_{\text{kont}, \beta}(\tilde{X}, \tilde{Y}, \tilde{Z}) \right). \quad (3.12)$$

Yhtälöstä (3.12) saatu energiajakauma muunnetaan annokseksi. Muunnoksessa oletetaan, että heterogeenisuuksia voidaan mallintaa elektronitiheyksien avulla. Tällöin annos saadaan yhtälöstä

$$D(\tilde{X}, \tilde{Y}, \tilde{Z}) = cE(\tilde{X}, \tilde{Y}, \tilde{Z}) \cdot \frac{\rho_{\text{vesi}}}{\rho(\tilde{X}, \tilde{Y}, \tilde{Z})}, \quad (3.13)$$

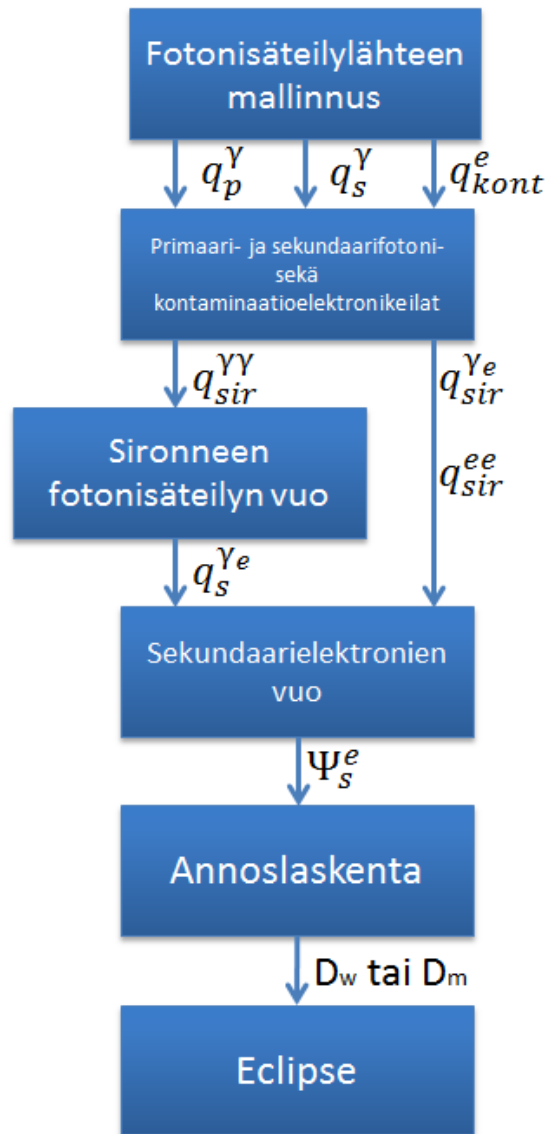
missä c on muuntokerroin, jolla energia $\frac{\text{J}}{\text{m}^3}$ muunnetaan annokseksi Gy.

3.3 Eclipse - Acuros XB

Acuros XB laskenta-algoritmi on kehitetty ftoniannoslaskentaan 4-25 MV fotoneille 1-3 mm laskentamatriiseilla käytettäväksi. Algoritmista pyritään huomioimaan heterogeenisyyksien vaikutuksia ratkaisemalla lineaarinen Boltzmannin siirtofunktio (LBTE, Linear Boltzmann Transport Equation) [8, s. 123-148].

Siirtofunktio kuvaa säteilyn makroskooppisten hiukkasten: neutronien, fotonien ja elektronien ominaisuuksia, kun hiukkaset liikkuvat väliaineen läpi ja vuorovaikuttavat sen kanssa. Kun säteilyn läpäisemä tilavuus ja säteilyn ominaisuudet tunnetaan, LBTE:n ratkaisu antaa tarkan arvion tilavuuteen kertyneestä annoksesta. LBTE voidaan analyttisesti ratkaista vain muutamissa yksinkertaistetuissa tapauksissa, siksi on käytettävä stokastista Monte Carlo-menetelmää tai numeerista ratkaisua.

Acuros XB-laskenta-algoritmia käytettäessä voidaan erottaa viisi laskentavaihetta. Vaiheet ovat kuvassa 3.



Kuva 3. Kaaviokuva Acuroksen laskentavaiheista.

Kaaviossa q_p^γ vastaa primaarifotonisäteilylähdettä, q_s^γ sekundaarifotonisäteilylähdettä, q_{kont}^e kontaminaatioelektronilähdettä, $q_{sir}^{\gamma\gamma}$ sironneiden fotonien lähdettä, $q_{sir}^{\gamma e}$ sironneiden elektronien lähdettä, q_{sir}^{ee} sekundäärielektronien lähdettä (syntyneet kontaminaatioelektronilähteessä), $q_s^{\gamma e}$ sekundäärielektronien lähdettä (syntyneet sironneiden fotonien ja väliaineen vuorovaikutuksissa), Ψ_s^e kulmasta riippuvaa elektronivuota, D_w annosta vedes-

sä ja D_m annosta väliaineessa.

Perinteisesti fotonilaskenta-algoritmit ovat esittäneet absorboituneen annoksen vedessä (D_w), koska tällöin annoslaskentajärjestelmässä lasketut annokset ovat vastanneet parhaiten vesifantomeissa suoritettuja mittauksia. Nykyään käyttöön on tullut Monte Carlo-pohjaisia ratkaisumenetelmiä, jotka ovat mahdollistaneet absorboituneen annoksen esittämisen suoraan väliaineessa (D_m) [9].

Acuros XB ratkaisee ajastariippumattoman kolmiulotteisen ryhmän toisistaan riippuvia Boltzmannin siirtofunktioita, paikka-avaruudessa, tilavuudelle V ja pinnalle δv

$$\hat{\Omega} \cdot \bar{\nabla} \Psi^\gamma + \sigma_t^\gamma \Psi^\gamma = q^{\gamma\gamma} + q^\gamma \quad (3.14)$$

$$\hat{\Omega} \cdot \bar{\nabla} \Psi^e + \sigma_t^e \Psi^e + \frac{d}{dE} S_R \Psi^e = q^{ee} + q^{\gamma e} + q^e \quad (3.15)$$

$$\bar{r} \in V, \hat{\Omega} \in 4\pi, \text{ ja } E > 0,$$

missä $\Psi^\gamma(\bar{r}, E, \hat{\Omega})$ on kulmasta riippuva fotonivuo, $\Psi^e(\bar{r}, E, \hat{\Omega})$ kulmasta riippuva elektronivuo, $q^{\gamma\gamma}(\bar{r}, E, \hat{\Omega})$ fotoni-fotoni-sirontalähde, $q^{ee}(\bar{r}, E, \hat{\Omega})$ elektroni-elektroni-sirontalähde, $q^{\gamma e}(\bar{r}, E, \hat{\Omega})$ fotoni-elektroni-sirontalähde, $q^\gamma(E, \hat{\Omega})$ ulkoinen fotonilähde, $q^e(E, \hat{\Omega})$ ulkoinen elektronilähde, $\sigma_t^\gamma(\bar{r}, E)$ makroskooppinen fotonien kokonaisvaikutusala, $\sigma_t^e(\bar{r}, E)$ makroskooppinen elektronien kokonaisvaikutusala ja $S_R(\bar{r}, E)$ jarrutuskyky.

Yhtälöistä (3.14) ja (3.15) saadaan ratkaistua fotonien ja elektronien siirtymä, kun käytetään reunaehtoja

$$\Psi^\gamma = 0, \text{ kun } \hat{\Omega} \cdot \bar{n} < 0$$

$$\Psi^e = 0, \text{ kun } \hat{\Omega} \cdot \bar{n} < 0,$$

missä oletetaan, että pintaa δv ympäröi tyhjiö ja \bar{n} on normaalivektori pinnalle δv , joka osoittaa ulospäin laskentahilan ulkoreunalta.

Sirontalähteet on määritelty seuraavasti

$$q^{\gamma\gamma}(\bar{r}, E, \hat{\Omega}) = \int_0^\infty dE' \int_{4\pi} d\Omega' \sigma_s^{\gamma\gamma}(\bar{r}, E' \rightarrow E, \hat{\Omega} \cdot \hat{\Omega}') \Psi^\gamma(\bar{r}, E, \hat{\Omega}') \quad (3.16)$$

$$q^{\gamma e}(\bar{r}, E, \hat{\Omega}) = \int_0^\infty dE' \int_{4\pi} d\Omega' \sigma_s^{\gamma e}(\bar{r}, E' \rightarrow E, \hat{\Omega} \cdot \hat{\Omega}') \Psi^\gamma(\bar{r}, E, \hat{\Omega}') \quad (3.17)$$

$$q^{ee}(\bar{r}, E, \hat{\Omega}) = \int_0^\infty dE' \int_{4\pi} d\Omega' \sigma_s^{ee}(\bar{r}, E' \rightarrow E, \hat{\Omega} \cdot \hat{\Omega}') \Psi^\gamma(\bar{r}, E, \hat{\Omega}'), \quad (3.18)$$

missä $\sigma_s^{\gamma\gamma}$ on makroskooppinen fotonifotoni-vuorovaikutuksen differentiaallinen vaikutusala, $\sigma_s^{\gamma e}$ makroskooppinen fotonielektroni-vuorovaikutuksen differentiaallinen vaikutusala ja σ_s^{ee} makroskooppinen elektroni-elektroni-vuorovaikutuksen differentiaallinen vaikutusala.

Jotta voidaan huomioida differentiaalisen sironnan anisotrooppinen käyttäytyminen, differentiaaliset vaikutusalat yhtälöissä (3.16)-(3.18) esitetään Legendren polynomien, $p_l(\mu_0)$, avulla missä $\mu_0 = \hat{\Omega} \cdot \hat{\Omega}'$

$$\sigma_s^{\gamma\gamma/\gamma e/ee}(\bar{r}, E' \rightarrow E, \hat{\Omega} \cdot \hat{\Omega}') = \sum_{l=0}^{\infty} \frac{2l+1}{4\pi} \sigma_{s,l}^{\gamma\gamma/\gamma e/ee}(\bar{r}, E' \rightarrow E) p_l(\mu_0). \quad (3.19)$$

Vastaavasti kulmasta riippuva vuo yhtälöissä(3.16)-(3.18) saa ympyräharmonisten momenttien avulla muodon

$$\Psi(\bar{r}, E', \hat{\Omega}') = \sum_{l=0}^{\infty} \sum_{m=-l}^l \phi_{l,m}(\bar{r}, E') Y_{l,m}(\hat{\Omega}'), \quad (3.20)$$

missä $Y_{l,m}(\hat{\Omega})$ ovat ympyräharmonisia funktioita ja $\phi_{l,m}(\bar{r}, E)$ on ympyräharmoninen momentti, joka määritellään seuraavasti

$$\int_{4\pi} d\Omega' Y_{l,m}^*(\hat{\Omega}') \Psi(\bar{r}, \hat{\Omega}', E). \quad (3.21)$$

Yllä esitetyt yhtälöt ovat tarkkoja. Jos kyseessä on täysin isotrooppinen sironna, silloin $l=0$. Acuroksessa on asetettu raja sirontalähteiden lukumäärälle, $0 \leq l \leq 7$.

Ulkoiset foton- ja elektronilähteet on mallinnettu Acuroksessa anisotrooppisina pistelähteinä. Säteilylähteiden mallinnuksessa primaarifotonilähde on mallinnettu 2D hilalla, jossa sekä hiukkasten vuo että energiaspektri ovat muuttujia. Sekundaarifotoni- ja elektronilähteille käytetään 3D hilaa, jolloin energiaspektri on paikan suhteen vakio.

Fotonisäteilyn pistelähteelle, $q^\gamma(E, \hat{\Omega})$, paikassa, \bar{r}_p , yhtälöt (3.14) ja (3.15) tulevat muotoon

$$\hat{\Omega} \cdot \bar{\nabla} \Psi^\gamma + \sigma_t^\gamma \Psi^\gamma = q^{\gamma\gamma} + q^\gamma(E, \hat{\Omega}) \delta(\bar{r} - \bar{r}_p) \quad (3.22)$$

$$\hat{\Omega} \cdot \bar{\nabla} \Psi^e + \sigma_t^e \Psi^e - \frac{d}{dE} S_R \Psi^e = q^{ee} + q^{\gamma e} + q^e, \quad (3.23)$$

missä δ on Diracin delta-funktio.

Lineaarista superpositiota voidaan käyttää määrittämään fotonien kulmasta riippuva vuo

$$\Psi^\gamma \equiv \Psi_{\text{sir}}^\gamma + \Psi_{\text{s}}^\gamma. \quad (3.24)$$

Kun yhtälö (3.24) sijoitetaan yhtälöihin (3.22) ja (3.23), saadaan järjestelmää kuvaavat siirtofunktiot

$$\hat{\Omega} \cdot \bar{\nabla} \Psi_{\text{sir}}^\gamma + \sigma_{\text{t}}^\gamma \Psi_{\text{sir}}^\gamma = q^\gamma(E, \hat{\Omega}) \delta(\bar{r} - \bar{r}_{\text{p}}) \quad (3.25)$$

$$\hat{\Omega} \cdot \bar{\nabla} \Psi_{\text{s}}^\gamma = q_{\text{s}}^{\gamma\gamma} + q_{\text{sir}}^{\gamma\gamma} \quad (3.26)$$

$$\hat{\Omega} \cdot \bar{\nabla} \Psi^e + \sigma_{\text{t}}^e \Psi^e - \frac{d}{dE} S_{\text{R}} \Psi^e = q^{\text{ee}} + q_{\text{s}}^{\gamma e} + q^e \quad (3.27)$$

Yhtälöistä (3.25) ja (3.26) saadaan yhtälön (3.27) avulla ratkaistua Ψ_{sir}^γ ja Ψ_{s}^γ .

Kun kulmasta riippuva vuo tunnetaan, annos D_{i} vokselissa i saadaan yhtälöstä

$$D_{\text{i}} = \int_0^\infty dE \int_{4\pi} d\hat{\Omega} \frac{\sigma_{\text{ED}}^e(\bar{r}, E)}{\rho(\bar{r})} \Psi^e(\bar{r}, E, \hat{\Omega}), \quad (3.28)$$

missä σ_{ED}^e on makroskooppinen elektronien energiakertymä, jonka yksikkö on MeV/cm. Kun lasketaan annos väliaineessa, parametrien arvot perustuvat vokselin i ominaisuuksiin. Jos lasketaan annos vedessä, parametrien arvot vastaavat veden arvoja.

4 Dosimetrian vaatimukset stereotaktisille annosuunnitelmiille

Stereotaktisen sädehoidon ominaispiirteisiin kuuluu hoidon kohdentaminen pieneen hoitotilavuuteen käyttäen yksittäistä tai useampaa erilliseen fraktioon jaettua sädeannosta. Hoitofraktioissa on konventionaalista fraktiointimallia suurempi kerta-annos. Fraktioidussa stereotaktisessa sädehoidossa hoitokertojen lukumäärä saadaan suuremman kertafraktion vuoksi pidettyä alhaisena ja hoitokertoja on ainoastaan muutamia kertoja viikossa. Hoito voidaan esimerkiksi antaa aina maanantaina, keskiviikkona ja perjantaina. Stereotaktisessa hoidossa pyritään saaman jyrkkä annosgradientti kohdealueen ja kohteen vieressä olevan terveen kudoksen välille. Tavoitteena on minimoida terveen kudoksen tilavuus, joka altistuu korkealle annokselle.

Se päädytäänkö yksittäiseen vai useampaan fraktioon perustuvaan stereotaktiseen sädehoitoon riippuu kohdealueen koosta sekä sijainnista. Pienet ja keskikokoiset kohteet, jotka eivät sijaitse lähellä kriittisiä elimiä voidaan useimmiten hoitaa kertafraktioina. Jos kohde on suuri tai sijaitsee lähellä kriittisiä elimiä, kuten esimerkiksi aivorunkoa, on fraktioitu sädehoito turvallisempi vaihtoehto. Yksittäisellä hoitofraktiolla saavutetaan hyvä paikalliskontrolli ja pienin mahdollinen sädehoidon aiheuttama toksisuus. Suurempien kohdealueiden kohdalla on otettava huomioon hoidosta aiheutuvien sivuvaikutusten määrän kasvu, kun hoidettava tilavuus kasvaa. Sivuvaikutuksien määrää saadaan pienennettyä fraktioimalla hoito, menettämättä hyvää paikallista kontrollia, joka saavutetaan stereotaktisella fraktioinnilla [10, s. 1-2].

Stereotaktisten annosuunnitelmien pienet hoitokentät ja jyrkät annosgradientit hoitokohteen ja terveen kudoksen välillä tuovat monia dosimetrisia haasteita suunnitelmien verifiointiin. Ilmaisimen äärellisestä koosta aiheutuva tilavuuden keskiarvoistaminen ei saa tulla hallitsevaksi. Jos hoitokentän homogeeninen annosalue on pienempi kuin mittaavan ilmaisimen poikkipinta-ala, ei varattujen hiukkasten tasapaino ole enää voimassa.

4.1 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 primaariseen kalibraatiostandardiin [11, s. 1315-1320].

Erityisesti IMRT-pohjaisille hoitomuodoille tärkeää on ionisaatiokammioiden tarkka paikkaresoluutio.

Ionisaatiokammioilla mitattaessa on otettava huomioon niiden perusominaisuus eli tilavuuden keskiarvostuminen, jota tapahtuu kaikille ionisaatiokammioille jonkin verran. Keskiarvostumisen määrä riippuu kammion koosta. Se on erityisen suurta suurien annosgradienttien alueilla, jotka ovat ominaisia stereotaktisille annossuunnitelmille. Stereotaktisille annossuunnitelmille mittauksia suoritettaessa ionisaatiokammiot tulee sijoittaa mahdollisimman homogeenisen annosintensiteetin alueelle. Pienemmillä ionisaatiokammioilla päästään tarkempaan mittaustulokseen. Ionisaatiokammion koko tulisi aina valita siten, että mitattavan kentän homogeeninen alue on suurempi kuin kammion poikkipinta-ala. Muuten tilavuuden keskiarvostuminen on hallitseva.

Yksittäisiä ionisaatiokammioita voidaan käyttää pistedosisimetrian välineinä absoluuttisen annosjakauksen varmentamiseen tietyissä pisteissä. Ionisaatiokammioita käytetään, jos halutaan tarkastaa annosjakautuma 2D:ssä.

4.2 Filmit

Sädehoidon säteilyn ilmaisimena ja suhteellisena dosimetrina voidaan käyttää kahta erityyppistä filmiä. Filmityyppit ovat radiografinen ja radiokromifilmi.

Radiografinen filmi koostuu ohuesta muovisesta pohjasta, jonka päällä tai molemmilla puolilla on säteilylle herkkää materiaalia. Materiaali koostuu hopeabromidikiteistä (AgBr), jotka ovat liivate eli gelatiini kuoren sisällä [12, s. 81]. Radiografisessa filmissä kuva muodostuu säteilyn vuorovaikutuksessa AgBr-kiteiden kanssa. Kuva tulee näkyväksi ja pysyväksi vasta filmin kehittämisen jälkeen.

Radiokromifilmi on dosimetriefilmi, jossa kuva muodostuu säteilytyksen aikana ilman filmin kehitystä. Se on lähes kudosekvivalenttia materiaalia koostuen 9 % vedystä, 60,6 % hiilestä ja 11,2 % typestä [12, s. 81]. Filmi on alunperin lähes väritön, mutta filmissä oleva väriaine polymerisoituu säteilyn vaikutuksesta muodostaen pitkäketjuisia molekyyliä ja filmin väri muuttuu ilmiön seurauksena siniseksi.

Radiokromifilmi ei sisällä AgBr-kiteitä, joten sen paikkaresoluutio on hyvä ja filmi soveltuu myös suurien annosgradientteja sisältävien annossuunnitelmien verifiointiin. Koska radiokromifilmit eivät ole säteilylle yhtä herkkiä kuin radiografiset filmit, niitä voidaan käyttää suuremmilla annoksilla [12, s. 84]. Soveltuvuus korkeiden annosgradienttien ja suurten

annosten verifiointiin tekee radiokromifilmeistä ideaalisen valinnan stereotaktisten annossuunnitelmien verifioimiseen.

Dosimetrinen filmien käytössä saavutettavat edut ovat hyvä paikka-resoluutio ja tason annosjakauma yksittäisen säteilytyksen jälkeen. Haasteita filmien käytössä tuovat radiografisten filmien kehityksen tarve säteilytyksen jälkeen ja radiokromisilla filmeillä skannausajan sekä filmien säilytyksen vakioiminen.

5 Annosvertailu

Stereotaktisten annossuunnitelmien laadunvalvontamittaukset on perinteisesti tehty suorittaen ionisaatiokammio-, ionisaatiokammio- tai filmimittauksia ennen hoidon aloittamista. Varsinkin ionisaatiokammio- ja filmimittauksilla suuret annosgradientit ja pienet kenttäkoot aiheuttavat ongelmia. Lisäksi mittauksen suorittaminen vaatii aikaa kiihdyttimeltä ja sitoo henkilökuntaa sekä mittauksen suorittamiseen että tulosten analysointiin.

Perinteisen mittauslähtöisen lähestymistavan rinnalle on noussut mallipohjainen suuntaus, jossa hyödynnetään potilaan annossuunnittelujärjestelmästä saatavaa DICOM-dattaa ja verifiointiohjelmaan mallinnettua annosmallia vertailevan annoslaskennan tuottamiseen. Mallipohjaisessa suuntauksessa on käytettävä aikaa ohjelmaan mallinnetun annosmallin huolelliseen verifioimiseen käyttöönottovaiheessa. Lisäksi on muistettava, että laadunvalvonnan yhteydessä ei enää verifioida annossuunnitelludatan oikeaa siirtymistä kiihdyttimellä eikä voida havaita mahdollisia kiihdyttimen toiminnan virhetilanteita vaan niiden on tultava esiin kiihdyttimen normaalin laadunvalvonnan yhteydessä.

Mittauslähtöinen ja mallipohjainen lähestymistapa eivät ole täysin toisiaan poissulkevia. Siksi on ruvettu puhumaan myös hybridi-laadunvalvonnasta, jossa yhdistetään molempien lähestymistapojen parhaat puolet [5, s. 1-2]. Pyritään rajaamaan sellaisten suunnitelmien joukko, joille mallipohjainen lähestymistapa on oletusarvoisesti riittävä. Lisäksi asetetaan reunaehdot, jotka määräävät missä tapauksissa laadunvalvontamittaus suoritetaan aina, tai vasta, kun reunaehdot eivät täyty.

5.1 Annosvertailu Compass:illa

Compass:iin on mallinnettu erikseen jokainen laskennassa käytettävä kiihdytin, mikä mahdollistaa annoksen laskemisen kolmiulotteisesti. Siten pystytään hyödyntämään potilaan DICOM-tietoja suoraan annossuunnittelujärjestelmästä, eikä laskentaa tarvitse tehdä erillisessä fantomissa. Compass

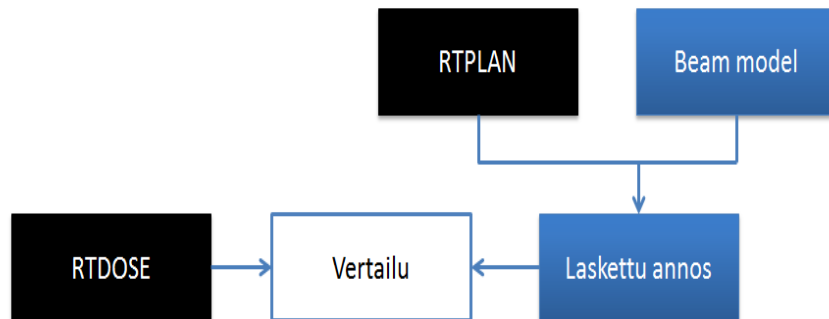
antaa mittaustuloksista riippumattoman vertailevan laskennan annossuunnittelujärjestelmän laskennalle.

Kun mitattua annosta halutaan verrata annossuunnittelujärjestelmästä tuotuun annosjakaumaan, tulee molemmissa laskennoissa käytettyjen resoluutioiden vastata toisiaan. Useimmiten ionisaatiokammioiden fysikaaliset ominaisuudet rajoittavat laskentatarkkuutta.

Compass muuntaa mitatun kammioiden vasteen ja Monte Carlo-pohjaisen vastefunktoiden avulla laskennan käyttämään tarkempaa resoluutiota. Vastefunktiot kuvaavat yksittäisen ionisaatiokammion vastetta määrättyllä fotonienenergialla ja build-up-kokoonpanolla. Täten saavutetaan tarkempi resoluutio kuin se, joka olisi laitteiston avulla muuten mahdollista. MatriXX^{Evolution}:issa ionisaatiokammioiden keskipisteiden välinen etäisyys on 7,62 mm isosentritasossa [13, s. 4].

5.1.1 Compass:in laskema annos

Annossuunnitelma on siirretty Compassiin Eclipsestä DICOM RTPLAN-protokollan mukaisena tiedostona. Suunnitelma jakaantuu kontrollipisteisiin, joissa kollimaattorin ja leukojen avautuma sekä monitoriyksikköjen lukumäärä on määritelty yksiselitteisesti. Beam model:issa on kerrottu säteilylähteen tiedot ja kollimaattorin läpäisy. Näillä tiedoilla voidaan laskea energiavuo pinnan läpi, joka on kohtisuorassa säteilykeilaan nähden. Vuosta lasketaan ilmaisimen vaste ja TERMA potilaassa jokaista segmenttiä kohden. Segmentti on kaari, joka jää kahden peräkkäisen kontrollipisteen väliin. Segmenttiä i vastaava monitoriyksikkömäärä saadaan laskeamalla erotus monitoriyksikköjen kokonaismäärästä kontrollipisteiden i+1 ja i välillä [13, s. 2-3]. Kun vuon avulla laskettavat parametrit on saatu määritettyä Compass voi laskea annosjakauman, joka ei riipu mittaustuloksista. Saatua tulosta voidaan verrata Eclipsen TPS:ään. Kuvassa 4 näkyy kaavioesitys lasketun annoksen muodostamisesta ja sen vertaamisesta Eclipsen TPS:ään. Eclipsen TPS:n parametrit on merkitty kuvassa mustalla ja Compass:in sinisellä.



Kuva 4. Kaaviokuva Eclipsen TPS:n ja Compassilla lasketun annoksen vertaamisesta.

5.1.2 Compass:in rekonstruoima annos

Compass:illa rekonstruoitu annos on epäsuorasti mitattu. Nimitys on seurausta ionisaatiokammioiden vastefunktion muodosta. Kaasutäyhteisestä ionisaatiokammioista saadaan mitattava signaali, kun kaasu ionisoituu säteilyn vaikutuksesta. Säteehoidossa käytettävä fotonisäteily aiheuttaa ionisaatiota pienessä ilmatäyhteisessä detektoritilavuudessa. Fotonisäteilyn havaitseminen perustuu säteilynvuorovaikutuksiin kammioiden sisällä olevan ilman kanssa. Vuorovaikutuksista aiheutuva sähkövirta voidaan mitata ja muuntaa annokseksi.

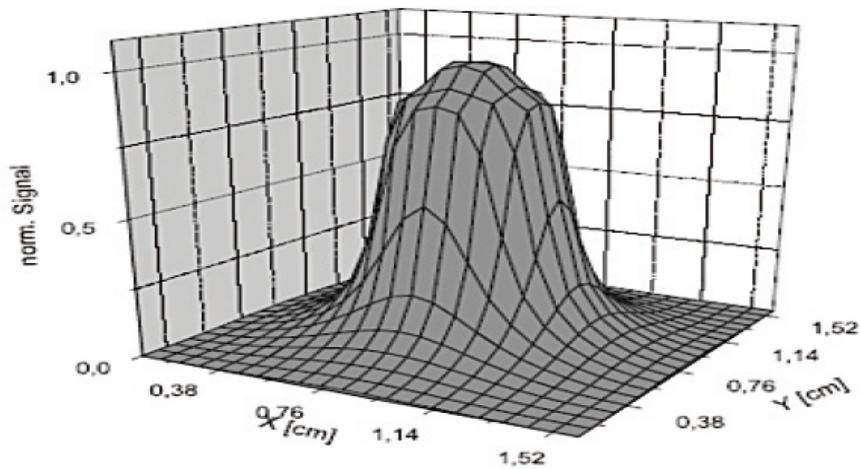
Resoluutiota mietittäessä on otettava huomioon laitteiston fysikaaliset mitat. Ionisaatiokammioiden keskipisteiden välimatka on 7,62 mm ja useimmiten stereotaktisissa suunnitelmissa tavoiteltava resoluutio on 1 mm. Compass käyttää kuvassa 5(a) olevaa Monte Carlo-mallinnukseen pohjautuvaa vastefunktiota muunnoksessa, jotta päästäisiin tarkempaan resoluutioon kuin, mikä mittauslaitteistolla muuten olisi fysikaalisesti mahdollista. Vastefunktio kuvaa jokaisen yksittäisen ionisaatiokammion vastetta käytössä olevalla fotonienenergialla ja build-up-olosuhteilla. Matalalla 7,62 mm resoluutiolla toteutettu mittaus sisältää tiedon kammion kokonaisvasteesta. Monte Carlo-mallinnuksen pohjalta tiedetään, miltä vastefunktion tulisi näyttää. Mitattu jakauma muunnetaan odotetuksi vasteeksi, joka kuvaa paremmin vasteen muuttumista ionisaatiokammioiden sisällä ja jonka resoluutio on korkeampi. Compass muodostaa odotetun vasteen MatriXX^{Evolution}-ionisaatiokammioatriisiin mittaustasossa käyttäen

apuna Beam Model-parametreja, RTPLAN:ista saatavia segmenttivoita ja detektorin Monte Carlo-pohjaista vastemallia.

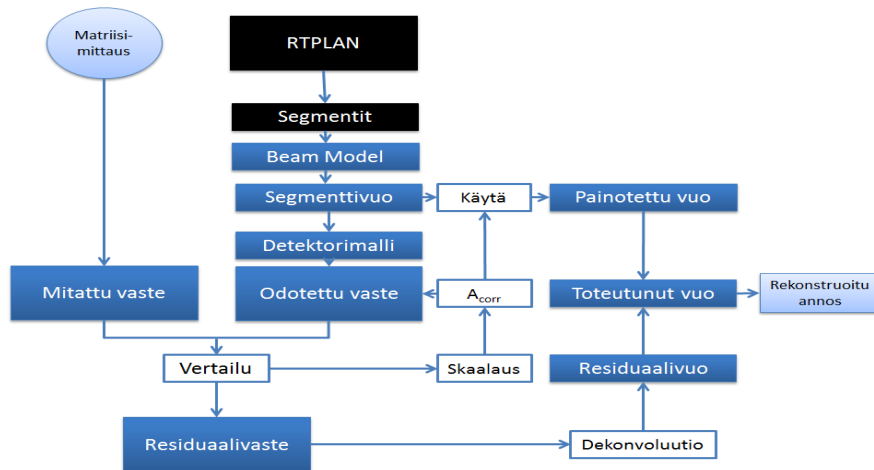
Resoluution muuntamisen lisäksi Compass tekee mittauksen aikaisia korjauksia odotettuun vasteeseen. MLC:iden liikkeistä tai hoidon ajoituksesta aiheutuvat erot vasteessa voidaan korjata. Skaalauskerroin A_{corr} korjaa odotetussa vuossa MU-yksiköiden lukumäärästä aiheutuvat erot. Korjauskerroin ei korjaa ionisaatiokammioiden vasteen leviämisestä aiheutuvia eroja. Kapea fotonikeila, joka osuu ionisaatiokammion keskelle aiheuttaa voimakkaan signaalin kyseiseen ionisaatiokammioon, mutta myös vaikeamman signaalin viereisiin kammioihin. Ongelma ratkaistaan käyttäen korjauskerneleitä. Kernelien amplitudin suuruus on verrannollinen odotetun ja mitatun vasteen erotukseen. Korjauskerneleissä on negatiivinen osuus, joka kumoaa vasteet viereisistä ionisaatiokammioista. Korjauskernelien soveltamisen jälkeen saadaan tulokseksi signaali, joka on peräisin yksittäisestä ionisaatiokammioista.

Compass:in rekonstruoidun annoksen muodostaminen on esitetty kuvassa 5(b). Eclipsen TPS:n segmenttien ja Compass:in Beam Model:in pohjalta muodostetaan segmenttivuo, jonka resoluutio vastaa Eclipsen laskennassa käytettyä resoluutiota. Pienin mahdollinen laskentaresoluutio on 1 mm. Segmenttivuosta muodostetaan odotettu vaste konvolvoimalla detektorimallin kanssa. Muodostuneen vasteen resoluutio on 10 mm. Odotettua vastetta verrataan mitattuun vasteeseen ja saatu erotus jaetaan kahteen osaan. Ensimmäinen osa on skaalauskerroin A_{corr} , jota voidaan käyttää segmenttivuohon ja muodostaa painotettu vuo. Painotetun vuon resoluutio on esimerkiksi 1 mm. Jäljelle jäävä komponentti residuaalivaste muunnetaan residuaalivuoksi dekonvoluutio kernelillä, jonka resoluutio on 10 mm. Komponentti lisätään painotettuun vuohon. Tuloksena saadaan toteutunut vuo, jonka avulla lasketaan rekonstruoitu annos [13, s. 4-6].

Compass pystyy mallintamaan rekonstruoidussa annoksessa MU-määrien ja symmetrian sekä tasaisuuden ongelmat. Muutokset vuossa pienillä etäisyyksillä ovat Compass:in mallille haasteellisia.



(a) Ilmaisimen vastefunktio 6 MV:n foteoneille. Kuva IBA:n artikkelista [13].



(b) Kaaviokuva Compass:in rekonstruoidun annoksen muodostamisesta.

Kuva 5. Compass:in rekonstruoidun annoksen muodostuminen.

5.2 Gammavertailu

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

Gammametodin teoreettisen perustan esitti D.A. Low [11, s. 657-658].

$$\Gamma_r(r_c, D_c) \equiv \sqrt{\frac{\Delta r^2}{\Delta d_M^2} + \frac{\Delta D^2}{\Delta D_M^2}} \leq 1, \quad (5.1)$$

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 annosjakamaa vastaisi toisiaan, on ainakin yhden pisteen sijaittava ellipsin sisällä, joka esiintyy kaavassa (5.1).

6 Annosuunnitelmat

Tutkittavaksi valittiin 20 stereotaktista tai stereotaktista annosjakamaa mukailevaa annosuunnitelmaa vartalon eri alueilta. Aineistoon valittiin SBRT prostata, SRT aivo, SBRT keuhko ja SBRT potilaita, joiden hoito sijoittui vartalon alueelle. Jokaiseen ryhmään kuului viisi annosuunnitelmaa. Tarkoituksena oli tutkia eri alueille esiin tulevia ongelmia aineiden rajapinnoissa ja selvittää mahdollisia eroja, jotka aiheutuvat valitusta laskenta-algoritmista. Lisäksi tarkoitusta oli tarkastella tulevatko havaitut erot esiin Compassin laskennassa, mittauksissa vai molemmissa näistä tapauksista.

Kaikki vertailuun mukaan valitut annosuunnitelmat oli toteutettu VMAT-tekniikalla. Suunnitelmat optimoitiin kerran ja lasketettiin erikseen AAA-, AXB_{D_m} - ja AXB_{D_w} -laskenta-algoritmeilla. Monitoriyksikköjen lukumäärä pidettiin vakiona, joten suunnitelmat olivat vertailukelpoisia. Acuros XB:n laskentaa varten Eclipsen luotiin oma TT:n kalibrointikäyrä.

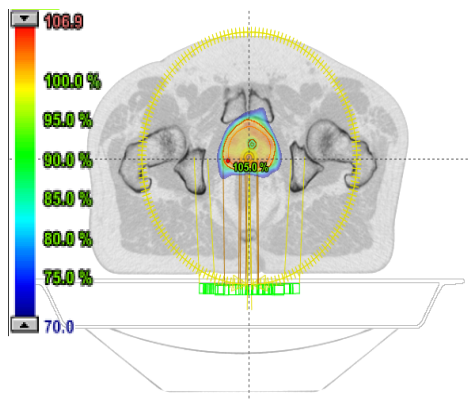
6.1 Annosuunnitelmien valintaperusteet

SBRT prostatapotilaat hoidettiin 7,25 Gy kertafraktiolla kerran viikossa viiden viikon ajan, jolloin kokonaisannos oli 36,3 Gy. Esimerkki prostatasuunnitelmasta on kuvassa 6(a). Virtsaputkea oli pyritty säästämään tekemällä siitä erillinen optimointirakenne, jonka rajalle pyrittiin saamaan jyrkkä gradientti. Suunnitelmien laskennassa käytettiin 1 mm laskentamatriisia. SBRT prostatasuunnitelmien tapauksessa erityisesti oltiin kiinnostuneita aiheuttaako jyrkkä annosgradientti kohdealueen sisällä ongelmia annoslaskennassa tai mittauksissa.

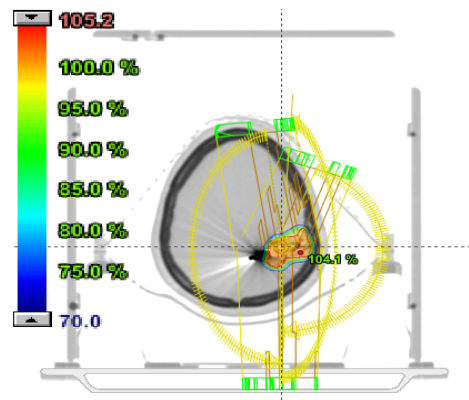
SRT aivopotilaiden valittiin AVM (arteriovenoosi malformaatio) potilaita. Kuvassa 6(b) on esimerkki AVM potilaan annossuunnitelmasta. Kertafraktion koko vaihteli eri potilailla välillä 5-18 Gy ja kokonaisannos välillä 16-55 Gy. Kolme potilasta viidestä hoidettiin kertafraktiolla. Teoriassa näiden kolmen potilaan kohdalla voitaisiin puhua SRS:stä (Stereotactic Radiation Surgery eli stereotaktinen sädekirurgia), mutta yksinkertaisuuden vuoksi kaikista AVM-suunnitelmista käytetään termiä SRT. Laskentamatriisi oli kaikissa suunnitelmissa 1 mm. Hoitokohteen pieni tilavuus ja siten pieni kenttäkoko tuovat haastetta annoslaskentaan ja mittauksiin. Lisäksi embolisaatioon käytetty kudoksi aiheuttaa artefaktia TT-pakkaan, joka oli myös mielenkiinnonkohteena tässä tapauksessa.

SBRT keuhkopotilaiden kertafraktion vaihteluväli oli 7,5-11 Gy ja kokonaisannoksen 45-55 Gy. Esimerkki keuhkosuunnitelmasta on kuvassa 6(c). Suunnitelmien laskennassa käytettiin 2 mm laskentamatriisia. SBRT keuhkosuunnitelmissa kohdealue oli hyvin pieni ja se sijaitsi heterogeenisellä alueella, mikä on ongelmallista laskennan kannalta.

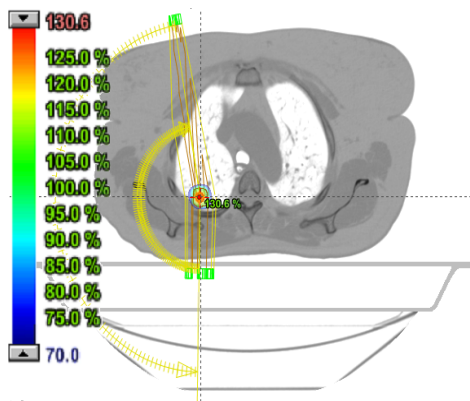
Vartalon alueen SBRT potilaat valikoitiin siten, että mukaan tuli mahdollisimman erilaisia suunnitelmia. Esimerkki vartalon alueen annossuunnitelmasta on kuvassa 6(d). Joukossa oli sekä stereotaktisia että stereotaktista annosjakautumaa mukailevia annosjakautumia. Jälkimmäisissä suunnitelmissa käytettiin suurta kertafraktiota ja pyrittiin jyrkkään annosgradienttiin kohdealueen reunalla, mutta normitus tehtiin kohdealueen mean annokseen. Stereotaktisissa annossuunnitelmissa normitus tehtiin siten, että 95 %-98 % kohdealueen tilavuudesta sai lääkärin määräämän annoksen. Mukana oli yksi ramus ja kaksi selkärangan sekä para-aortaali-alueen suunnitelmaa. Kerta-fraktio vaihteli välillä 1,8-7 Gy ja kokonaisannos välillä 13,2-70,8 Gy. Laskentamatriisi oli selkärangan alueen suunnitelmissa 1 mm ja muuten 2 mm. Varsinkin selkärangan suunnitelmissa oltiin heterogeenisellä alueella, kun kohdealue sijaitsi osittain nikaman päällä.



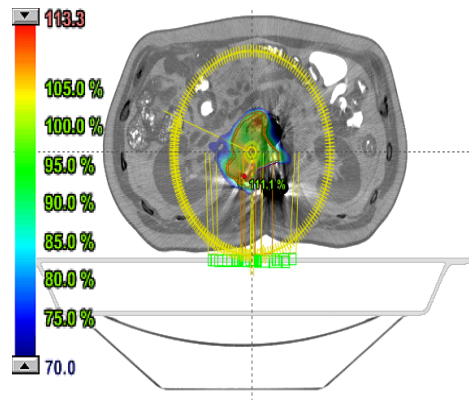
(a) SBRT prostatasuunnitelma.



(b) SRT aivosuunnitelma.



(c) SBRT keuhkosuunnitelma.



(d) SBRT vartalon alueen suunnitelma.

Kuva 6. Esimerkit potilaille toteutetuista annossuunnitelmista.

6.2 Annossuunnitelmien hyvyysskriteerit

Suunnitelmien hyvyyden arvioimisessa käytettiin dosimetrisiä indeksejä. Kohdekattavuus (TC, Target Coverage) laskettiin 100 % annoksen isodoosin ja kohdealueen tilavuuden suhteena. Tasaisuusindeksi (CI, Conformity Index) saatiin jakamalla 100 % annoksen isodoosin tilavuus kohdealueen tilavuudella, joka sai 100 % lääkärin määräämästä annoksesta. Tasaisuusluku (CN, Conformity Number) oli kohdekattavuuden ja tasaisuusindeksin suhde. Gradientti-indeksi ($GI_{50\%}$, Gradient Index) laskettiin 50 % ja 100 % annoksen isodoosien tilavuuksien suhteista [14, s. 13] [3, s. 198]. Lisäksi laskettiin gradientti-indeksi ($GI_{70\%}$) 70 % annoksen isodoosille vastaavalla menetelmällä, koska kyseinen isodoosi on mielenkiinnonkohteen stereotaktisia suunnitelmia kliinisesti suunniteltaessa.

7 Mittausasetelma fantomilla

MatriXX^{Evolution}-ionisaatiokammionmatriisimittauksissa käytetään kiihdyttimen gantryyn kiinnitettävää telineettä. Telineen tarkoitus on pitää matriisi kohtisuorassa säteilykeilan keskilinjaan nähden koko säteilytyksen ajan. Tällä tavoin saadaan poistettua mittaustuloksista kulmariippuvuus.

7.1 MatriXX^{Evolution}

MatriXX^{Evolution}-ionisaatiokammionmatriisi koostuu 1020 ionisaatiokammionista, jotka kattavat $24,4 \times 24,4 \text{ cm}^2$ kokoisen alueen. Kammiot ovat sylinteri-ionisaatiokammioita, joiden tilavuus on $0,08 \text{ cm}^3$. Kammioiden sisähalkaisija on 4,5 mm ja kammioiden keskipisteiden välinen etäisyys on 7,62 mm. Kammioiden sisällä on ilma-aukko, jonka kautta kammiot stabiloituvat vallitsevaan ilmanpaineeseen ja lämpötilaan. Matriisin ulkomitat ovat 56 cm x 6 cm x 32 cm ja se painaa 10,5 kg. MatriXX^{Evolution}-ionisaatiokammionmatriisi on kuvassa 7.

Kiihdyttimen gantryyn kiinnitettävä teline on valmistettu alumiinista ja teräksestä. Teline painaa 4,5 kg (SSD = 100 cm). Build-up-materiaalina voidaan käyttää RW3 kuivavesi levyjä, jotka ovat vesiekvivalenttia polystyreeniä [15, s. 38-40].

MatriXX^{Evolution}-ionisaatiokammionmatriisiin voidaan liittää RS232-sarjakaapelilla kulma-anturi, joka kertoo reaali-aikaisesti kiihdyttimen gantryyn kulmalukeman mittauksen aikana. Lukemat tallentuvat Compass-ohjelmaan myöhempää tarkastelua varten. Kulma-anturi on kuvassa 7. Kaarisuunnitelmia sädetettäessä kulma-anturia on käytettävä, koska ainoastaan siten kulmainformaatio saadaan talteen ja mittaustulokset on mahdollista linkittää Compass:issa olevaan annossuunnitelmaan.



Kuva 7. Kulma-anturi ja MatriXX^{Evolution}-ionisaatiokammionmatriisi.

7.2 Mittausten toteutus

Mittauksissa käytettiin Compass 3.0a-ohjelmaa, MatriXX^{Evolution}-ionisaatiokammionmatriisia ja kiihdyttimen gantryyn kiinnitettävää painovoimaan perustuvaa kulma-anturia. Matriisiin päälle asetettiin 5 cm kuivavesilevyjä build-up-materiaaliksi. Ionisaatiokammionmatriisi ja kuivavesilevyt kiinnitettiin gantryn mukana liikkuvaan telineeseen (SSD = 100 cm). Telineessä olevien mikrometriruuvien avulla ionisaatiokammionmatriisin pituus- ja sivuttaissuunta keskitettiin kiihdyttimen keskiristin suhteen ennen kuivavesilevyjen asettamista. Mittausasetelma näkyy kuvassa 8.

Ennen mittauksen aloittamista suoritettiin taustan mittaus, ionisaatiokammionmatriisiin esisäteilytys ja geometrinen kalibrointi. Esisäteilytyksessä kentän tuli kattaa kaikki mittaavat kanavat ja siinä käytettiin 27 cm x 27 cm kokoista avokenttää, johon säteilytettiin 1000 MU:ta, mikä vastaa 10 Gy:n annosta vedessä annosmaksimissa. Geometrisessa kalibroinnissa säteilytettiin 100 MU:ta 10 cm x 10 cm kenttään. Mittauksesta tarkastettiin matriisin keskitys ja tehtiin tarvittaessa korjauksia matriisin asetteluun. Absoluuttikalibroinnissa voitiin käyttää geometrisessa kalibroinnissa säteilytettyä 10 cm x 10 cm-kenttää. Kalibroinnissa määritettiin ionisaatiokammionmatriisin annosvaste ja saatiin kalibroitikerroin (Gy/counts). Kalibroitikerroin korjaa kiihdyttimen annoksen ryömimisen verrattuna kiihdyttimen kalibroituun annokseen. Kulma-anturi kalibroitiin gantryn kulmalukemilla 0° ja 90°.



Kuva 8. Mittausasetelma MatriXX^{Evolution}-ionisaatiokammionmatriisi mittaukseen.

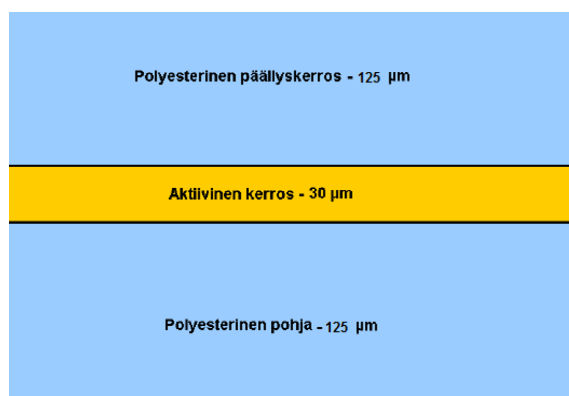
8 Mittausasetelma filmillä

Filmi mittauksissa filmien vasen kulma merkittiin, jotta filmien orientaatio pysyi muuttumattomana mittauksen ja skannauksen aikana. Kalibraatio-suoran määrittämiseen käytetyt filmipalat lisäksi numeroitiin.

8.1 GAFCHROMIC EBT3

GAFCHROMIC EBT3 on radiokromifilmi, joka on suunniteltu erityisesti sädehoidon tarpeisiin. EBT3 sisältää keltaista väriainetta, joten se kestää tavallista radiokromifilmiä paremmin valoa. Filmin vaste ei riipu käytetystä energiasta, jonka vuoksi ei ole tarpeen ottaa huomioon sironneen säteilyn vaikutuksia [16, s. 2].

EBT3-filmin rakenne on kuvassa 9. Filmissä alimmaisena on läpinäkyvästä polyesteristä valmistettu 125 μm pohjakerros. Sen päällä on 30 μm aktiivinen kerros, joka sisältää keltaisen väriaineen. Polyesterinen 125 μm päällyskerros suojaa aktiivista kerrosta mekaaniselta kulumiselta ja kosteudelta. Filmi on mahdollista upottaa veteen lyhyeksi aikaa.



Kuva 9. Gafchromic EBT3-filmin rakenne.

8.2 Mittausten toteutus

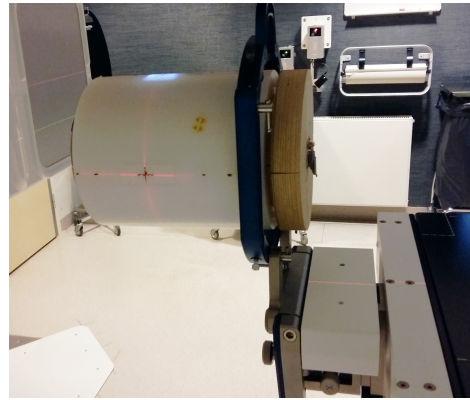
Filmimittauksissa käytettiin kahta fantomia. Käytetty fantomi pyrittiin valitsemaan siten, että mittausgeometria ei vaikuttaisi kielteisesti mittaus tuloksiin. Avokenttien mittaukset haluttiin suorittaa siten, että filmi voitiin asettaa kohtisuoraan säteilykeilaa vasten. Moduloituja kenttien mittauksissa haluttiin välttää pöydän ja terävien kulmien läpi säteilyttäminen. Molemmissa tapauksissa mitatut kenttäkoot olivat 1 cm x 1 cm-5 cm x 5 cm

Avokentät mitattiin kuivavesilevyistä koostuvassa fantomissa, joka oli hoitopöydällä. Kuivan veden materiaali on polystyreeniä, johon on lisätty 2,1 % titaanioksidia [17, s. 53]. Kuivan veden säteilyominaisuudet vastaavat tavallista vettä. Kuivavesifantomi on kuvassa 10(a). Fantomin kokonaispaksuus oli 10 cm. Kuutiossa oli 1, 2, 5 ja 10 mm paksuisia levyjä. Filmi asetettiin kentän keskelle 6 MV:n fotonien annosmaksimiin, joka on 1,4 cm. Etäisyys kuution pintaan oli 100 cm.

Moduloitujen kenttien mittauksessa käytettiin sylinterin muotoista fantomia, joka kiinnitettiin hoitopöydän päähän. Fantomi koostui avoimesta polymetyylimetakrylaatti PMMA (Polymethyl Methacrylate)-sylinteristä ja korkista tehdystä kiinteästä sylinteristä, jonka sisälle filmi asetettiin. Korkkifantomien sisällä oli polyakryylistä tehty keuhkotuumoria mallintava insertti, jonka halkaisija oli 1,5 cm [18, s. 2]. Fantomi on kuvassa 10(b). Fantomi aseteltiin ortogonaalisilla kV-kV-kuvilla käyttämällä apuna annosuunnitelman DRR (Digitally Reconstructed Radiograph)-kuvia ja kohdistusääriiviivaa.



(a) Avokenttien kuivavesifantomi.



(b) Moduloitujen kenttien sylinterifantomi.

Kuva 10. Mittausasetelma filmimittauksissa.

8.3 Filmien skannaus

Säteilytetyt filmit säilytettiin jääkaapissa suljetussa kirjekuoressa. Filmit skannattiin, kun säteilytyksestä oli kulunut 48 tuntia. Huoneen valot sammutettiin skannauksen ajaksi.

Filmit skannattiin Epson Perfection V700 Photo A4-tasoskannerilla ja Epson Scan-ohjelmalla. Skannauksessa käytettiin vanhasta filmistä leikatua maskia, jotta filmit saatiin toistettavasti asetettua skannausalueen tasaisena pidetylle keskialueelle. Lisäksi maskin avulla voitiin minimoida skannerin lampun aiheuttamaa sivuttaissirontaa filmin aktiivisessa kerroksessa [19, s. 159]. Kuvassa 11(a) on filmi skannaustasolla maskikehykseen asetettuna.

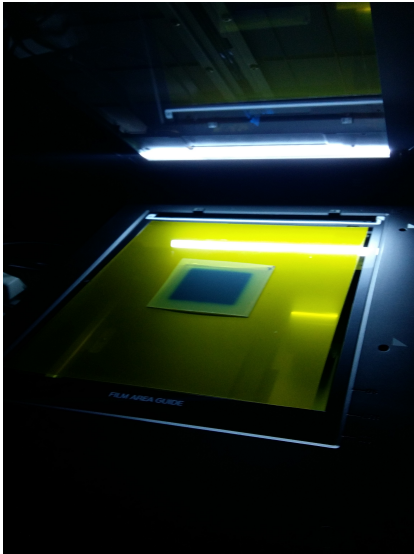
Filmit skannattiin 48 bitin värikuvina. Resoluutio oli 150 dpi, joka vastaa 0,17 mm x 0,17 mm pikselikokoa. Filttereitä ei käytetty. Kuvat tallennettiin TIFF (Tagged Image File Format)-formaattissa. Skannatut filmit importoitiin OmniPro ImRT 1.6-ohjelmaan jatkokäsittelyä varten.

8.4 Kalibrointisuoran määrittäminen

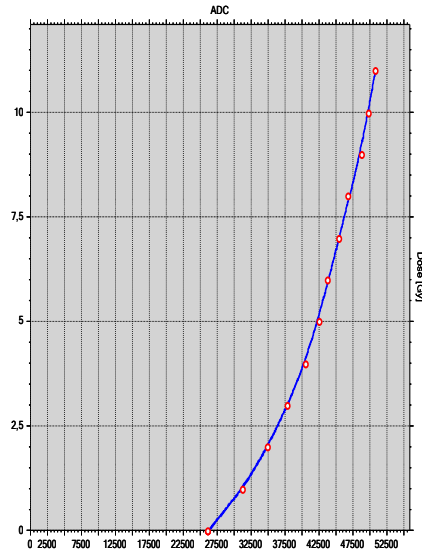
Kalibrointisuoran määrittämisessä käytettiin vihreää kanavaa. Vihreä kanava valittiin, koska filmeihin sädetettiin kentät, joiden annos avokenttien tapauksessa oli 7,5 Gy ja moduloituille kentille annos oli normitettu kohdealueen mean:iin. Vihreä kanava soveltuu parhaiten annosten mittaamiseen, jotka ovat välillä 8-40 Gy [16, s. 2].

Kalibraatiokäyrän määrittämistä varten yksi arkki EBT3-filmiä leikattiin kahteentoista yhtä suureen osaan. Filmipalat säteilytettiin 10x10-ken-
tällä kuivavesilevyjen välissä annosmaksimissa. Filmien annos oli välillä 0-12 Gy ja annos kasvoi 1 Gy:n askelin.

Kuvassa 11(b) on filmin kalibraatiokäyrä. Kalibraatiokäyrässä tunnetut annokset (yksikkö, Gy) on esitetty kalibraatiofilmien keskeltä mitattujen ADC-signaalien (Analog-to-Digital Converter) funktiona.



(a) Filmi asetettuna maskikehykseen skannerin tasolle.



(b) Gafchromic EBT3-filmin kalibraatiokäyrä.

Kuva 11. Filmi skannerin tasolla ja kalibraatiokäyrä.

9 Tilastolliset menetelmät

Otanta koostui 20 stereotaktisesta annossuunnitelmasta, jotka oli jaettu neljään viiden suunnitelman alaryhmään kohdealueiden mukaan. Alaryhmiä vertailtiin algoritmikohtaisesti suhteellisten annosarvojen ja gamma-analyysin hyväksymisprosenttien perusteella. Absoluuttiset annosarvot muutettiin suhteellisiksi, jotta eri fraktioinneilla toteutettuja suunnitelmia voitiin verrata keskenään.

9.1 Tilastollinen merkitsevyys

Otannan p-arvo on todennäköisyys, jolla vähintään yhtä merkitsevä ero tuloksessa saadaan aikaan käyttämällä nollahypoteesia. Yleisesti on hyväksytty, että rajana pidetään arvoa 0,05. Silloin erehdytään viidessä tapauksessa sadasta. Jos todennäköisyys alittaa sovitun rajan, on tulos tilastollisesti merkitsevä [20, s. 152].

9.2 T-testi

T-testi on tilastollinen testi, joka noudattaa Studentin t-jakaumaa, kun nollahypoteesi on voimassa. Sillä testataan normaalijakautuneiden satunnaismuuttujien keskiarvoja. Laskettua t-arvoa verrataan t-jakaumasta poimittuun raja-arvoon, joka on riippuvainen p-arvosta. Studentin t-jakauman t-arvo on muotoa [21, s. 878]

$$t = \frac{\bar{x}_1 - \bar{x}_2}{S_D}, \quad (9.1)$$

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, saadaan erotuksen keskihajonta yhtälöstä

$$S_D = \sqrt{\frac{S_1^2}{N_1} + \frac{S_2^2}{N_2}}, \quad (9.2)$$

missä N_1 ja N_2 ovat muuttujien lukumäärät eri menetelmillä sekä S_1 ja S_2 niiden varianssit.

Kun varianssit ovat yhtäsuuret, erotuksen keskihajonnan yhtälö saa muodon

$$S_D = S_P \sqrt{\frac{1}{N_1} + \frac{1}{N_2}}, \quad (9.3)$$

missä S_P saadaan varianssin yhtälöstä

$$S_P^2 = \frac{(N_1 - 1)S_1^2 + (N_2 - 1)S_2^2}{N_1 + N_2 - 2}. \quad (9.4)$$

10 Tulokset ja pohdinta

Kohdealueiden tilavuudet ovat taulukossa 1. Analyysissä verrattiin Eclipsessä laskettua annosta Compass:in laskemaan annokseen ja MatriXX^{Evolution}-ionisaatiokammiomatriisimittauksista rekonstruoituun annokseen. Tuloksissa esitetään viiden potilaan annossuunnitelmista koostuvien ryhmien keskiarvot ja keskihajonnat.

Taulukko 1. Annossuunnitelmien kohdealueiden (PTV) tilavuudet ja ryhmäjako.

Potilas	Prostata [cm ³]	Keuhko [cm ³]	Aivo [cm ³]	Vartalo [cm ³]
1	112,2	3,9	1,1	83,4
2	120,4	6,9	1,4	25,5
3	90,3	16,5	5,3	53,8
4	79,4	16,7	11,6	141,4
5	133,8	45,1	1,7	150,9
KA	107,2	17,8	4,2	91,0
SD	19,8	14,6	4,0	48,7

10.1 Avokentät annoksen refenssinä

Compass:in annoslaskentaa tarvitaan mittauksista rekonstruoidun annoksen muodostamiseen. Compass:in pienten kenttien annoslaskennan oikeellisuutta oli verifioitava suorilla filmimittauksilla. Filmille säteilytettiin annosmaksimissa 7,5 Gy:tä kuivavesilevyjen välissä. Tutkittavana olivat avokentät kenttäkoilla 1 cm x 1 cm, 2 cm x 2 cm, 3 cm x 3 cm, 4 cm x 4 cm ja 5 cm x 5 cm. Annos 7,5 Gy:tä valittiin, koska sen voitiin ajatella vastaavan keskimäärin tutkittavissa suunnitelmissa käytössä olevaa annosta.

Jokaisesta filmistä ja Compassin laskemasta sekä mittaustuloksista rekonstruoidusta annoksesta mitattiin keskiakselin annokset, jotka ovat taulukossa 2. Lisäksi taulukossa ovat annosten erotukset prosentteina, kun filmin keskiakselin annosta käytettiin referenssinä. Suurin ero keskiakselin annoksessa oli 5 cm x 5 cm-kentässä, jolloin filmin keskiakselin annos oli 2,7 % Compass:in laskemaa annosta suurempi. Pienin ero saatiin 3 cm x 3 cm-kentässä, jolloin filmin keskiakselin annos oli 0,8 % mittaustuloksista rekonstruoitua annosta suurempi. Compass:in laskemat annokset olivat pienempiä kuin filmin keskiakselin annokset kaikissa tapauksissa. Kolmessa tapauksessa viidestä mittaustuloksista rekonstruoidut annokset

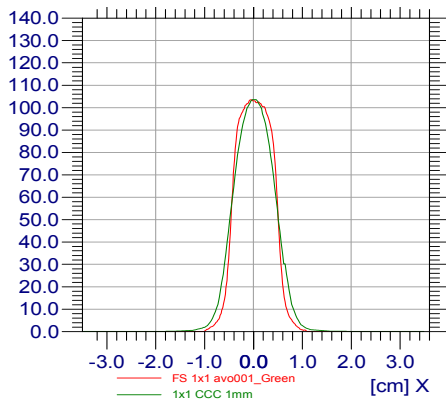
olivat filmin keskiakselin annosta suurempia.

Taulukko 2. Avokenttien keskiakselin annokset ja annoserot.

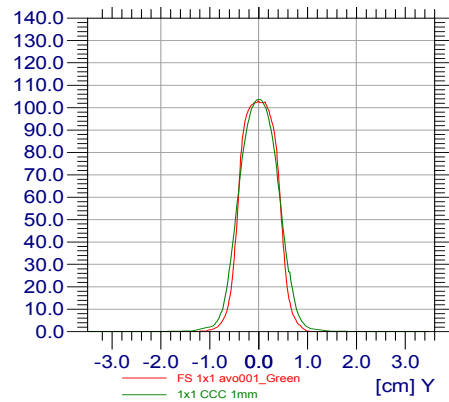
Kenttä [cm ²]	Filmi [Gy]	CCC [Gy]	CRD [Gy]
1x1	7,723	7,545	7,803
2x2	7,621	7,522	7,738
3x3	7,652	7,490	7,594
4x4	7,517	7,436	7,590
5x5	7,591	7,393	7,512
Annosero	Filmi vs CCC [%]	Filmi vs CRD [%]	
Ero _{1x1}	2,4	-1,0	
Ero _{2x2}	1,3	-1,5	
Ero _{3x3}	2,2	0,8	
Ero _{4x4}	1,1	-1,0	
Ero _{5x5}	2,7	1,1	

Lisäksi tarkasteltiin kenttien profiilien muotoa. Compass:in laskemien ja mittaustuloksista rekonstruoitujen annosten profiilit normitettiin filmistä mitatun keskiakselin annoksen mukaan. Profiilit ovat kuvissa 12(a)-13(f). Compass:in laskeman ja mittaustuloksista rekonstruoidun annoksen profiilien penumbrat olivat yläosastaan hieman kapeampia ja alaosastaan leveämpiä kuin filmin profiilit kaikissa kenttäkoissa. Kentän keskeltä mitatussa profiilissa ero oli alle 2 mm. Suurin poikkeama profiilien muodossa oli kenttäkoissa 1 cm x 1 cm ja 2 cm x 2 cm. Kapeissa fotonikentissä absorboitunut annos muuttuu nopeasti riippuen kentän koosta ja mittaussyvyydestä. Varattujen hiukkasten tasapaino ei ole enää voimassa, jos kentän dimensiot ovat pienemmät kuin sekundaarielektronien kantama. Ilmiö tekee annoksen laskemisen haasteelliseksi pienillä kenttäkoilla.

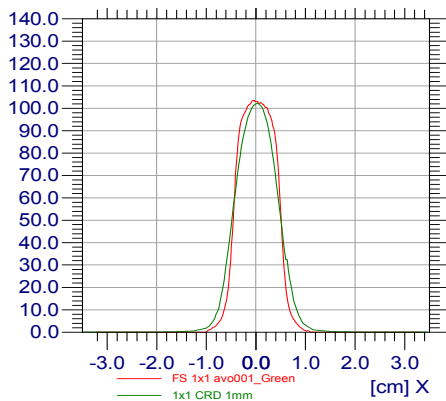
Kun avokenttien vertailusta tehtiin 2D gamma-analyysi, joka oli rajattu kattamaan kentän alue, hyväksytyjen pisteiden prosenttiosuudet kaikilla kenttäkoilla olivat 100,0-99,6 %. Gammakriteereinä käytettiin 3 % ja 3 mm. Suurin hyväksymisprosentti saatiin 3 cm x 3 cm kentän Compass:in laskemasta annoksesta ja pienin molemmista 1 cm x 1 cm kenttien vertailusta. Koska keskiakselin annokset ja profiilien muodot vastasivat riittäväällä tarkkuudella toisiaan, Compass:in laskemaa annosta ja mittaustuloksista rekonstruoitua annosta voitiin käyttää näennäisenä referenssinä vertailuissa.



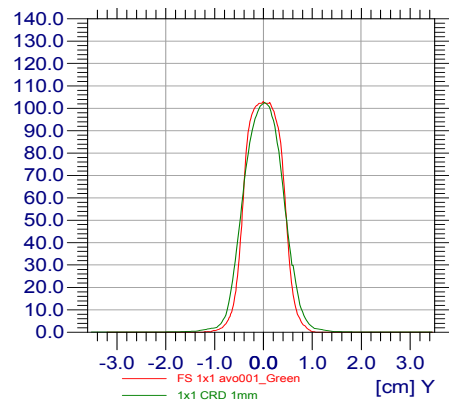
(a) CCC: 1 cm x 1 cm x-profiili.



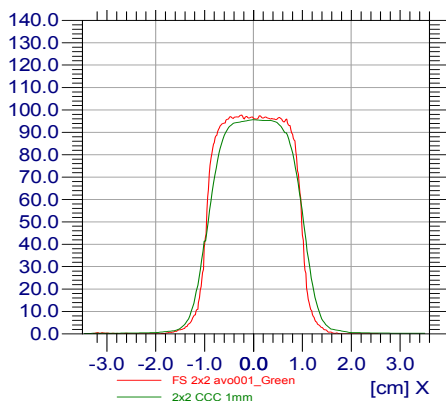
(b) CCC: 1 cm x 1 cm y-profiili.



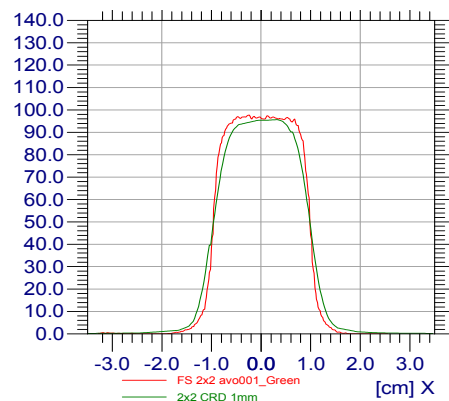
(c) CRD: 1 cm x 1 cm x-profiili.



(d) CRD: 1 cm x 1 cm y-profiili.

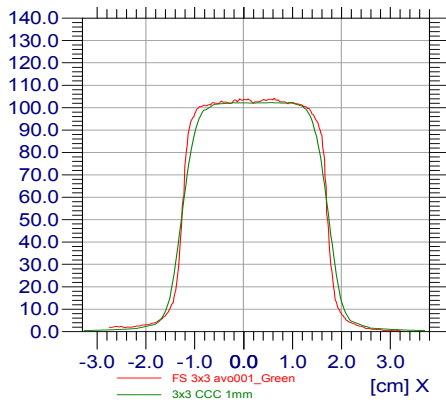


(e) CCC: 2 cm x 2 cm x-profiili.

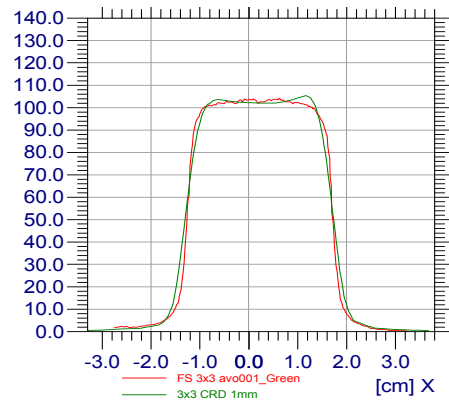


(f) CRD: 2 cm x 2 cm x-profiili.

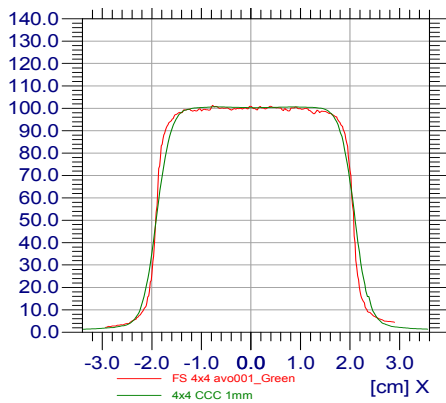
Kuva 12. Avokenttien profiilit filmimittauksista ja Compass:ista. Kenttäkoot 1 cm x 1 cm ja 2 cm x 2 cm.



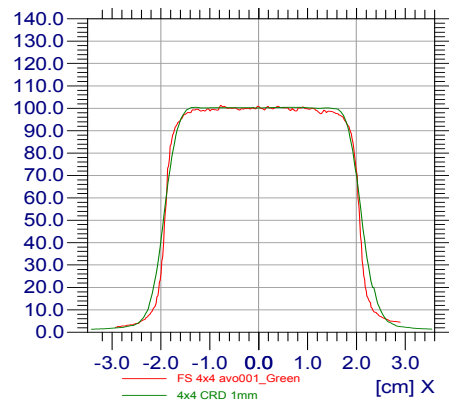
(a) CCC: 3 cm x 3 cm x-profiili.



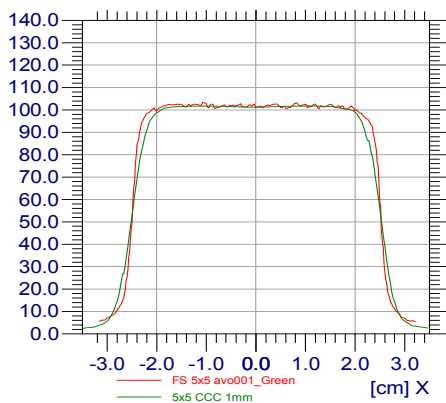
(b) CRD: 3 cm x 3 cm x-profiili.



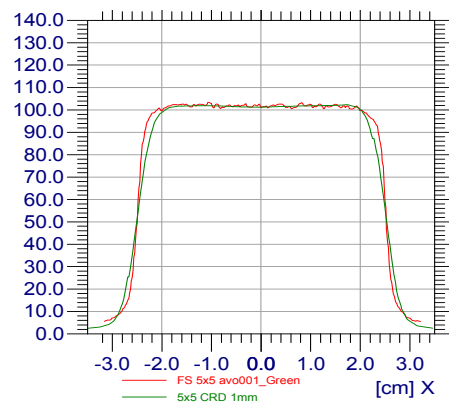
(c) CCC: 4 cm x 4 cm x-profiili.



(d) CRD: 4 cm x 4 cm x-profiili.



(e) CCC: 5 cm x 5 cm x-profiili.



(f) CRD: 5 cm x 5 cm x-profiili.

Kuva 13. Avokenttien profiilit filmimittauksista ja Compass:ista. Kenttäkoot 3 cm x 3 cm-5 cm x 5 cm.

10.2 Moduloitujen kenttien annosverifiointi

Mittauksissa käytetyn ionisaatiokammionatriisin paikkaerotuskyky ei ole riittävä kaikkien stereotaktisten annosjakaumien verifiointiin. Toinen huomioitava asia on tilavuuden keskiarvostuminen. Tilavuuden keskiarvostumista tapahtuu kaikille ionisaatiokammioille, mutta jos kammion poikkipinta-ala on suurempi kuin homogeeninen annosalue keskiarvostuminen tulee vallitsevaksi.

Näiden kahden ilmiön tutkimista varten tehtiin VMAT-annossuunnitelmia kuvassa 10(b) olevaan sylinterifantomiin. Annossuunnitelmat sädetettiin Gafchromic EBT3-filmille, jotta filmimittausten tuloksia voitiin verrata mittaustuloksista rekonstruoituun annokseen. Fantomin materiaali vastaa tiheydeltään keuhkoa. Annossuunnitelmissa oli ympyrän mallinen kohdealue, jonka halkaisija oli 1-5 cm. Kentän koko valittiin kohdealueen halkaisijan mukaan. Jotta kenttiin saatiin modulaatiota, kohdealueen sisäpuolella oli kriittinen elin, jota pyrittiin suojaamaan. Kriittisen elimen halkaisija oli 1 cm x 1 cm kenttäkoolla 0,3 cm ja muilla kenttäkoilla 1 cm.

Taulukko 3. Moduloitujen kenttien keskiakselin annokset ja annoserot.

Kenttä [cm ²]	CCC [Gy]	CRD [Gy]	Filmi [Gy]
1x1	8,987	9,166	7,191
2x2	6,294	5,916	5,018
3x3	5,990	5,820	5,105
4x4	6,839	6,958	6,760
5x5	5,764	5,672	6,244
Annosero	Filmi vs CCC [%]		Filmi vs CRD [%]
Ero _{1x1}	-20,0		-21,5
Ero _{2x2}	-20,3		-15,2
Ero _{3x3}	-14,8		-12,3
Ero _{4x4}	-1,2		-2,8
Ero _{5x5}	8,3		10,1

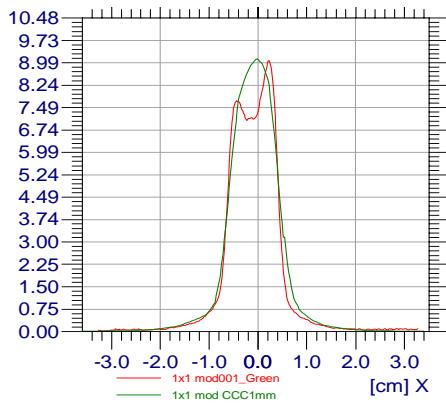
Filmeistä ja Compassin laskemista sekä mittaustuloksista rekonstruoituista annoksista mitatut keskiakselin annokset ovat taulukossa 3. Suurimmat poikkeamat keskiakselin annoksissa olivat 1 cm x 1 cm kenttäkoilla. Maksimipoikkeama saatiin mittaustuloksista rekonstruoitusta annoksesta, jolloin ero oli -21,5 %. Minimipoikkeama saatiin 4 cm x 4 cm kenttä-

koolla Compass:in laskemasta annoksesta, jolloin ero oli -1,2 %. Compass:in laskemat ja rekonstruoimat annokset olivat suurempia kuin filmin keskiakselin annokset 80 % tarkastelluista tapauksista.

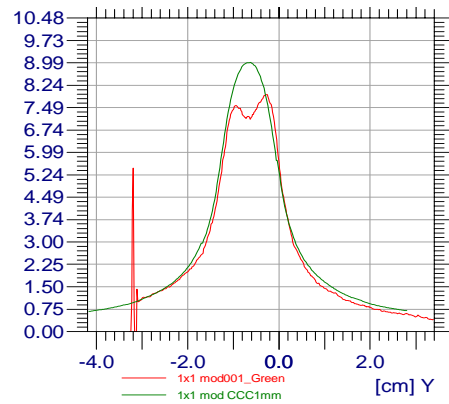
Moduloitujen kenttien profiilit ovat kuvissa 14(a)-15(f). Profiilien muodot vastasivat toisiaan 3 cm x 3 cm kenttäkoosta eteenpäin. 1 cm x 1 cm kenttäkoossa oli nähtävissä, että Compass:in laskentatarkkuus ei ole riittävä kriittisen elimen annoksen toistamiseen. 2 cm x 2 cm kenttäkoossa näkyy, että Compass:in laskema ja rekonstruoima annos yliarvioivat edelleen annosta, vaikka kriittisen elimen suojaamisen vaikutus profiilissa oli nähtävissä.

Kun avokenttien vertailusta tehtiin 2D gamma-analyysi, joka oli rajattu kattamaan kentän alue, hyväksytyjen pisteiden prosenttiosuudet kaikilla kenttäkoilla olivat 98,0-88,4 %. Gammakriteereinä käytettiin 3 % ja 3 mm. Suurin hyväksymisprosentti saatiin 3 cm x 3 cm kentän Compass:in laskemasta annoksesta ja pienin 5 cm x 5 cm kentän Compass:in rekonstruoimasta annoksesta.

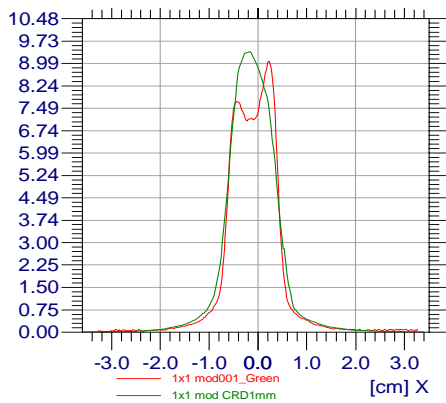
Keskiakselin annokset on mitattu epähomogeenisen annoksen alueelta, jossa annosgradientit ovat suuria. Keskiarvostuminen on siten osallisenä keskiakselin annoksessa nähtäviin eroihin eri määritystavoilla. Kenttien profiilit ovat samanmuotoisia. Annoserot eivät olisi näin suuria, jos vertailtava annos valittaisiin yksiselitteisesti homogeenisen annoksen alueelta.



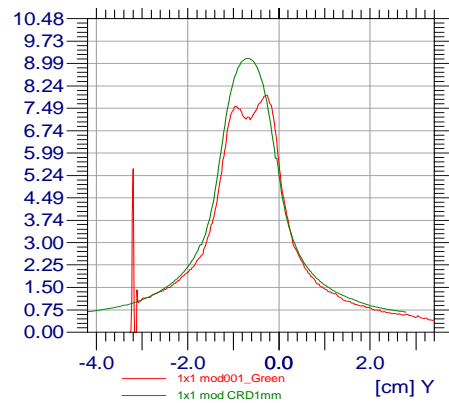
(a) CCC: 1 cm x 1 cm x-profiili.



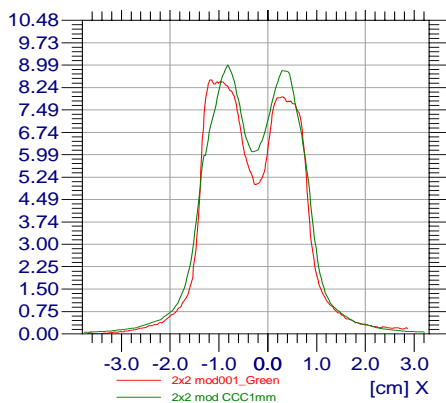
(b) CCC: 1 cm x 1 cm y-profiili.



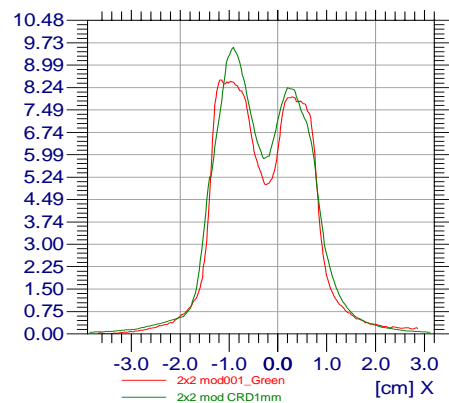
(c) CRD: 1 cm x 1 cm x-profiili.



(d) CRD: 1 cm x 1 cm y-profiili.

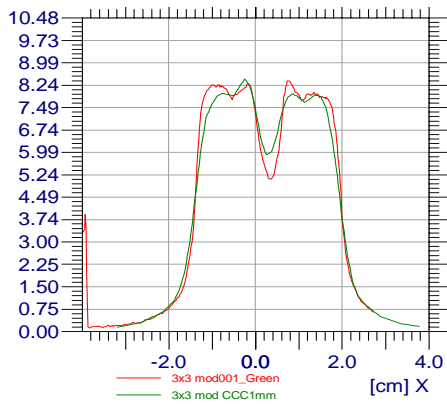


(e) CCC: 2 cm x 2 cm x-profiili.

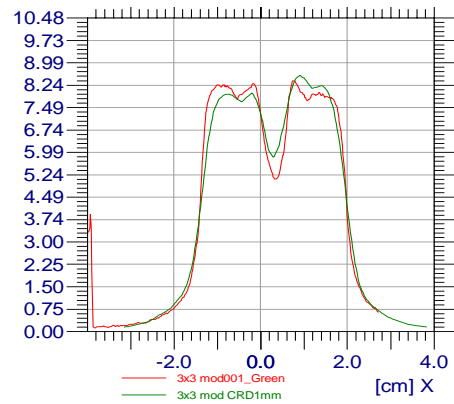


(f) CRD: 2 cm x 2 cm x-profiili.

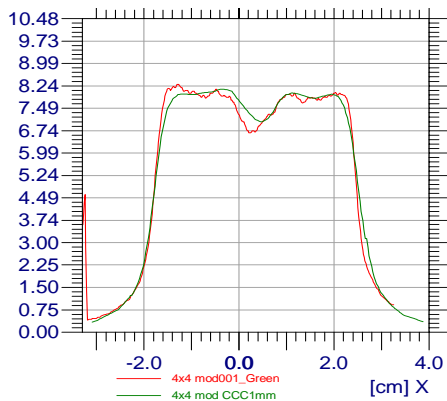
Kuva 14. Moduloitujen kenttien profiilit filmimittauksista ja Compass:ista. Kenttäkoot 1 cm x 1 cm ja 2 cm x 2 cm.



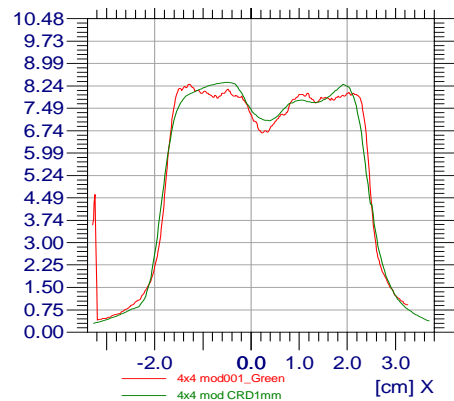
(a) CCC: 3 cm x 3 cm x-profiili.



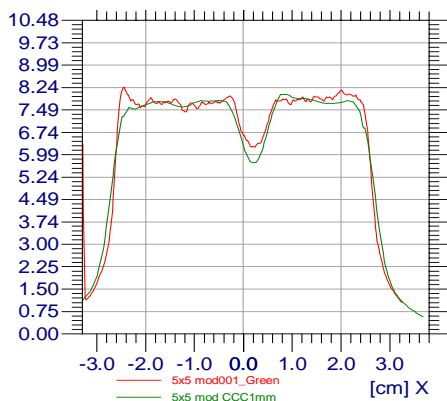
(b) CRD: 3 cm x 3 cm x-profiili.



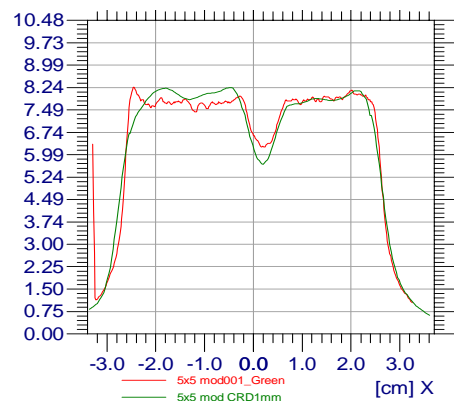
(c) CCC: 4 cm x 4 cm x-profiili.



(d) CRD: 4 cm x 4 cm x-profiili.



(e) CCC: 5 cm x 5 cm x-profiili.



(f) CRD: 5 cm x 5 cm x-profiili.

Kuva 15. Moduloitujen kenttien profiilit filmimittauksista ja Compass:ista. Kenttäkoot 3 cm x 3 cm-5 cm x 5 cm.

10.3 Annossuunnitelmien hyvyyskriteerit

Annossuunnitelmien hyvyyskriteerit laskettiin kaikille 20 annossuunnitelmalle ja ne ovat taulukossa 4. Kriteerit määritettiin AAA-laskenta-algo-
rithilla lasketuille suunnitelmille, koska potilaat hoidettiin näillä suunnitelmilla. Kriteerit laskemalla haluttiin varmistua, että analyysissä mukana olevat suunnitelmat olivat tasalaatuisia.

D(95%)-tarkastelualueen keskiarvo oli kaikissa ryhmissä välillä 96,4-100,4 %. PTV mean oli välillä 100,4-113,4 %. Suunnitelma on sitä tasaisempi, mitä lähempänä ykköstä on tasaisuusindeksi CI. Tarkastelussa CI oli hyvin lähellä ykköstä kaikissa ryhmissä. Kauimpana tavoite oli SRT aivo suunnitelmien ryhmässä, jossa indeksi oli $1,31 \pm 0,17$. Tasaisuusluku CN on kohdekattavuuden ja tasaisuusindeksin suhde. Suunnitelmat ovat sitä tasaisempia ja kattavat kohteensa paremmin, mitä lähempänä tasaisuusluku on ykköstä. Tasaisuusluku on pienempi kuin ykkönen ja lähempänä ykköstä kuin nolaa kaikissa tarkasteltavissa ryhmissä. Gradientti-indeksi kuvaa kuinka nopeasti annos putoaa, kun etäisyys kohdealueesta muuttuu. Normaalikudoksissa $GI_{50\%}$ oli alle $5,3 \pm 0,5$ ja $GI_{70\%}$ $2,9 \pm 0,3$.

SBRT Prostatan ryhmän erot muihin ryhmiin nähden johtuvat osittain siitä, että suunnitelmissa on käytetty erilaista normitustapaa. Suunnitelmissa on tavoiteltu, että 100 % tulee PTV mean:iin, ei PTV:n reunaan. Lisäksi suunnitelmissa on suojattu virtsaputkea, joka pienentää tasaisuusluvun arvoa. Vartalon alueen suunnitelmissa on mukana nikamahoito, joka hoidettiin 70,2 Gy:n kokonaisannokseen, joten medullaa oli suunnitelmas-
sa suojattava. Tämä suunnitelma laskee D(95%)-tarkastelualueen keskiarvoa. Kohdealueen keskiarvoissa erottuvat keuhkosuunnitelmat, joissa on pyritty kohdistamaan suurempi annos kohdealueen keskelle, koska kohdealueen lähellä ei ole kriittisiä elimiä.

Taulukko 4. Annossuunnitelmien hyvyyskriteerit AAA:lla lasketetuille suunnitelmille.

Kohde	D(95%) [%]	PTV mean [%]	CI	CN	$GI_{50\%}$	$GI_{70\%}$
Prostata	$96,4 \pm 0,2$	$100,4 \pm 0,4$	$1,01 \pm 0,00$	$0,65 \pm 0,07$	$5,3 \pm 0,5$	$2,9 \pm 0,3$
Keuhko	$100,3 \pm 0,7$	$113,4 \pm 3,8$	$1,04 \pm 0,01$	$0,91 \pm 0,02$	$4,4 \pm 0,5$	$2,3 \pm 0,3$
Aivo	$100,4 \pm 2,8$	$108,7 \pm 7,4$	$1,31 \pm 0,17$	$0,7 \pm 0,1$	$4,7 \pm 1,0$	$2,7 \pm 0,5$
Vartalo	$98,3 \pm 2,7$	$106,1 \pm 5,8$	$1,02 \pm 0,01$	$0,84 \pm 0,14$	$4,3 \pm 0,9$	$2,3 \pm 0,5$

10.4 Gantryn kiertokulman merkitys

MatriXX^{Evolution}-ionisaatiokammiomatriisi kiinnitetään kiihdyttimen gantryssä olevaan telineeseen. Matriisi liikkuu hoitopään mukana sädetyksen edetessä. Virheellinen matriisin kiinnitys tai telineen liike hoidon aikana aiheuttaa virheen stereotaktisten hoitojen verifiointiin.

Gantryn kiertokulman ja matriisin kiinnityksen sekä telineen liikkeen merkitystä tarkasteltiin sädetämällä 100 MU:ta 10 cm x 10 cm-avokentästä 0-, 90-, 180- ja 270-gantrykulmista. Kenttäkoko määritettiin jokaiselle gantrykulmalle X- ja Y-suunnan profiileille erikseen. Kenttäkoko saatiin interpoloimalla mittauspisteiden väliltä 50 %-arvon kohdalta. Gantrykulman $G=0$ kenttäkokoja käytettiin referenssiarvoina ja muita kenttäkokoja verrattiin näihin arvoihin. Tällöin saatiin laskettua kuinka paljon muiden gantrykulmien kenttäkoot poikkesivat referensseistä. Lasketut tulokset ovat taulukossa 5.

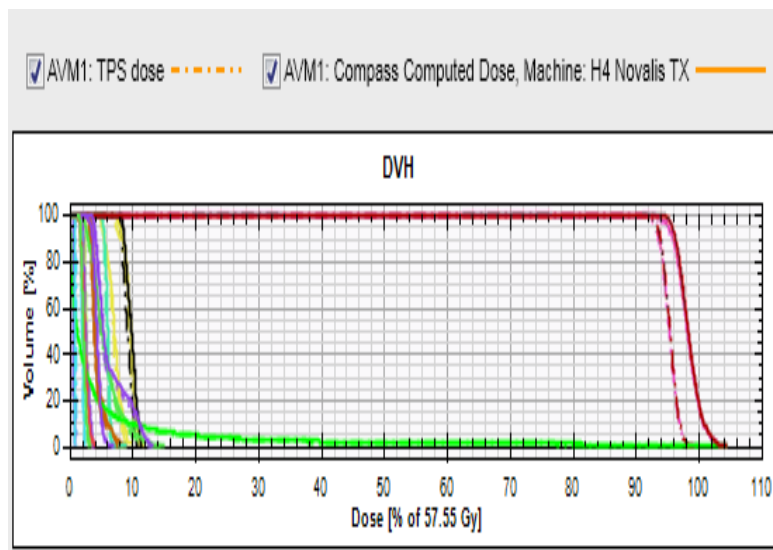
X-suunnassa maksimipoikkeamat saatiin 90- ja 270-asteen gantrykulmista ja ne olivat vastakkaismerkkiset. Poikkeama referenssitasosta oli 1,1 mm. Molemmissa tapauksissa poikkeama oli gravitaation suuntaan. Y-suunnassa maksimipoikkeama oli 1 mm ja se saatiin 180-asteen gantrykulmalla. Tarkasteltavat suunnitelmat on toteutettu VMAT-suunnittelutekniikalla ja virhe tasoittuu säteilytyksen tullessa kaarikenttien useista osakentistä.

Taulukko 5. Kenttäkoon muutos eri gantryn kiertokulmilla.

Gantry	X1 [cm]	X2 [cm]	Erotus (X1-X1 _{G=0}) [cm]	Erotus (X2-X2 _{G=0}) [cm]
0	-5,06	4,96		
90	-5,17	4,85	-0,11	-0,11
180	-5,12	4,93	-0,05	-0,03
270	-4,99	5,07	0,07	0,11
Gantry	Y1 [cm]	Y2 [cm]	Erotus (Y1-Y1 _{G=0}) [cm]	Erotus (Y2-Y2 _{G=0}) [cm]
0	-5,19	4,69		
90	-5,23	4,73	-0,04	0,04
180	-5,24	4,79	-0,05	0,10
270	-5,23	4,73	-0,04	0,04

10.5 Annosvertailu fantomilla

Annossuunnitelmat siirrettiin Compass-järjestelmään DICOM-siirron kautta. Compass:in laskennassa käytettiin samankokoista laskentahilaa kuin Eclipsessä. Suunnitelmia analysoitiin DVH-käyristä saatujen arvojen ja suhteellisten annoserojen avulla. Esimerkki SRT aivosuunnitelman DVH-käyristä on kuvassa 16. Tutkittaviksi DVH-parametreiksi valittiin kohdealueen mean ja annoshomogeenisuutta kuvaavat parametrit D(95 %) sekä D(5 %). Kriittisistä elimistä tarkasteltiin mean annoksia sekä elimen tyyppistä riippuen maksimiannosta tai tiettyä tilavuusosuutta kuvaavia parametreja. DVH-tarkastelu kuvaa annosjakauman lokaaleja eroja eli sitä, miten paljon laskennan tuloksena saatava annos muuttuu riippuen käytettävästä algoritmista tai taustalla olevasta mittauksesta. Vastaavien ryhmien suhteellisia annoseroja tarkasteltiin, jotta saataisiin käsitys eri laskenta-algoritmien aiheuttamista globaaleista eroista ja systemaattisista trendeistä. Laskettu annos suhteutettiin tavoitteena olevaan kokonaisannokseen.



Kuva 16. Esimerkki SRT aivosuunnitelman DVH-käyristä Eclipsen TPS:lle ja Compass:in lasketulle annokselle.

10.5.1 Kohdealueen annos - lokaalit erot

Taulukossa 6 on esitetty yhteenveto kohdealueiden DVH-parametrien vertailusta. Kohdealueen annoksesta lokaaleja eroja tarkasteltiin mean, D(95 %) ja D(5 %) annoksien avulla. Taulukossa on listattuna algoritmi- ja kohdea-

lueryhmäkohtaisesti jokaisen mielenkiinnon kohteena olevan parametrin keskiarvo sekä keskihajonta.

Taulukko 6. Kohdealueen annoserojen annosvertailun laskenta-algoritmikohtaiset tulokset.

AAA vs AXB			
Kohde		AAA vs AXB _{D_m} [%]	AAA vs AXB _{D_w} [%]
Prostata	mean	0,3±0,6	-0,9±0,5
	D(95%)	1,0±0,4	0,1±0,3
	D(5%)	1,6±3,5	-1,2±0,4
Keuhko	mean	-0,9±2,3	-0,8±2,2
	D(95%)	1,9±3,2	1,9±3,1
	D(5%)	-1,2±2,1	-1,1±1,7
Aivo	mean	2,7±1,0	-2,0±1,3
	D(95%)	6,0±2,2	1,0±3,1
	D(5%)	0,6±0,9	-3,7±2,6
Vartalo	mean	1,8±0,8	-0,5±1,2
	D(95%)	2,9±0,9	1,2±0,8
	D(5%)	1,5±1,4	-1,5±2,1

Eclipse TPS vs CCC				
Kohde		AAA vs CCC _{AAA} [%]	AXB _{D_m} vs CCC _{AXB} [%]	AXB _{D_w} vs CCC _{AXB} [%]
Prostata	mean	-2,1±0,4	-2,3±0,5	-1,2±0,3
	D(95%)	-2,5±0,5	-3,1±0,5	-2,0±0,3
	D(5%)	-2,3±0,7	-3,7±3,1	-1,1±0,2
Keuhko	mean	-7,0±3,9	-5,7±2,2	-5,8±2,3
	D(95%)	-5,9±4,4	-6,4±2,0	-6,4±2,0
	D(5%)	-3,1±7,6	-6,1±2,5	-6,0±2,6
Aivo	mean	-6,2±3,2	-7,6±3,5	-3,1±4,3
	D(95%)	-5,9±3,4	-8,5±4,1	-3,8±5,4
	D(5%)	-5,8±2,4	-5,9±3,2	-1,7±4,5
Vartalo	mean	-2,2±1,0	-3,6±0,7	-1,4±1,4
	D(95%)	-2,4±1,1	-4,3±1,3	-2,7±1,1
	D(5%)	-2,1±1,8	-3,3±1,1	-0,3±2,6

Eclipse TPS vs CRD				
Kohde		AAA vs CRD _{AAA} [%]	AXB _{D_m} vs CRD _{AXB_{D_m}} [%]	AXB _{D_w} vs CRD _{AXB_{D_w}} [%]
Prostata	mean	-1,6±0,3	-1,7±0,4	-0,6±0,1
	D(95%)	-0,2±0,5	-0,2±0,6	0,9±0,3
	D(5%)	-2,4±0,6	-3,8±3,2	-1,2±0,2
Keuhko	mean	-5,9±3,7	-3,7±1,0	-3,8±0,9
	D(95%)	-0,6±3,7	0,3±2,8	-1,0±2,7
	D(5%)	-7,2±3,7	-3,9±2,7	-3,9±2,6
Aivo	mean	0,7±4,2	-2,7±2,0	2,0±2,8
	D(95%)	6,4±9,1	0,3±2,8	5,3±3,1
	D(5%)	-1,4±2,9	-3,0±3,3	0,8±4,8
Vartalo	mean	-0,8±0,6	-2,3±0,9	-0,1±1,2
	D(95%)	1,3±0,7	-0,5±0,9	1,2±1,3
	D(5%)	-1,7±1,6	-3,3±1,1	-0,3±2,4

Eclipsen laskenta-algoritmeja vertailtaessa havaittiin, että AXB_{D_w} antoi keskimäärin suurimman ja AXB_{D_m} pienimmän kohdealueen mean annoksen. Ainoastaan SBRT keuhkosuunnitelmien ryhmässä keskiarvo oli AXB_{D_m}-ryhmässä suurempi annoseroilla -0,9±2,3 % kuin näennäisenä referenssinä käytetyllä AAA:lla. Maksimissaan annosero algoritmien välillä oli SRT aivosuunnitelmien ryhmässä, jolloin annoserot olivat -2,0±1,3 % AXB_{D_w}:lle ja 2,7±1,0 % AXB_{D_m}:lle. Minimiansosero kohdealueen mean annoksessa saatiin molemmille algoritmeille SBRT prostatasuunnitelmien

ryhmässä, jolloin annoserot olivat AXB_{D_m} :lle $0,3 \pm 0,6$ % ja AXB_{D_w} :lle $-0,9 \pm 0,5$ %.

Kathirvel ym. [1, s. 2-4] on vertaillut tutkimuksessaan Eclipsen laskenta-algoritmeja keskenään. Tutkimus on toteutettu Eclipsen versiolla 10.0, joten se on kattanut ainoastaan AXB_{D_w} :in. Myös hänen tutkimuksessaan saatiin tulos, jossa Acuros XB:llä lasketut annokset olivat matalampia kuin AAA:lla.

Kun Eclipsen laskenta-algoritmeja vertailtiin Compass:in laskemaan annokseen, Compass:in laskemat kohdealueiden mean annokset olivat suurempia kaikilla kohdealueilla. Suurin annosero oli verrattaessa algoritmeista AXB_{D_m} :aa Compass:in laskentaan. Seuraavaksi eniten poikkesi AAA ja vähiten AXB_{D_w} . Maksimiannosero oli $-7,6 \pm 3,5$ % AXB_{D_m} :lle, $-7,0 \pm 3,9$ % AAA:lle ja $-5,8 \pm 2,3$ % AXB_{D_w} :lle. Maksimiannoserot saatiin AXB_{D_m} :lle SRT aivosuunnitelmien ryhmästä ja AAA:lle sekä AXB_{D_w} :lle SBRT keuhkosuunnitelmien ryhmästä. Compass:in laskema kohdealueen mean annos poikkesi vähiten kaikilla algoritmeilla suhteessa Eclipsen TPS:n annoksesta prostatasuunnitelmien ryhmässä. Minimianoserot olivat AXB_{D_w} :lle $-1,2 \pm 0,3$ %, AAA:lle $-2,1 \pm 0,4$ % ja AXB_{D_m} :lle $-2,3 \pm 0,5$ %.

Durgin ym. [22, s. 3618] tutki 41 staattista SBRT keuhkosuunnitelmaa. Hän sai tutkimuksessaan Eclipsen TPS:n ja CCC:n PTV mean annoksen annoseroiksi maksimissaan $-4,2$ %. Swamy ym. [23, s. 5019-5024] analysoi tutkimuksessaan 10 VMAT-tekniikalla toteutettua AVM-potilassuunnitelmaa. Kohdealueiden tilavuudet olivat tässä tutkimuksessa välillä $3-18$ cm³. Tutkimuksessa AAA:n ja Compass:in laskema PTV:n mean annos poikkesi $-2,3 \pm 0,5$ % toisistaan. Nyt saadut annoserot ovat hieman suurempia, mutta samansuuntaisia. AVM suunnitelmien annosero voi osittain selittyä kohdealueiden pienemmällä tilavuudella. Tilavuudet vaihtelivat tässä tutkimuksessa välillä $1,1-11,6$ cm³.

Vertailtaessa Eclipsen laskenta-algoritmien annoksia mittauksista rekonstruoituihin annoksiin havaittiin, että mitatut kohdealueen mean annokset olivat suurempia suhteessa AAA:han ja AXB_{D_m} :aan SBRT prostata- ja SBRT keuhko-suunnitelmille. Lisäksi mitatut annokset olivat suurempia SBRT vartalo-suunnitelmille ja SBRT keuhko-suunnitelmille Acuros XB-ryhmille. Muuten mitatut annokset olivat pienempiä. Suurin annosero oli verrattaessa algoritmeista AAA:ta rekonstruoituun annokseen, jolloin annosero oli maksimissaan $-5,9 \pm 3,7$ %. AXB_{D_w} :lle annosero oli $-3,8 \pm 0,9$ % ja AXB_{D_m} :lle $-3,7 \pm 1,0$ %. Kaikki maksimiannoserot löytyivät SBRT keuhkosuunnitelmien ryhmästä. Mitatuista annoksista rekonstruoituille annoksille pienin annosero Eclipsen TPS:n algoritmeille löytyi AXB_{D_w} :lle vartalon alueen suunnitelmien ryhmästä annoseron ollessa $-0,1 \pm 1,2$ %, AAA:lle SRT aivosuunnitelmien ryhmästä erolla $0,7 \pm 4,2$ % ja AXB_{D_m} :lle SBRT pros-

tatasuunnitelmien ryhmästä erolla $-1,7 \pm 0,4$ %.

Kun Durgin ym. [22, s. 3618] oli vertaillut Eclipsen TPS:n ja Compass:in rekonstruoimaa annosta keskenään oli maksimiannosero PTV:n mean annoksessa keuhkosuunnitelmille $-6,0$ %. Tulos vastaa tässä tutkimuksessa saatuja annoseroja.

Kuvassa 17 näkyy kohdealueiden D(95 %) annosten vertailu eri laskenta-algoritmeilla ja taulukossa 6 annosvertailun tulokset. Eclipsen laskenta-algoritmeja vertailtaessa havaittiin, että AAA-laskenta-algoritmillä saadaan keskimäärin suurempi annos kuin Axuros XB-laskenta-algoritmeilla. Algoritmien väliset erot suhteessa AAA:n annokseen olivat suuremmat algoritmile AXB_{D_m} , annoseron ollessa maksimissaan $6,0 \pm 2,2$ %. Annosero AXB_{D_w} -ryhmässä oli $1,9 \pm 3,1$ %. Maksimiannoserot löytyivät AXB_{D_m} :lle SRT aivosuunnitelmien ryhmästä ja AXB_{D_w} :lle SBRT keuhkosuunnitelmien ryhmästä. Minimiannoserot löytyivät molemmille laskenta-algoritmeille SBRT prostatasuunnitelmien ryhmästä. Algoritmikohtaiset minimiannoserot suhteessa AAA:han olivat AXB_{D_w} :lle $0,1 \pm 0,3$ % ja AXB_{D_m} :lle $1,0 \pm 0,4$ %.

Vertailtaessa Eclipsen laskenta-algoritmeja Compass:in laskemaan annokseen havaittiin, että Compass:in laskemat kohdealueen D(95 %) annokset olivat suurempia kaikilla mielenkiintoalueilla. Suurin annosero oli verrattaessa algoritmeista AXB_{D_m} :ää Compass:in laskentaan, jolloin annosero oli maksimissaan $-8,5 \pm 4,1$ %. AXB_{D_w} :lle annosero oli $-6,4 \pm 2,0$ % ja AAA:lle $-5,9 \pm 4,4$ %. AXB_{D_m} :lle maksimiannosero löytyi SRT aivosuunnitelmien ryhmästä. AXB_{D_w} :lle sekä AAA:lle maksimiannosero löytyi SBRT keuhkosuunnitelmien ryhmästä. Minimiannosero saatiin Acuros XB-laskenta-algoritmeille SBRT prostatasuunnitelmien ryhmästä ja AAA:lle SBRT vartalon alueen suunnitelmien ryhmästä. Algoritmikohtaisiksi minimiannoseroiksi suhteessa Compass:in laskentaan saatiin AXB_{D_w} :lle $-2,0 \pm 0,3$ %, AAA:lle $-2,4 \pm 1,1$ % ja AXB_{D_m} :lle $-3,1 \pm 0,5$ %.

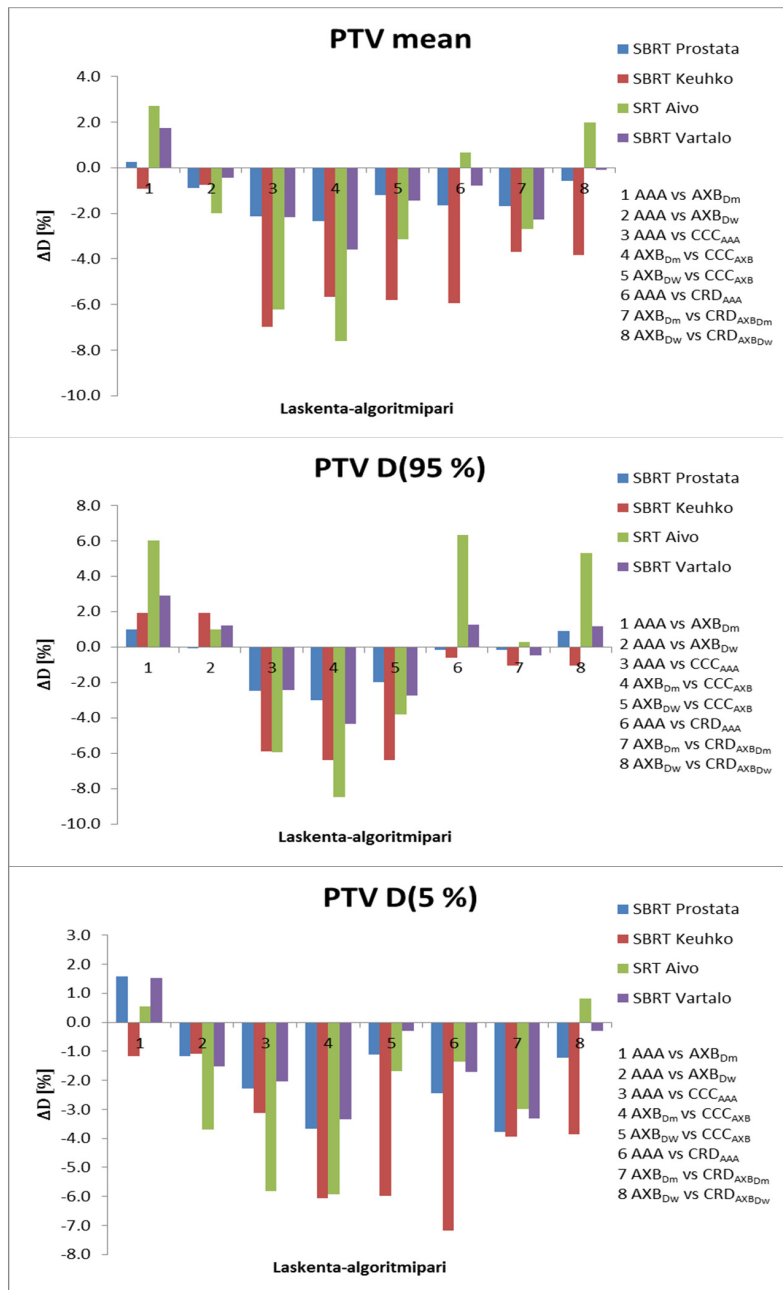
Kun vertailtiin Eclipsen laskenta-algoritmien annoksia mittauksista rekonstruoituihin annoksiin havaittiin, että mitatut kohdealueen D(95 %) annokset olivat suurempia SBRT prostata- ja SBRT keuhkosuunnitelmille verrattaessa AAA:ta AXB_{D_m} :ään. Lisäksi mitatut annokset olivat suurempia SBRT vartalos suunnitelmille ja SBRT keuhkosuunnitelmille Acuros XB-ryhmille. Muissa tapauksissa mitatut annokset olivat pienempiä. Suurin annosero oli verrattaessa algoritmeista AAA:ta rekonstruoituun annokseen, jolloin annosero oli maksimissaan $6,4 \pm 9,1$ %. AXB_{D_w} :lle annosero oli $5,3 \pm 3,1$ % ja AXB_{D_m} :lle $-0,5 \pm 0,9$ %. Maksimiannoserot löytyivät AAA:lle ja AXB_{D_w} :lle SRT aivosuunnitelmien ryhmästä sekä AXB_{D_m} :lle SBRT vartalon alueen suunnitelmien ryhmästä. Minimiannos löytyi kaikilla algoritmeilla SBRT prostatasuunnitelmien ryhmästä suhteessa Compass:in re-

konstruoimaan annokseen annoserojen ollessa AAA:lle $-0,2\pm 0,5$ %, AXB_{D_m} :lle $-0,2\pm 0,6$ % ja AXB_{D_w} :lle $0,9\pm 0,3$ %.

Kuvassa 17 näkyy kohdealueiden D(5 %) annosten vertailu eri laskenta-algoritmeilla ja taulukossa 6 annosvertailun tulokset. Eclipsen laskenta-algoritmeja verrattaessa havaittiin, että kohdealueen D(5 %) annoksissa AXB_{D_w} antoi keskimäärin suurimman annoksen. Seuraavaksi suurin annos saatiin AAA:lla ja pienin AXB_{D_m} :lla. Ainoastaan SBRT keuhkosuunnitelmien ryhmässä keskiarvo oli AXB_{D_m} -ryhmässä suurempi, kuin näennäisenä referenssinä käytetyllä AAA:lla. Annosero oli tässä tapauksessa $-1,2\pm 2,1$ %. Maksimiannoserot AAA:n ja muiden Eclipsen TPS:n algoritmien väliltä löytyivät AXB_{D_w} :lle SRT aivosuunnitelmien ryhmästä ja AXB_{D_m} :lle SBRT prostatasuunnitelmien ryhmästä. Maksimiannoserot olivat $-3,7\pm 2,6$ % AXB_{D_w} :lle ja $1,6\pm 3,5$ % AXB_{D_m} :lle. Minimianneosero löytyi AXB_{D_m} :lle SRT aivosuunnitelmien ryhmästä. Annosero oli $0,6\pm 0,9$ % suhteessa AAA:han. AXB_{D_w} :lle minimianneosero löytyi SBRT keuhkosuunnitelmien ryhmästä annoserolla $-1,1\pm 1,7$ %.

Kun Eclipsen laskenta-algoritmeja vertailtiin Compass:in laskemaan annokseen havaittiin, että Compass:in laskemat kohdealueiden D(5 %) annokset olivat suurempia kaikilla kohdealueilla. Suurin annosero oli verrattaessa algoritmeista AXB_{D_m} :ää Compass:in laskentaan, jolloin annosero oli maksimissaan $-6,1\pm 2,5$ %. AXB_{D_w} :lle annosero oli $-6,0\pm 2,6$ % ja AAA:lle $-5,8\pm 2,4$ %. Acuros XB-laskenta-algoritmeille annoserojen maksimit löytyivät SBRT keuhkosuunnitelmien ryhmästä ja AAA:lle SRT aivosuunnitelmien ryhmästä. Annoserojen minimi löytyvät kaikille laskenta-algoritmeille SBRT vartalon alueen suunnitelmien ryhmästä. Annoserot suhteessa Compass:in laskentaan olivat AXB_{D_w} :lle $-0,3\pm 2,6$ %, AAA:lle $-2,1\pm 1,8$ % ja AXB_{D_m} :lle $-3,3\pm 1,1$ %.

Vertailtaessa Eclipsen laskenta-algoritmien annoksia mittauksista rekonstruoituihin annoksiin havaittiin, että mitatut kohdealueiden D(5 %) annokset olivat suurempia. Ainoastaan SRT aivosuunnitelmille AXB_{D_w} -ryhmässä laskettu annos oli suurempi annoserolla $0,8\pm 4,8$ %. Suurin annosero oli verrattaessa algoritmeista AAA:ta rekonstruoituun annokseen, jolloin annosero oli maksimissaan $-7,2\pm 3,7$ %. AXB_{D_m} :lle annosero oli $-3,9\pm 2,7$ % ja AXB_{D_w} :lle $-3,9\pm 2,6$ %. Maksimiannosero löytyi kaikille laskenta-algoritmeille SBRT keuhkosuunnitelmien ryhmästä. Minimianneosero saatiin AAA:lle sekä AXB_{D_m} :lle SRT aivosuunnitelmien ryhmästä ja AXB_{D_w} :lle SBRT vartalon alueen suunnitelmien ryhmästä. Annoserot suhteessa mittauksista rekonstruoituihin annoksiin olivat AXB_{D_w} :lle $-0,3\pm 2,4$ %, AAA:lle $-1,4\pm 2,9$ % ja AXB_{D_m} :lle $-3,0\pm 3,3$ %.



Kuva 17. Kohdealueiden annosparametrien algoritmikohtaiset annoserot.

10.5.2 Kohdealueen annos - globaalit erot

Kohdealueen mielenkiintoalueiden suhteellisia annoseroja tutkittiin, jotta saataisiin tietoa algoritmivalinnoista johtuvista globaaleista eroista annosjakaumissa. Taulukossa 6 näkyy kohdealueiden suhteellisten annoserojen annosvertailun tulokset. Taulukossa on listattuna algoritmipari- ja kohdealueyhmäkohtaisesti jokaisen mielenkiinnon kohteena olevan parametrin keskiarvo sekä keskihajonta. Lisäksi on kirjattu erilliseen sarakkeeseen tapaukset, joiden annoskeskiarvojen välillä oli tilastollisesti merkitsevä ero.

Kun kohdealueiden suhteellisten annosparametrien keskiarvoista laskettiin keskiarvo havaittiin, että AXB_{D_m} aliarvioi kohdealueiden annosta suhteessa AAA:han. Muutos annoksissa oli $1,5 \pm 0,8$ %. AXB_{D_w} puolestaan yliarvioi kohdealueen annosta suhteessa AAA:han. Ero annoksissa oli tässä tapauksessa $-0,9 \pm 0,6$ %. Compass:in laskema annos yliarvioi annosta kaikilla kohdealueilla suhteessa Eclipsen TPS:ään. Maksimipoikkeama saatiin AXB_{D_m} :n ja CCC_{AAA} :n väliltä, jolloin ero oli $-6,7 \pm 1,6$ %. Minimipoikkeama oli AXB_{D_w} ja CCC_{AXB} :n välillä, jolloin ero oli $-3,5 \pm 1,6$ %. Compass:in mittauksista rekonstruoima annos yliarvioi kohdealueiden annosta, mutta erot suhteutettuna Eclipsen TPS:n annokseen olivat pieniä. Ne pysyivät alle 3 %:ssa. Maksimipoikkeama löytyi AXB_{D_m} :n ja CRD_{AAA} :n väliltä eron ollessa $-2,9 \pm 1,1$ %. Minimipoikkeama oli AXB_{D_w} :n ja CRD_{AXB} :n välillä, jolloin ero oli $-0,2 \pm 0,5$ %.

Eniten tilastollisesti merkitseviä eroja havaittiin prostatasuunnitelmien ryhmässä. Laskenta-algoritmien välillä ei ollut eroa. Kun Eclipsen TPS:ä suhteutettiin Compass:in laskemaan annokseen, tilastollisesti merkittävä ero löydettiin todennäköisemmin, kuin tehtäessä vastaava vertailu mitaustuloksista rekonstruoituun annokseen.

Taulukko 7. Kohdealueiden annoskeskiarvojen suhteelliset annosparametrit ja p-analyysin tulokset.

AAA					
Parametri	AAA [%]		CCC _{AAA} [%]	CRD _{AAA} [%]	p
Prostata					
mean	100,4±0,4		102,6±0,2	102,1±0,3	a,d
D(95%)	96,4±0,2		98,8±0,4	96,5±0,5	a
D(5%)	103,5±0,7		106,1±0,4	106,2±0,5	a,d
Keuhko					
mean	113,4±3,8		122,1±6,9	120,7±5,0	d
D(95%)	100,3±0,6		106,8±5,0	101,0±3,5	
D(5%)	126,6±6,2		136,8±9,2	136,5±7,4	
Aivo					
mean	108,7±7,3		116,2±10,1	107,9±4,8	
D(95%)	100,4±2,8		106,9±5,4	94,9±4,9	
D(5%)	115,5±11,2		123,1±13,1	116,9±9,6	
Vartalo					
mean	106,4±5,5		108,8±5,1	107,2±5,7	
D(95%)	98,3±2,7		100,8±2,9	97,1±3,0	
D(5%)	114,1±10,1		116,4±8,5	116,1±9,4	
AXB					
Parametri	AXB _{D_m} [%]	AXB _{D_w} [%]	CCC _{AXB} [%]	CRD _{AXB} [%]	p
Prostata					
mean	100,2±0,6	101,3±0,4	102,6±0,2	101,9±0,3	b,c,e
D(95%)	95,4±0,4	96,4±0,3	98,4±0,3	95,6±0,4	b,c,f
D(5%)	103,7±0,9	104,8±0,6	105,9±0,4	106,1±0,5	b,c,e,f
Keuhko					
mean	114,5±4,5	114,3±4,4	121,5±7,0	118,9±4,1	
D(95%)	98,5±3,1	98,5±3,0	105,5±4	99,5±2,9	b,c
D(5%)	128,1±6,1	127,9±5,7	136,3±9,3	134,9±6,8	
Aivo					
mean	105,8±6,1	110,9±6,1	114,8±9,7	108,8±6,7	
D(95%)	94,7±1,3	99,5±2,1	103,7±4,3	94,5±2,3	b,f
D(5%)	114,8±10,3	119,7±8,9	122,3±13,4	118,9±12,0	
Vartalo					
mean	104,6±5,4	106,9±5,1	108,4±5,2	107±5,7	
D(95%)	95,6±3,3	97,1±2,1	99,9±2,8	96,0±3,3	
D(5%)	112,4±9,2	115,9±9,7	116,2±8,6	116,2±9,4	

missä a AAA vs CCC_{AAA}, b AXB_{D_m} vs CCC_{D_m}, c AXB_{D_w} vs CCC_{D_w}, d AAA vs CRD_{AAA}, e AXB_{D_m} vs CRD_{D_m} ja f AXB_{D_w} vs CRD_{D_w}.

10.5.3 Kriittisten elinten annokset - lokaalit erot

Taulukossa 9 on esitetty yhteenveto kriittisten elinten DVH-parametrien vertailusta. Kriittisistä elimistä tarkasteluun valittiin kliinisen protokollan kannalta mielenkiintoisia raja-arvoja. SBRT prostata-suunnitelmista tarkasteltiin rakon ja rectumin mean annosta sekä V(20 Gy) ja V(30 Gy) alueiden tilavuusosuuksia. SBRT keuhko-suunnitelmista tutkittiin ipsilateraalisen eli hoidettavan puolen keuhkon mean, molempien keuhkojen mean ja medullan D(2 %) annosta. Medulla on toiminnallisten yksiköiden suhteen

ikään kuin sarjaan kytketty elin ja siten D(2 %) voidaan ajatella mallintavan elimen maksimiannosta [24, s. 33]. SRT aivo- ja SBRT vartalos suunnitelmien kriittisten elinten annosvertailua ei voitu suorittaa. Kaikki SRT aivosuunnitelmien kohdealueet sijaitsivat sellaisilla alueilla, että kriittisten elinten annos ei ollut merkittävä ja SBRT vartalos suunnitelmista ainoastaan yhden kohdealueen lähellä oli kriittisiä elimiä. Taulukossa 8 on lisättynä algoritmi- ja kohdealueryhmäkohtaisesti jokaisen mielenkiinnon kohteena olevan parametrin keskiarvo sekä keskihajonta lokaalien erojen tarkastelua varten.

Taulukko 8. Kriittisten elinten annoserojen annosvertailun laskenta-algoritmikohtaiset tulokset.

AAA vs AXB			
Kohde		AAA vs AXB _{D_m} [%]	AAA vs AXB _{D_w}
Prostata	Rakko mean	2,4±1,5	0,6±1,2
	Rakko V(20Gy)	3,7±2,0	0,5±1,9
	Rakko V(30Gy)	2,5±1,7	-2,0±1,5
	Rectum mean	1,6±1,5	0,8±1,2
	Rectum V(20Gy)	0,6±2,6	-0,7±1,4
	Rectum V(30Gy)	-1,4±3,0	-4,0±2,5
Keuhko	Keuhko ips.lat mean	0,1±1,2	0,1±1,2
	Keuhkot mean	0,1±0,9	0,1±0,9
	Medulla D(2%)	5,1±4,1	3,1±3,9

Eclipse TPS vs CCC				
Kohde		AAA vs CCC _{AAA} [%]	AXB _{D_m} vs CCC _{AXB} [%]	AXB _{D_w} vs CCC _{AXB} [%]
Prostata	Rakko mean	-0,3±2,2	-2,6±0,8	-0,8±1,2
	Rakko V(20Gy)	-3,0±1,3	-6,2±0,8	-3,3±1,1
	Rakko V(30Gy)	-5,1±2,2	-6,7±0,9	-2,5±1,4
	Rectum mean	-1,9±1,2	-3,4±0,4	-2,6±0,5
	Rectum V(20Gy)	-7,9±2,3	-8,5±1,6	-7,4±2,0
	Rectum V(30Gy)	-14,8±3,5	-13,2±3,4	-10,9±2,6
Keuhko	Keuhko ips.lat mean	-6,5±3,6	-6,3±3,3	-6,3±3,3
	Keuhkot mean	-5,9±3,6	-5,8±3,4	-5,8±3,4
	Medulla D(2%)	-3,4±6,4	-8,0±4,0	-6,2±3,8

Eclipse TPS vs CRD				
Kohde		AAA vs CRD _{AAA} [%]	AXB _{D_m} vs CRD _{AXB_{D_m}} [%]	AXB _{D_w} vs CRD _{AXB_{D_w}} [%]
Prostata	Rakko mean	-3,2±2,2	-6,2±1,6	-4,6±1,7
	Rakko V(20Gy)	-10,2±1,6	-14,8±2,0	-12,1±1,4
	Rakko V(30Gy)	-17,3±3,5	-19,3±3,9	-15,7±2,7
	Rectum mean	9,6±3,7	8,5±2,7	9,4±3,2
	Rectum V(20Gy)	20,5±6,8	21,5±5,7	23,1±6,5
	Rectum V(30Gy)	33,2±13,2	43,1±14,2	47,2±16,9
Keuhko	Keuhko ips.lat mean	-7,0±9,7	-3,3±2,5	-3,3±2,5
	Keuhkot mean	-6,2±8,5	-3,1±2,7	-3,1±2,7
	Medulla D(2%)	6,2±15,1	-5,9±1,9	-4,1±2,1

AAA-laskenta-algoritmeilla laskettua annosta käytettiin näennäisenä referenssinä, johon muiden Eclipsen fotonilaskenta-algoritmien annosta verrattiin. SBRT prostatasuunnitelmien rakkoannosten tarkastelussa AAA-laskenta-algoritmeilla saatiin keskimäärin suurempi annos tai tilavuusosuus kuin Acuros XB-laskenta-algoritmeilla. Ainoastaan V(30 Gy):n tilavuusosuus oli AXB_{D_w}:llä suurempi kuin AAA:lla. Ero oli tässä tapauk-

sessä $-2,0 \pm 1,5$ %. Acuros XB-algoritmien välisessä vertailussa erot olivat suuremmat AXB_{D_m} -ryhmässä. Maksimiero saatiin AXB_{D_m} :lle V(20 Gy) ja AXB_{D_w} :lle V(30 Gy) tarkastelualueella. Maksimiannoserot olivat $3,7 \pm 2,0$ % AXB_{D_m} :lle ja $-2,0 \pm 1,5$ % AXB_{D_w} :lle. Minimiero saatiin AXB_{D_w} :lle V(20 Gy) tilavuusosuudella, jolloin ero oli $0,5 \pm 1,9$ %. AXB_{D_m} :lle minimiannosero tuli mean annoksella, jolloin ero oli $2,4 \pm 1,5$ %.

Compass:in laskemia rakkoannoksia verrattiin Eclipsen laskenta-algoritmien määrittämiin annoksiin. Compass:in laskemat rakkoannokset olivat suurempia kaikilla mielenkiintoalueilla. Suurin ero Compass:in laskemissa annoksessa ja tilavuusosuuksissa suhteessa Eclipsen TPS:ään oli AXB_{D_m} -laskenta-algoritmeilla. Ero oli maksimissaan V(30 Gy) tarkastelualueella, jolloin se oli $-6,7 \pm 0,9$ %. AAA:lle annosero oli maksimissaan $-5,1 \pm 2,0$ % V(30 Gy) ja AXB_{D_w} :lle $-3,3 \pm 1,1$ % V(20 Gy) tarkastelualueella. Minimipoikkeama saatiin kaikilla laskenta-algoritmeilla rakon mean annoksesta, jolloin annoserot olivat AAA:lle $0,3 \pm 2,2$ %, AXB_{D_w} :lle $-0,8 \pm 1,2$ % ja AXB_{D_m} :lle $-2,6 \pm 0,8$ %.

Vertailtaessa Eclipsen laskenta-algoritmien annoksia mittauksista rekonstruoituihin annoksiin havaittiin, että mitatut rakkoannokset olivat suurempia kaikilla mielenkiintoalueilla. Suurin ero oli verrattaessa algoritmeista AXB_{D_m} :aa rekonstruoituun annokseen, jolloin tilavuusosuuksien ero oli maksimissaan $-19,3 \pm 3,9$ %. AAA:lle ero oli $-17,3 \pm 3,5$ % ja AXB_{D_w} :lle $-15,7 \pm 2,7$ %. Mitatut annokset olivat suurempia kuin Compass:illa lasketut annokset. Kaikilla laskenta-algoritmeilla suurimmat poikkeamat löytyivät V(30 Gy) tarkastelualueelta. Minimipoikkeamat saatiin rakon mean annoksista, jolloin poikkeama AAA:lle oli $-3,2 \pm 2,2$ %, AXB_{D_w} :lle $-4,6 \pm 1,7$ % ja AXB_{D_m} :lle $-6,2 \pm 1,6$ %.

Kuvassa 18 ja taulukossa 8 näkyvät SBRT prostatasuunnitelmien rectummannosten annosvertailun tulokset eri laskenta-algoritmeilla. Verrattaessa Eclipsen laskenta-algoritmeja AAA:han havaittiin, että AAA-laskenta-algoritmeilla ja Acuros XB-laskenta-algoritmeilla lasketuissa annoksissa ei ollut suuria eroja. Ainoastaan V(30 Gy) tarkastelualueen tilavuusosuusero oli AXB_{D_w} :llä hieman suurempi, jolloin ero oli $-4,0 \pm 2,5$ %. Maksimiannosero AXB_{D_m} -ryhmässä saatiin rectumin mean annokselle, jolloin ero oli $1,6 \pm 1,5$ %. Minimipoikkeamat löytyivät AXB_{D_m} :lle V(20 Gy) tarkastelualueelta eron ollessa $0,6 \pm 2,6$ % ja AXB_{D_w} :lle rectumin mean annoksesta, jolloin ero oli $0,8 \pm 1,2$ %.

Vertailtaessa Eclipsen laskenta-algoritmeja Compass:in laskemaan annokseen havaittiin, että Compass:in laskemat rectumannokset olivat suurempia kaikilla mielenkiintoalueilla. Suurin annosero oli verrattaessa AAA:ta Compass:in laskentaan. Maksimissaan tilavuusosuusero oli $-14,8 \pm 3,5$ %. AXB_{D_m} :lle maksimitilavuusosuusero oli $-13,2 \pm 3,4$ % ja

AXB_{D_w}:lle -10,9±2,6 %. Kaikille laskenta-algoritmeille maksimipoikkeamat suhteessa Compass:in laskentaan löytyivät V(30 Gy) tarkastelualueelta. Minimipoikkeamat olivat rectum mean annoksissa. Annosero oli AAA:lle -1,9±1,2 %, AXB_{D_w}:lle -2,6±0,5 % ja AXB_{D_m}:lle -3,4±0,4 %.

Mittauksista rekonstruoidut rectumannokset olivat pienempiä kuin Eclipsen laskenta-algoritmien laskemat annokset kaikilla mielenkiintoalueilla. Maksimiero saatiin verrattaessa AXB_{D_w}:aa rekonstruoituun annokseen, jolloin tilavuusosuusero oli 47,2±16,9 %. AXB_{D_m}:lle maksimitilavuusosuusero oli 43,1±14,2 % ja AAA:lle 33,2±13,2 %. Kaikki maksimipoikkeamat löytyivät V(30 Gy) tarkastelualueelta. Minimipoikkeamat löytyivät rectumin mean annoksista, jolloin AXB_{D_m}:lle ero oli 8,5±2,7 %, AXB_{D_w}:lle 9,4±3,2 % ja AAA:lle 9,6±3,7 %. Mittauksista rekonstruoidut annokset olivat pienempiä kuin Compass:illa lasketut annokset.

Kuvassa 18 näkyy SBRT keuhkosuunnitelmien kriittisten elinten annosten vertailu eri laskenta-algoritmeilla ja taulukossa 8 annosvertailun tulokset. Kun Eclipsen Acuros XB laskenta-algoritmeja verrattiin AAA:han tulokseksi saatiin, että lasketuissa annoksissa ei ollut suuria eroja. Ainoastaan medullan maksimi oli pienempi molemmilla Acuros XB-algoritmeilla. Annosero medullan maksimissa oli AXB_{D_m}:lle 5,1±4,1 % ja AXB_{D_w}:lle 3,1±3,9 %. Minimipoikkeama löytyi Acuros XB-algoritmeille molempien keuhkojen mean annoksesta, jolloin ero oli 0,1±0,9 %.

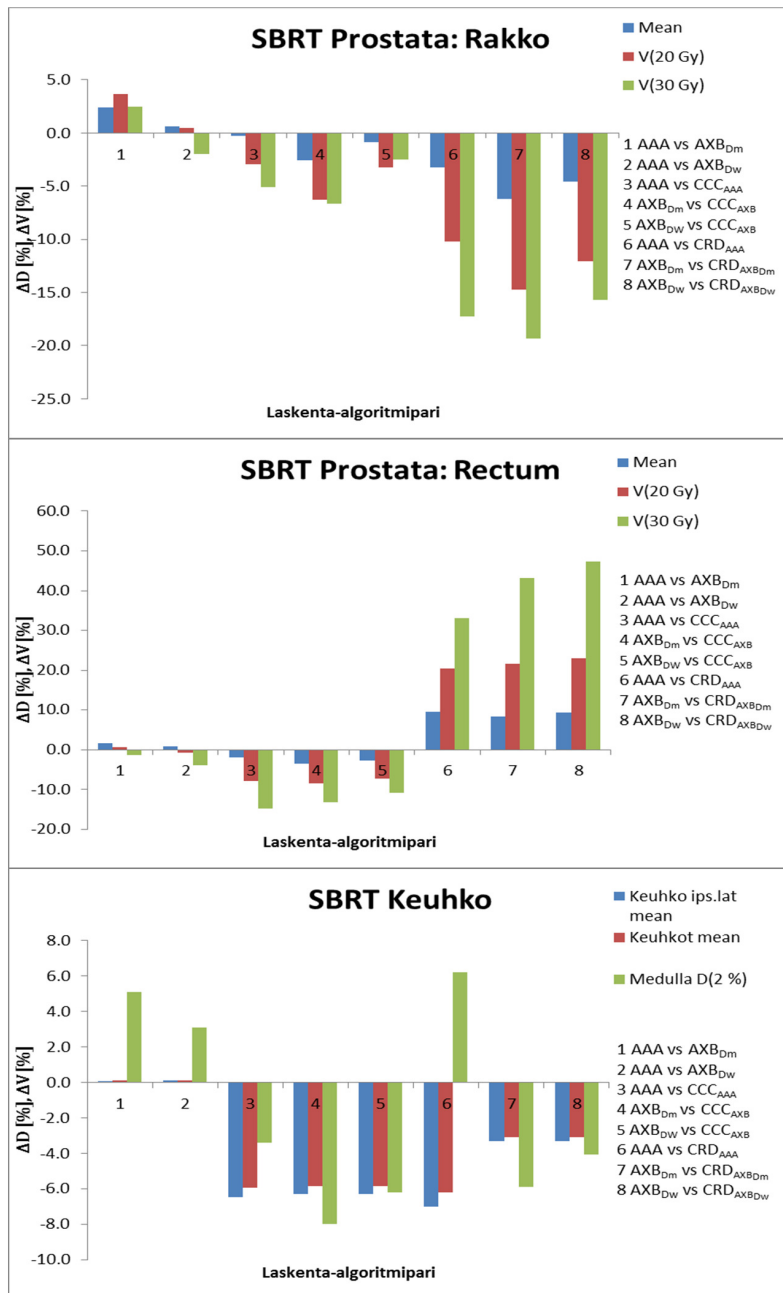
Compass:in laskemat kriittisten elinten annokset olivat suurempia kaikilla mielenkiintoalueilla, kun niitä verrattiin Eclipsen laskenta-algoritmien annoksiin. Suurin annosero saatiin medullan maksimista AXB_{D_m}:lle, jolloin annosero oli -8,0±4,0 %. AAA:lle maksimiannosero oli -6,5±3,6 % ja AXB_{D_w}:lle -6,3±3,3 %. AAA:lle ja AXB_{D_w}:lle maksimipoikkeama löytyi ipsilateraalisen keuhkon mean annoksesta. Minimipoikkeama saatiin AAA:lla medullan maksimista, jolloin annosero oli -3,4±6,4 %. Molemmille Acuros XB-algoritmeille minimiannos löytyi molempien keuhkojen mean annoksesta, jolloin ero oli -5,8±3,4 %.

Vertailtaessa Eclipsen laskenta-algoritmien annoksia mittauksista rekonstruoituihin annoksiin havaittiin, että mitatut kriittisten elinten annokset olivat pienempiä tarkastelluilla mielenkiintoalueilla. Ainoastaan medullan maksimiannos oli suurempi AAA:lla, jolloin annosero oli 6,2±15,1 %. Kun AAA:ta verrattiin rekonstruoituun annokseen maksimiannosero saatiin ipsilateraalisen keuhkon mean annoksesta, jolloin annosero oli -7,0±9,7 %. AXB_{D_m}:lle annosero maksimissaan oli -5,9±1,9 % ja AXB_{D_w}:lle -4,1±2,1 %. Acuros XB-laskenta-algoritmeille maksimipoikkeamat löytyivät medullan maksimista. Minimipoikkeamat kaikille algoritmeille saatiin molempien keuhkojen mean annoksista. Annoserot olivat molemmille Acuros XB-algoritmeille -3,1±2,7 % ja AAA:lle -6,2±8,5 %. Mitatut annokset oli-

vat pienempiä kuin Compass:illa lasketut annokset.

Cozzolino ym. [25, s. 463] tutki artikkelissaan 26 perinteisesti fraktioitua VMAT-prostatasuunnitelmaa. Suunnitelmat oli lasketettu AAA:lla. Tutkimuksessa havaittiin rectumin tilavuusosuuksiin kytketyissä mielenkiintoalueissa suuria poikkeamia Eclipsen TPS:n ja Compass:in rekonstruoiman annoksen välillä. V(50 Gy) ja V(60 Gy), jotka vastaavat perinteisellä fraktioinnilla tässä tutkimuksessa tarkasteltuja V(20 Gy) ja V(30 Gy) tilavuusalueita, poikkesivat $9,6 \pm 1,3$ % ja $18,9 \pm 2,3$ %. Poikkeamat ovat saman suuntaisia tässä tutkimuksessa havaittujen erojen kanssa. Nyt saadut suuremmat poikkeamat näennäisestä referenssistä voivat selittyä sillä, että SBRT prostatasuunnitelmissa on pyritty saamaan jyrkempi annosgradientti kohdealueen ja kriittisten elinten välille kuin perinteisesti fraktioituissa suunnitelmissa.

Stathakis ym. [4, s. 81] raportoi artikkelissaan erilaisten epähomogeenisuuksien (ilma, vesi ja luu) vaikutuksista algoritmien kykyyn ennustaa kohteeseen absorboitunut annos. Erityisesti ilmaontelon ollessa osittain kentän alueella kaikilla algoritmeilla oli ongelmia annoksen laskennassa. Annos poikkesi tällöin 2-50 %, kun AAA:ta ja AXB:ta verrattiin Monte Carlo-mallinnukseen. Tulos on hyvin samanlainen, kuin tässä tutkimuksessa rectumin osalta saatu. Rectum voidaan ajatella rakenteena, joka sisältää osittain ilmaa. Rakko puolestaan vastaa paremmin rakennetta, joka on täynnä vettä läheisesti muistuttavaa ainetta. Artikkelissa fantomiin asetettu vesiepähomogeenisuus aiheutti 2-5 % annoseron.



Kuva 18. Kriittisten elinten algoritmikohtaiset annoserot.

10.5.4 Kriittisten elinten annokset - globaalit erot

Kriittisten elinten mielenkiintoalueiden suhteellisia annoseroja tutkittiin, jotta saataisiin tietoa globaaleista algoritmivalinnoista johtuvista eroista elinten annoksissa. Taulukossa 9 näkyvät kriittisten elinten suhteellisten annosparametrien annosvertailun tulokset eri laskenta-algoritmeilla. Taulukossa on listattuna algoritmipari- ja kohdealueryhmäkohtaisesti jokaisen mielenkiinnon kohteena olevan parametrin keskiarvo sekä keskihajonta.

Kun kaikista suhteellisten annosparametrien keskiarvoista laskettiin keskiarvo havaittiin, että AXB_{D_m} aliarvioi kriittisten elinten annosta suhteessa AAA:han. Muutos annoksissa oli tällöin $0,24 \pm 0,08$ %. AAA:n vaihtaminen AXB_{D_w} :hen ei saanut aikaan suurta muutosta kriittisten elinten annoksessa eron ollessa $0,01 \pm 0,06$ %. Compass:in laskema annos yliarvioi kriittisten elinten annosta. Erot olivat alle 1 % suhteessa AAA:han. Compass:in mittauksista rekonstruoima annos vastasi hyvin näennäistä referenssiannosta. Kaikilla algoritmeilla erot olivat tässä tapauksessa alle 0,5 %.

Tilastollisesti merkitseviä eroja havaittiin ainoastaan rectumin V(20 Gy) tarkastelutilavuudessa. Kaikissa tapauksissa tilastollisesti merkitsevä ero löytyi verrattaessa Eclipsen TPS:ää Compass:in mittaustuloksista rekonstruoimaan annokseen.

Taulukko 9. Kriittisten elinten annoskeskiarvojen suhteelliset annosparametrit ja p-analyysin tulokset.

AAA					
Parametri	AAA [%]	CCC _{AAA} [%]	CRD _{AAA} [%]	p	
Prostata					
Rakko mean	31,6±4,9	3,8±5,6	32,8±5,7		
Rakko V(20Gy)	19,0±5,0	19,7±5,4	21,2±5,6		
Rakko V(30Gy)	8,5±3,2	9,0±3,5	10,1±3,5		
Rectum mean	30,4±2,2	31,0±2,4	27,8±2,4		
Rectum V(20Gy)	14,8±1,4	16,0±1,5	12,3±1,4	d	
Rectum V(30Gy)	5,8±1,2	6,8±1,2	4,4±1,2		
Kehko					
Kehko ips.lat mean	8,1±3,7	8,7±3,8	8,5±3,4		
Kehkot mean	4,4±2,2	4,7±2,1	4,6±2,0		
Medulla D(2%)	4,0±2,1	4,1±2,1	3,7±2,5		
AXB					
Parametri	AXB_{D_m} [%]	AXB_{D_w} [%]	CCC _{AXB} [%]	CRD _{AXB} [%]	p
Prostata					
Rakko mean	30,9±5,2	31,5±5,2	31,8±5,5	33,0±5,8	
Rakko V(20Gy)	18,4±5,2	19,0±5,2	19,6±5,4	21,5±5,6	
Rakko V(30Gy)	8,3±3,2	8,6±3,1	8,9±3,3	10,1±3,4	
Rectum mean	29,9±2,3	30,2±2,2	31,0±2,4	27,6±2,4	
Rectum V(20Gy)	14,7±1,5	14,9±1,5	16,0±1,4	12,1±1,2	e,f
Rectum V(30Gy)	5,9±1,2	6,1±1,3	6,8±1,2	4,2±1,2	
Kehko					
Kehko ips.lat mean	8,1±3,6	8,1±3,6	8,6±3,7	8,3±3,6	
Kehkot mean	4,4±2,1	4,4±2,1	4,7±2,1	4,5±2,1	
Medulla D(2%)	3,8±1,9	3,9±2,0	4,1±2,1	4,0±1,9	

missä d AAA vs CRD_{AAA}, e AXB_{D_m} vs CRD_{D_m} ja f AXB_{D_w} vs CRD_{D_w}.

10.5.5 Laskenta-algoritmien annosvertailun yhteenveto

Annosvertailun yhteenveto toteutettiin sekä kohdealueen ja kriittisten elinten annosten ja tilavuusosuuksien mielenkiintoalueiden erotuksia että hoitokohderyhmäjaon mukaisesti tarkastellen. Erotusten avulla voitiin päätellä saatiinko, jollakin algoritmilla systemaattisesti näennäistä referenssiannosta paremmin vastaava tulos. Hoitokohderyhmäjaon mukainen tarkastelu puolestaan auttoi määrittämään, onko jokin suunnitelmaryhmä tai kriittisen elimen saama annos kriittisempi käytettävän laskenta-algoritmin valinnalle.

Tarkasteltaessa kohdealueen ja kriittisten elinten annosten ja tilavuusosuuksien mielenkiintoalueiden erotuksia, maksimierotuksen näennäiseen referenssiin antoi useimmiten AXB_{D_m} . Maksimierotus saatiin yhteensä 10 kertaa. Näennäisenä referenssinä oli käytetty neljästi Eclipsen TPS:n, viidesti Compass:in laskemaa ja yhden kerran mittauksista rekonstruoimaa annosta. Seuraavaksi todennäköisin maksimipoikkeama oli AAA:lla, jolla maksimierotus näennäiseen referenssiin saatiin viisi kertaa. Maksimi löydettiin yhden kerran suhteessa Compass:in laskemaan annokseen ja neljä kertaa rekonstruoimaan annokseen. AXB_{D_w} poikkesi eniten näennäisestä referenssistä ainoastaan kolmessa tapauksessa. Maksimierotus saatiin tällöin kaksi kertaa suhteessa Eclipsen TPS:ään ja yhden kerran rekonstruoimaan annokseen.

Pienemmän erotuksen näennäiseen referenssiin antoi useimmiten AXB_{D_w} . Minimierotus saatiin yhteensä kahdeksan kertaa. Lukumäärä muodostui kahdesta suhteesta Eclipsen TPS:än sekä kolmesta suhteesta Compass:in laskemaan ja rekonstruoimaan annokseen. Sekä AAA että AXB_{D_m} antoivat pienemmän erotuksen näennäisestä referenssistä viisi kertaa. Minimierotus saatiin kolmesti AXB_{D_m} :lle suhteessa Eclipse TPS:ään ja AAA:lle suhteessa Compass:in laskemaan annokseen. Lisäksi minimierotus saatiin molemmille algoritmeille kahdesti suhteessa Compass:in rekonstruoimaan annokseen.

AXB_{D_w} antoi laskenta-algoritmeista tutkimuksen aineistolla epätodennäköisimmin eniten näennäisestä referenssistä poikkeavan tuloksen. Lisäksi AXB_{D_w} :llä saatiin todennäköisimmin pienin erotus näennäisestä referenssiannoksesta.

Kun suunnitelmia tarkasteltiin hoitokohderyhmäjaon mukaisesti, maksimiannosero saatiin todennäköisimmin SBRT keuhkosuunnitelmien ryhmässä, yhteensä 13 kertaa. Seuraavaksi todennäköisin maksimiannosero oli SRT aivosuunnitelmien ryhmässä. Maksimiannosero saatiin tässä ryhmässä yhdeksän kertaa. SBRT prostatasuunnitelmissa ja SBRT vartalon alueen suunnitelmissa maksimiannosero saavutettiin molemmissa yhden

kerran.

Minimipoikkeama saatiin useimmiten SBRT prostatasuunnitelmien ryhmässä, yhteensä 13 kertaa. Toiseksi todennäköisin minimipoikkeama oli SBRT vartalon alueen suunnitelmien ryhmässä, jossa se saavutettiin kuusi kertaa. Kolmanneksi todennäköisin minimipoikkeama oli SRT aivosuunnitelmien ryhmässä, yhteensä neljä kertaa. Epätodennäköisin minimipoikkeama oli SBRT keuhkosuunnitelmien ryhmässä, jossa se saavutettiin yhden kerran.

Kohdealueiden maksimipoikkeamien perusteella voidaan päätellä, että SBRT keuhko- ja SRT aivosuunnitelmat ovat kohdealueen annoksen osalta kriittisempiä käytetyn laskenta-algoritmin valinnalle. Erityisesti SBRT prostatasuunnitelmissa ei ole niin paljon merkitystä, mikä algoritmi suunnitelman laskentaan valitaan.

Kriittisten elinten tapauksessa maksimipoikkeama saavutettiin SBRT prostatasuunnitelmien osalta todennäköisimmin V(30 Gy) tarkastelualueen kohdalla, yhteensä 13 kertaa. Toiseksi todennäköisin maksimipoikkeama oli V(20 Gy) tarkastelualueelta, jossa se saavutettiin kahdesti. Maksimipoikkeama saatiin ainoastaan yhden kerran rectumin mean annoksesta. SBRT keuhkosuunnitelmille maksimipoikkeama saatiin todennäköisimmin medullan maksimista, jossa se tuli esiin viidesti. Ipsilateraalisen keuhkon mean annoksesta maksimipoikkeama saatiin kolme kertaa.

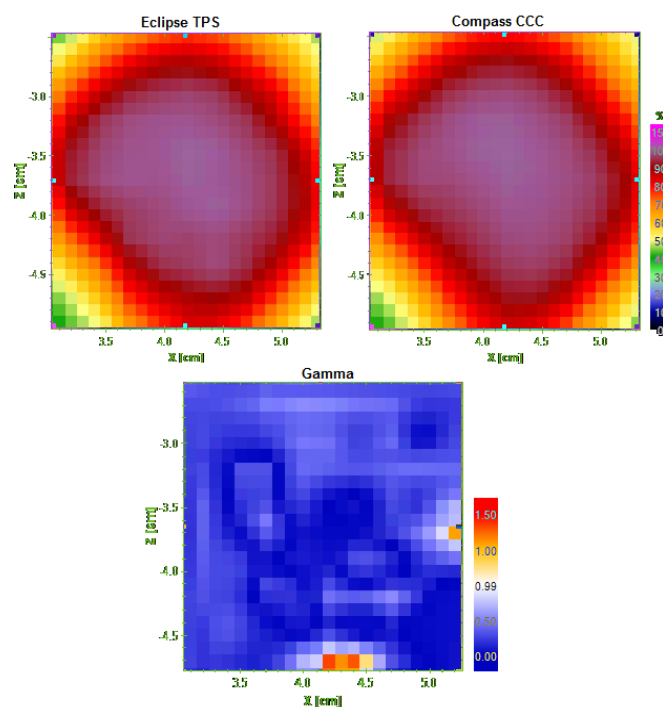
Minimipoikkeama saatiin SBRT prostatasuunnitelmien osalta todennäköisimmin rakon ja rectumin mean annoksista, yhteensä 14 kertaa. Toiseksi todennäköisin minimipoikkeama oli rakon ja rectumin V(20 Gy) tarkastelualueelta, joissa se esiintyi kahdesti. SBRT keuhkosuunnitelmille minimipoikkeama löydettiin useimmiten molempien keuhkojen mean annoksesta, yhteensä seitsemän kertaa. Medullan maksimista minimipoikkeama saatiin yhden kerran.

Kriittisten elinten tuloksista nähdään, että algoritmin valinnalla on eniten merkitystä siihen kuinka suuri tilavuus rakosta ja rectumista saa tarkasteltavan annoksen. Eroa on algoritmien välillä erityisesti tarkasteltavan annoksen kasvaessa. Kriittisten elinten mean annosten suuruuteen algoritmin valinnalla ei ole suurta merkitystä.

10.6 Gammavertailu

Gamma-analyysit suoritettiin eri laskenta-algoritmeille käyttäen Eclipsen fotonilaskenta-algoritmien laskemaa annosta näennäisenä referenssiannoksena ja vertaamalla TPS:n annosta Compass:in laskemaan ja mitatusta annoksesta rekonstruoimaan annokseen. Esimerkki SRT aivosuunnitelman

gamma-analyysistä on kuvassa 19. Tavoitteena oli määrittää annosvertailussa havaittujen algoritmien välisten erojen merkitsevyys. Gammakriteereinä analyyseissa käytettiin 3 % ja 3 mm, jotka ovat kliinisesti käytössä, sekä 2% ja 2 mm, jotta päästäisiin algoritmien laskentatarkkuuden ääriarvoille [1, s. 5]. Gamma-analyysit tehtiin 2D- ja 3D-analyyseina. Tarkoitus oli tutkia pystytäänkö 3D-analyysillä havaitsemaan paremmin poikkeamat hoidon toteutuksessa. Analyyseistä tutkittiin saatujen hyväksymisprosenttien keskinäistä sekä hyväksymisprosenttien ja kohdealueen tilavuuden välistä riippuvuutta.



Kuva 19. Esimerkki SRT aivosuunnitelman gamma-analyysin yksittäisestä tasosta.

10.6.1 Laskenta-algoritmit

Taulukoissa 10 ja 11 näkyvät gamma-analyysin tulokset hyväksytyjen pisteiden prosentuaalisten osuuksien ja gamma-arvojen keskiarvojen osalta. Analyysissä verrattiin eri laskenta-algoritmeja ja Compass:illa lasketua sekä mitatusta annoksesta rekonstruoitua annosta keskenään. Lisäksi tarkasteltiin eroja, joita voitiin havaita suoritettaessa gamma-analyysi kohdealueen isosentritasossa (2D) ja kohdealueen koko tilavuudessa (3D). 2D-

analyysissa tarkastelualue oli määritelty siten, että se kattoi 80 % isodoosin rajaaman alueen. Rajaus tehtiin käyttämällä suorakulmion mallisen alueen sisäänsä sulkevaa VOI (Volume of Interest)-työkalua. 3D-analyysissa gamma-analyysin mielenkiintoalueeksi oli määritetty kohdealueen määräämä tilavuus.

Taulukossa 10 on listattuna algoritmipari- ja kohdealueryhmäkohtaisesti jokaisen gamma-analyysin hyväksytyjen pisteiden prosentuaalisten osuuksien keskiarvo sekä keskihajonta. Lisäksi on kirjattu erilliseen sarakkeeseen tapaukset, joiden tuloksien välillä oli tilastollisesti merkitsevä ero.

Taulukko 10. Gamma-analyysin hyväksytyjen pisteiden prosentuaalisten osuuksien laskenta-algoritmikohtaiset tulokset ja p-analyysin tulokset.

2D, Eclipse TPS vs CCC					
Kohde	DTA	AAA vs CCC _{AAA} [%]	AXB _{D_{im}} vs CCC _{AXB} [%]	AXB _{D_w} vs CCC _{AXB} [%]	p
Prostata	3%3mm	97,8±2,7	99,7±0,3	99,1±1,4	
	2%2mm	94,8±5,1	96,5±1,9	96,3±2,5	
Keuhko	3%3mm	99,4±0,8	96,8±4,0	99,7±0,5	
	2%2mm	96,9±3,1	91,9±6,0	93,1±5,3	
Aivo	3%3mm	89,9±3,3	87,7±6,6	84,3±10,7	
	2%2mm	83,3±7,4	73,5±12,6	75,1±15,4	
Vartalo	3%3mm	96,4±5,6	97,3±3,4	91,4±13,5	
	2%2mm	88,8±14,9	91,9±3,1	82,2±23,0	
2D, Eclipse TPS vs CRD					
Kohde	DTA	AAA vs CRD _{AAA} [%]	AXB _{D_{im}} vs CRD _{AXB_{D_{im}}} [%]	AXB _{D_w} vs CRD _{AXB_{D_w}} [%]	p
Prostata	3%3mm	91,8±7,1	88,1±4,8	93,5±2,0	
	2%2mm	90,2±8,8	80,7±6,6	88,4±3,1	
Keuhko	3%3mm	98,5±1,3	98,7±0,8	98,8±1,4	
	2%2mm	90,9±7,5	91,1±7,6	90,9±3,7	
Aivo	3%3mm	67,2±8,1	80,6±11,1	79,4±11,6	
	2%2mm	62,2±9,9	61,2±16,4	63,4±12,3	
Vartalo	3%3mm	93,2±7,7	88,7±10,2	93,3±7,9	
	2%2mm	85,7±14,1	82,1±9,4	80,0±11,9	
3D, Eclipse TPS vs CCC					
Kohde	DTA	AAA vs CCC _{AAA} [%]	AXB _{D_{im}} vs CCC _{AXB} [%]	AXB _{D_w} vs CCC _{AXB} [%]	p
Prostata	3%3mm	94,9±5,2	96,2±3,0	99,92±0,03	
	2%2mm	75,4±15,5	71,9±13,2	97,3±1,1	
Keuhko	3%3mm	85,6±9,5	96,2±3,8	95,1±4,6	
	2%2mm	58,5±21,6	85,7±8,0	78,5±6,3	
Aivo	3%3mm	81,1±15,3	77,3±19,2	90,0±6,4	
	2%2mm	61,6±23,1	59,3±27,8	78,7±10,8	
Vartalo	3%3mm	93,8±9,3	84,4±13,1	94,2±7,4	
	2%2mm	83,5±20,9	66,1±22,3	85,4±10,6	
3D, Eclipse TPS vs CRD					
Kohde	DTA	AAA vs CRD _{AAA} [%]	AXB _{D_{im}} vs CRD _{AXB_{D_{im}}} [%]	AXB _{D_w} vs CRD _{AXB_{D_w}} [%]	p
Prostata	3%3mm	93,6±4,0	87,1±3,7	97,3±0,4	
	2%2mm	72,9±9,3	61,5±5,5	83,6±1,3	
Keuhko	3%3mm	84,1±13,6	92,8±6,8	93,6±5,2	
	2%2mm	61,9±14,3	81,8±10,6	78,3±11,0	
Aivo	3%3mm	85,8±11,7	83,3±10,5	77,9±18,5	
	2%2mm	68,6±15,5	68,2±13,6	62,4±20,3	
Vartalo	3%3mm	96,3±5,2	85,7±11,7	90,9±5,9	
	2%2mm	88,1±9,7	70,0±14,1	76,2±6,0	c

missä c on (AAA vs CRD_{AAA}) vs (AXB_{D_w} vs CRD_{AXB_{D_w}}).

Verrattaessa Eclipsen TPS:ää suhteessa Compass:in laskemaan annokseen 2D gamma-analyysillä 3 % ja 3 mm gammakriteereillä suurin hyväk-

syttyjen pisteiden suhteellinen osuus oli $99,7 \pm 0,3$ %. Tulos saatiin AXB_{D_m} :llä SBRT prostatasuunnitelmien ryhmästä. Pienin hyväksytyjen pisteiden suhteellinen osuus saatiin vastaavilla kriteereillä AXB_{D_w} :llä SRT aivosuunnitelmien ryhmästä. Hyväksymisprosentti oli tällöin $84,3 \pm 10,7$ %. Kun gammakriteerejä tiukennettiin 2 % ja 2 mm:iin maksimi- ja minimihyväksymisprosentit saatiin samoista suunnitelmaryhmistä. Minimihyväksymisprosentin osalta verrattava algoritmi oli sama, mutta maksimihyväksymisprosentti löydettiin AAA:lla. Prosentti suurimmalle hyväksymisprosentille oli $96,9 \pm 3,1$ % ja pienimmälle $73,5 \pm 12,6$ %.

Kun Eclipsen TPS:ää verrattiin suhteessa mittaustuloksista rekonstruoituun annokseen 2D gamma-analyysillä 3 % ja 3 mm gammakriteereillä suurin hyväksytyjen pisteiden suhteellinen osuus oli $98,8 \pm 1,4$ %, joka saatiin AXB_{D_w} :llä SBRT keuhkosuunnitelmien ryhmästä. Pienin hyväksytyjen pisteiden suhteellinen osuus saatiin vastaavilla kriteereillä AAA:lla ja SBRT aivosuunnitelmien ryhmästä hyväksymisprosentin ollessa $67,2 \pm 8,1$ %. Gammakriteerien tiukentuessa 2 % ja 2 mm ryhmät olivat samat. Prosentti maksimihyväksymisprosentille oli $91,1 \pm 7,6$ % ja minimille $61,2 \pm 16,4$ %. Maksimi- ja minimihyväksymisprosentit saatiin AXB_{D_m} :llä.

2D gamma-analyysin algoritmi- ja kohdealuekohtaisessa tarkastelussa suurimman hyväksytyjen pisteiden suhteellisen osuuden antoi useimmiten AXB_{D_m} , yhteensä kuusi kertaa. Sekä AAA että AXB_{D_w} antoivat suurimman hyväksymisprosentin viisi kertaa. Pienin hyväksymisprosentti oli todennäköisin AXB_{D_m} :llä, jolla se saatiin yhteensä seitsemän kertaa. AAA pienimmän hyväksymisprosentin viisi kertaa. AXB_{D_w} :llä pienin hyväksymisprosentin saatiin neljä kertaa. 2D gamma-analyysin nojalla Eclipsen algoritmien välillä ei ole suuria eroja. AXB_{D_w} antaa toiseksi useiten suurimman hyväksymisprosentin ja harvoimmin pienimmän. Siten sen voisi ajatella parhaiten antavan näennäistä referenssiannosta vastaavan tuloksen, koska AXB_{D_m} antaa useimmiten sekä maksimi- että minimihyväksymisprosentin.

Verrattaessa Eclipsen TPS:ää suhteessa Compass:in laskemaan annokseen 3D gamma-analyysillä 3 % ja 3 mm gammakriteereillä suurin hyväksytyjen pisteiden suhteellinen osuus oli $99,92 \pm 0,03$ %, joka saatiin AXB_{D_w} :lla SBRT prostatasuunnitelmien ryhmästä. Pienin hyväksytyjen pisteiden suhteellinen osuus saatiin vastaavilla kriteereillä AXB_{D_m} :lla ja SRT aivosuunnitelmien ryhmästä hyväksymisprosentin ollessa $77,3 \pm 19,2$ %. Kun gammakriteerejä tiukennettiin 2 % ja 2 mm suurin hyväksymisprosentti saatiin AXB_{D_w} :lla edelleen SBRT prostatasuunnitelmien ryhmästä. Suurin hyväksymisprosentti oli $97,3 \pm 1,1$ %. Pienin hyväksymisprosentti löydettiin AAA:lla SBRT keuhkosuunnitelmien ryhmästä, jolloin hyväksymisprosentti oli $58,5 \pm 21,6$ %.

Kun Eclipsen TPS:ää verrattiin suhteessa mittaustuloksista rekonstruoituun annokseen 3D gamma-analyysillä 3 % ja 3 mm gammakriteereillä suurin hyväksytyjen pisteiden suhteellinen osuus oli $97,3\pm 0,4$ %, joka saatiin AXB_{D_w} :lla SBRT prostatasuunnitelmien ryhmästä. Pienin hyväksytyjen pisteiden suhteellinen osuus saatiin vastaavilla kriteereillä myös AXB_{D_w} :lla ja SRT aivosuunnitelmien ryhmästä hyväksymisprosentti oli $77,9\pm 18,5$ %. Gammakriteerejä tiukennettaessa 2 % ja 2 mm suurin hyväksymisprosentti löytyi AAA:lla SBRT vartalos suunnitelmien ryhmälle. Suurin hyväksymisprosentti oli $88,1\pm 9,7$ %. Minimihyväksymisprosentti löydettiin SBRT prostatasuunnitelmien ryhmästä ja se oli $61,5\pm 5,5$ % AXB_{D_m} :lle.

3D gamma-analyysin algoritmi- ja kohdealuekohtaisessa tarkastelussa AXB_{D_w} antoi useimmiten suurimman hyväksytyjen pisteiden suhteellisen osuuden, yhteensä yhdeksän kertaa. Seuraavaksi todennäköisin suurin hyväksymisprosentti oli AAA:lla, jolla maksimihyväksymisprosentti saatiin neljä kertaa. AXB_{D_m} antoi suurimman hyväksymisprosentin kolme kertaa. Pienin hyväksymisprosentti puolestaan saatiin useimmiten AXB_{D_m} :lla, yhteensä yhdeksän kertaa. AAA antoi pienimmän hyväksymisprosentin viisi kertaa ja AXB_{D_w} kaksi kertaa. Siten AXB_{D_w} antoi 3D gamma-analyysin nojalla parhaiten näennäistä referenssiannosta vastaavan tuloksen.

Kun tarkasteltiin 2D ja 3D gamma-analyysia algoritmi- ja kohdealuekohtaisesti havaittiin, että hyväksytyjä pisteitä oli SBRT aivosuunnitelmien ryhmässä vähiten kaikilla algoritmeilla. Lisäksi 2D-analyysin hyväksytyjen pisteiden prosenttiosuudet olivat keskimäärin suurempia kuin 3D-analyysistä saadut. Tämä havainnollistaa sitä, että annosjakaumat kohdealueen keskitasossa voivat vastata hyvin toisiaan, mutta tarkempaan lopputulokseen päästään, kun tarkastellaan koko kohdealueen tilavuutta.

Tilastollisesti merkitseviä eroja ei havaittu 2D-analyysissa. 3D-analyysissa tilastollisesti merkitsevä ero löydettiin vartalo suunnitelmien ryhmästä. Tilastollisesti merkittävää eroa 3D-analyysissa ei saatu kliinisesti käytössä olevilla gammakriteereillä.

Taulukko 11. Gamma-arvojen keskiarvojen laskenta-algoritmikohtaiset tulokset.

2D, Eclipse TPS vs CCC				
Kohde	DTA	AAA vs CCC _{AAA} [%]	AXB _{D_m} vs CCC _{AXB} [%]	AXB _{D_w} vs CCC _{AXB} [%]
Prostata	3%3mm	0,3±0,1	0,26±0,06	0,3±0,1
	2%2mm	0,4±0,1	0,34±0,07	0,4±0,1
Keuhko	3%3mm	0,22±0,07	0,25±0,07	0,2±0,1
	2%2mm	0,49±0,09	0,36±0,08	0,4±0,1
Aivo	3%3mm	0,37±0,05	0,5±0,1	0,5±0,1
	2%2mm	0,5±0,1	0,7±0,2	0,7±0,2
Vartalo	3%3mm	0,3±0,1	0,40±0,3	0,4±0,3
	2%2mm	0,4±0,2	0,40±0,04	0,60±0,3

2D, Eclipse TPS vs CRD				
Kohde	DTA	AAA vs CRD _{AAA} [%]	AXB _{D_m} vs CRD _{AXB_{D_m}} [%]	AXB _{D_w} vs CRD _{AXB_{D_w}} [%]
Prostata	3%3mm	0,4±0,1	0,45±0,09	0,43±0,02
	2%2mm	0,5±0,1	0,5±0,1	0,51±0,05
Keuhko	3%3mm	0,2±0,1	0,28±0,08	0,31±0,05
	2%2mm	0,4±0,2	0,4±0,1	0,46±0,08
Aivo	3%3mm	0,8±0,1	0,54±0,08	0,61±0,09
	2%2mm	0,8±0,1	0,8±0,2	0,8±0,2
Vartalo	3%3mm	0,4±0,1	0,4±0,2	0,5±0,2
	2%2mm	0,5±0,1	0,60±0,09	0,6±0,2

3D, Eclipse TPS vs CCC				
Kohde	DTA	AAA vs CCC _{AAA} [%]	AXB _{D_m} vs CCC _{AXB} [%]	AXB _{D_w} vs CCC _{AXB} [%]
Prostata	3%3mm	0,5±0,1	0,52±0,09	0,30±0,04
	2%2mm	0,8±0,2	0,8±0,1	0,45±0,05
Keuhko	3%3mm	0,7±0,2	0,54±0,06	0,54±0,07
	2%2mm	1,0±0,2	0,79±0,09	0,80±0,08
Aivo	3%3mm	0,7±0,2	0,7±0,2	0,51±0,05
	2%2mm	1,0±0,2	1,0±0,3	0,73±0,05
Vartalo	3%3mm	0,4±0,2	0,6±0,2	0,43±0,08
	2%2mm	0,6±0,3	0,9±0,2	0,63±0,09

3D, Eclipse TPS vs CRD				
Kohde	DTA	AAA vs CRD _{AAA} [%]	AXB _{D_m} vs CRD _{AXB_{D_m}} [%]	AXB _{D_w} vs CRD _{AXB_{D_w}} [%]
Prostata	3%3mm	0,51±0,07	0,58±0,04	0,42±0,01
	2%2mm	0,76±0,10	0,85±0,05	0,62±0,01
Keuhko	3%3mm	0,6±0,1	0,50±0,09	0,50±0,08
	2%2mm	0,9±0,2	0,7±0,1	0,7±0,1
Aivo	3%3mm	0,6±0,2	0,6±0,1	0,7±0,2
	2%2mm	0,8±0,2	0,8±0,1	0,9±0,2
Vartalo	3%3mm	0,39±0,09	0,6±0,1	0,50±0,06
	2%2mm	0,6±0,1	0,8±0,2	0,71±0,06

Taulukossa 11 olevista gamma-arvojen keskiarvoista nähdään, että keskiarvot olivat pienempiä 2D-analyysissä 88 % tapauksista. 2D-analyysissä keskiarvo olivat enintään 0,8±0,1 3 % ja 3 mm:lle ja 0,8±0,2 3 % ja 3 mm:lle. Vastaavasti gamma-arvojen keskiarvot 3D-analyysille olivat enintään 0,7±0,2 3 % ja 3 mm:lle ja 1,0±0,3 2 % ja 2 mm:lle. 2D-analyysistä saatava tulos on riippuvainen tarkasteluun valitusta tasosta sekä siitä, miten tarkastelua-alue rajataan. 3D-analyysissä voidaan valita tarkastelutilavuudeksi mielenkiinnon kohteena oleva alue ja tulos on luotettavampi.

Visser ym. [5, s. 3] esitti artikkelissaan, että gamma-arvojen keskiarvot kuvaavat parhaiten 3D-annosjakaumaa. Hän esitti myös vertailuasteikon, jonka avulla voidaan päättää suunnitelmille analyysin jälkeen tehtävistä toimenpiteistä. Asteikko koostuu kolmesta portaasta, jotka perustuvat

gamma-arvon keskiarvoon (γ_{mean}). Nämä portaat ovat PASS $\gamma_{\text{mean}} \leq 0,4$, EVAL $0,4 < \gamma_{\text{mean}} < 0,6$ ja FAIL $\gamma_{\text{mean}} \geq 0,6$.

Kun Visserin esittämää analyysia sovellettiin tämän tutkimuksen aineistoon, 2D-analyysissa Eclipsen TPS:n ja Compass:in laskeman annoksen välillä gammakriteereillä 3 % ja 3 mm 67 % tarkastelluista keskiarvoista läpäisi analyysin ja 25 % päätyi ryhmään, joita pitäisi tarkastella vielä lisää ja 8 % hylättiin. Gamma-kriteerien tiukentuessa 2 % ja 2 mm vastaavat lukemat olivat 58 % PASS, 17 % EVAL ja 25 % FAIL. Eclipsen TPS:n ja Compass:in rekonstruoiman annoksen 2D-analyysissa gammakriteereillä 3 % ja 3 mm prosentit ryhmille olivat 33 % PASS, 33 % EVAL ja 33 % FAIL. Kun gammakriteerit tiukentuivat 2 % ja 2 mm olivat prosentit vastaaville ryhmille 25 % PASS, 33 % EVAL ja 42 % FAIL.

3D-analyysissa hyväksytyjen keskiarvojen lukumäärä pienenee, koska tarkesteluun otetaan kohdealueen koko tilavuus. Analyysin tulokset 3D-analyysille Eclipsen TPS:n ja Compass:in laskeman annoksen välille olivat 3 % ja 3 mm 17 % PASS, 50 % EVAL ja 33 % FAIL. Gammakriteerien tiukentuessa 2 % ja 2 mm vastaavat lukemat olivat 8 % EVAL ja 92 % FAIL. Eclipsen TPS:n ja Compass:in rekonstruoiman annoksen 3D-analyysissa gammakriteereillä 3 % ja 3 mm prosentit ryhmille olivat 8 % PASS, 50 % EVAL ja 42 % FAIL. Kun gammakriteerit tiukentuivat 2 % ja 2 mm kaikki keskiarvot menivät hylättyjen ryhmään 100 % FAIL.

Kun verrattiin keskenään 2D- ja 3D-analyysin keskiarvoja havaittiin, että kahta tapausta lukuunottamatta, kaikki keskiarvot, jotka olivat 2D-analyysissa ryhmissä, jotka vaativat analyysin jälkeisiä toimenpiteitä olivat niissä myös 3D-analyysissa. Toisaalta 2D-analyysilla ei pystytty erottamaan kaikkia tapauksia, jotka 3D-analyysin mukaan vaativat tarkempaa huomiota.

10.6.2 Hyväksymisprosenttien välinen riippuvuus

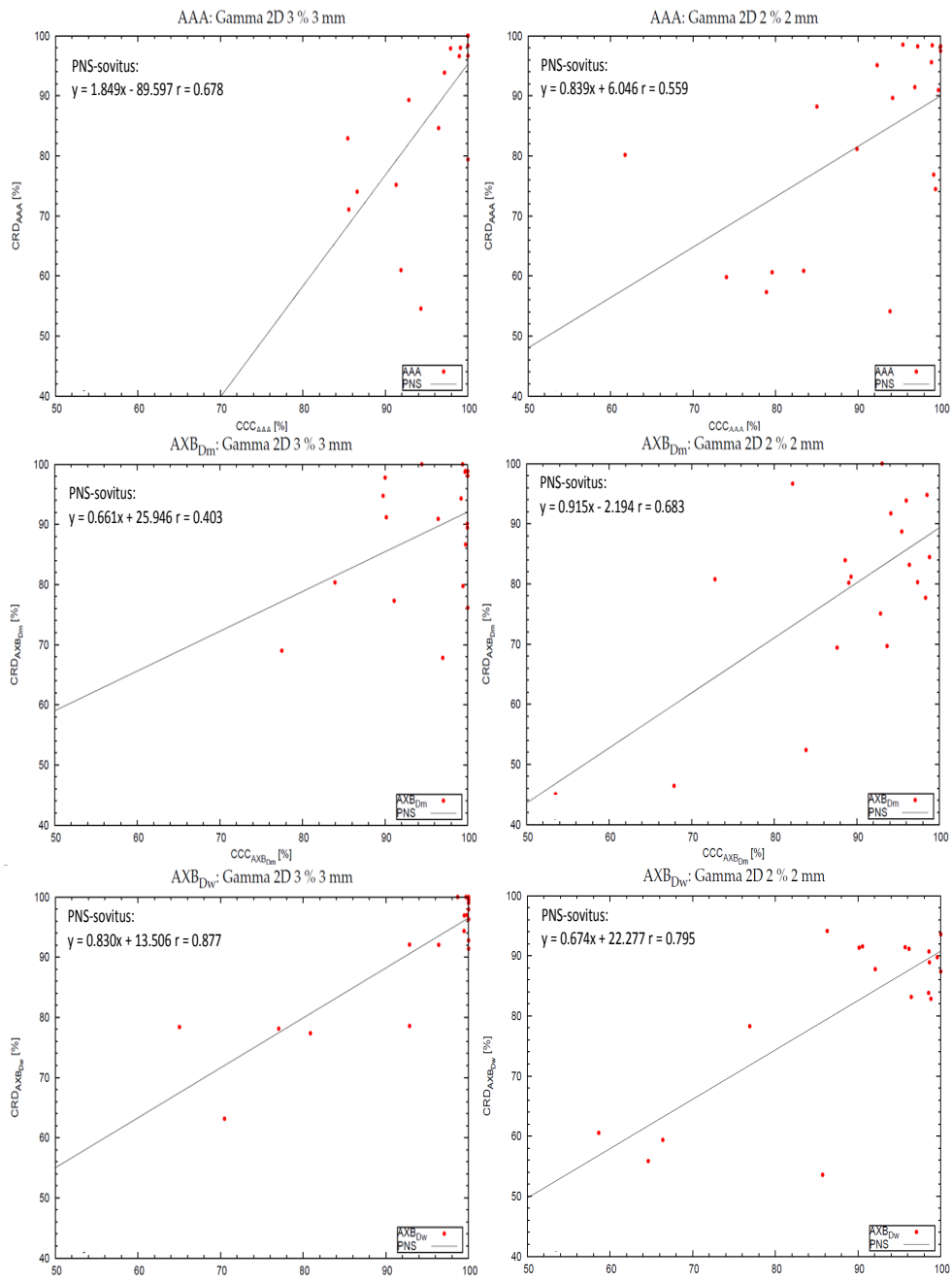
Haluttiin tutkia löytyykö laskenta-algoritmikohtaisesti Compass:illa lasketun ja rekonstruoidun annoksen välille korrelaatiota, kun tarkasteltiin gamma-analyyseista saatuja hyväksymisprosentteja. Jos korrelaatio on vahva, riittää pelkästään Compass:in laskenta ja 3D gamma-analyysi, eikä ole tarvetta tehdä erikseen ionisaatiokammioimittauksista suunnitelman verifioimiseksi. Jokainen algoritmi analysoitiin erikseen ja analyysiin otettiin mukaan kaikki 20 suunnitelmaa kaikista kohdealueryhmistä. Analyysin välineenä käytettiin Pearssonin korrelaatiokerrointa r . Kertoimelle pätee seuraava kolmiportainen asteikko: $|r| > 0,7$, jolloin kahden parametrin välillä on voimakas lineaarinen riippuvuus, $0,3 \leq |r| \leq 0,7$ riippuvuus on kohtalainen ja $|r| < 0,3$ riippuvuus on heikko. Lisäksi tarkasteltiin mallin

selityskerrointa r^2 [26, s. 33-36].

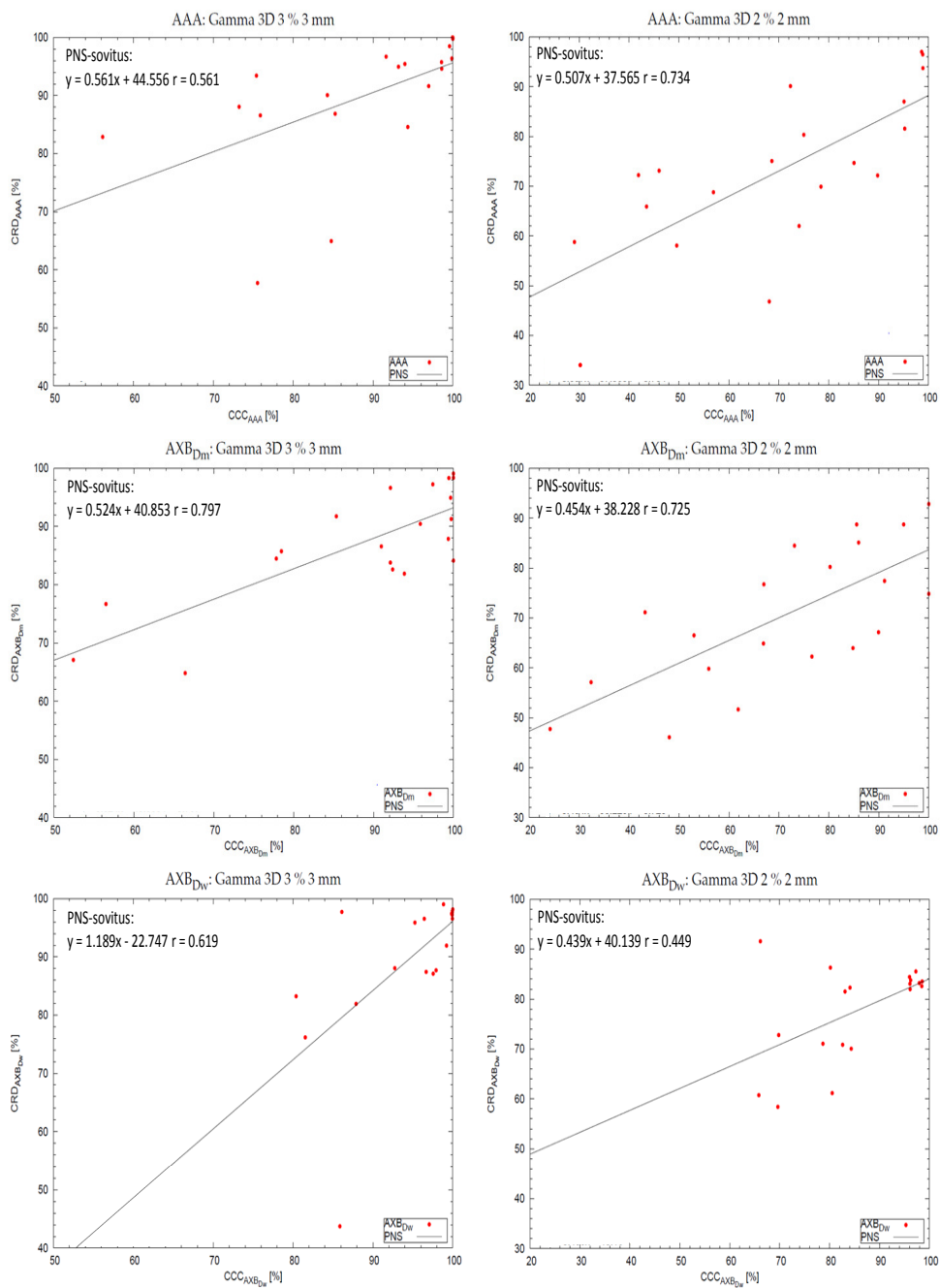
Kuvassa 20 ovat PNS-sovitukset tehtynä Eclipsen TPS:n laskenta-algoritmeille 2D gamma-analyysistä saatuihin hyväksymisprosentteihin. Korrelaatiokerroin vaihteli kliinisillä gammakriteereillä välillä 0,40-0,88, jolloin selityskerroin r^2 vaihteli välillä 16-76 %. Tiukennetuilla gammakriteereillä 2 % ja 2 mm korrelaatiokertoimen vaihteluväli oli 0,56-0,80 ja selityskertoimen 31-63 %.

3D gamma-analyysistä saatuihin hyväksymisprosentteihin tehdyt vastaavat PNS-sovitukset ovat kuvassa 21. Korrelaatiokerroin vaihteli kliinisillä gammakriteereillä välillä 0,56-0,70, jolloin selityskerroin r^2 vaihteli välillä 31-64 %. Kun gammakriteeriä tiukennettiin arvoihin 2 % ja 2 mm korrelaatiokertoimen vaihteluväli oli 0,45-0,73 ja selityskertoimen 20-54 %.

Sekä 2D että 3D gamma-analyysin hyväksymisprosentteilla lasketun ja mittaustuloksista rekonstruoidun annoksen välillä oli nähtävissä lineaarinen riippuvuus, mutta se oli korkeintaan kohtalainen kaikilla Eclipsen TPS:n laskenta-algoritmeilla. Voimakkain korrelaatio 2D gamma-analyysin hyväksymisprosenttien välille saatiin AXB_{D_w} :lle ja heikoin AXB_{D_m} :lle. 3D gamma-analyysin hyväksymisprosentteille tilanne oli päinvastainen. AXB_{D_m} antoi voimakkaimman ja AXB_{D_w} heikoimman korrelaation. Molemmissa analyyseissä voimakkaimman korrelaation antavan algoritmin mallin enustustodennäköisyys oli yli 50 % kliinisillä gammakriteereillä. Tulokset eivät tue pelkän mallipohjaisen verifiointin käyttöä, vaan tarvitaan yhä mittauksia sen rinnalle. Otannan pienen koon vuoksi lisää vertailevaa tutkimusta on aiheellista tehdä.



Kuva 20. Gamma 2D-analyysin hyväksytyjen pisteiden suhteelliset osuudet PNS-sovituksina.



Kuva 21. Gamma 3D-analyysin hyväksytyjen pisteiden suhteelliset osuudet PNS-sovituksina.

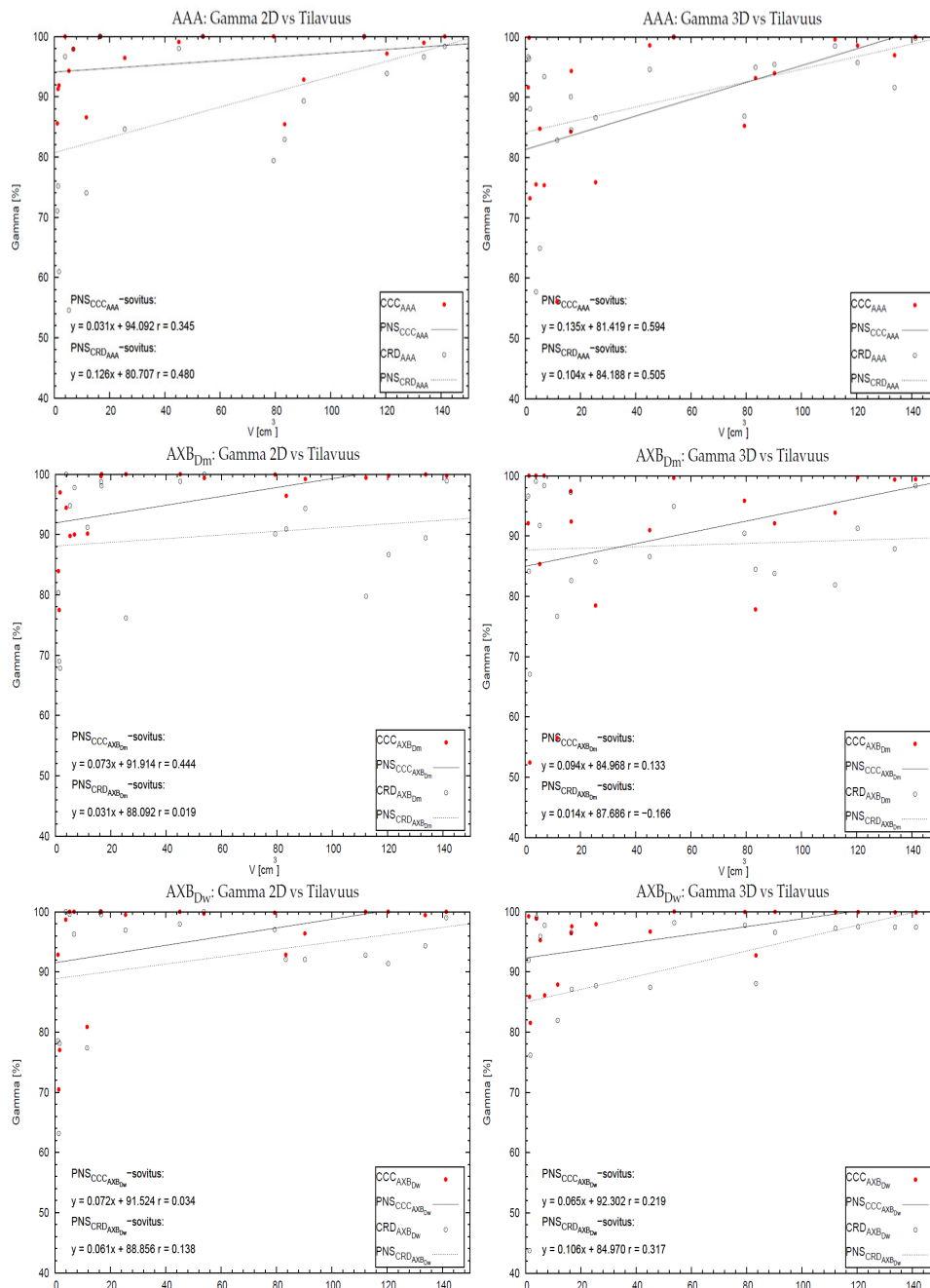
10.6.3 Tilavuusriippuvuus

Laskenta-algoritmikohtaisesti tutkittiin onko Compass:in laskeman ja rekonstruoidun annoksen gamma-analyyseista saatujen hyväksymisprosenttien ja kohdealueen tilavuuden välillä korrelaatiota. Tarkoitus oli selvittää onko Compass systemaattisesti huonompi tietyn kokoisten kohdealueiden annosten mallintamisessa.

Kuvassa 22 ovat AAA-laskenta-algoritmin 2D- ja 3D-analyysin hyväksytyjen pisteiden suhteelliset osuudet kohdealueiden tilavuuden funktiona. 2D-analyysille Compass:in laskemalle annokselle saatiin korrelaatiokertoimeksi 0,35 2D-analyysille ja 0,59 3D-analyysille. Vastaavat selityskertoimet olivat 0,12 ja 0,35. Mittauksista rekonstruoidun annoksen tulokset olivat $r=0,48$ sekä $r^2=0,23$ 2D-analyysille ja $r=0,51$ sekä $r^2=0,26$ 3D-analyysille.

Acuros XB-laskenta-algoritmeille hyväksymisprosenttien ja tilavuuden väliset korrelaatiokertoimet vaihtelivat 2D gamma-analyysissa välillä $r=0,02-0,44$ ja 3D gamma-analyysissa välillä $r=0,13-0,32$. Selityskertoimen vaihteluväli oli 0,03-20 %.

Ainoastaan AAA:lla oli kohtalainen korrelaatio 3D gamma-analyysin hyväksymisprosenttien ja kohdealueen tilavuuden välillä. Kaikilla laskenta-algoritmeilla on 3D gamma-analyysin kuvaajissa nähtävissä suurempi hajonta mittauspisteiden joukossa pienimmissä kohdetilavuuksissa. Ero voi aiheutua Eclipsen TPS:n laskentaepävarmuudesta pienillä kentillä. Kuitenkin myös moduloitujen kenttien filmimittauksissa havaittiin, että alle 3 cm x 3 cm kokoisille kentille Compass ei pystynyt mallintamaan kentän keskellä olevasta suojattavasta rakenteesta annosprofiiliin aiheutuvaa muutosta. Compass:in laskenta ja mittaus ei siten vaikuttaisi soveltuvan hyvin pienten kohteiden verifiointiin. Alle 3 cm x 3 cm kenttäkokoja käyttävien suunnitelmien annosverifiointi tulee tarkastaa toisella menetelmällä kuten filmillä tai ionisaatiokammion avulla.



Kuva 22. Hyväksytyjen pisteiden suhteelliset osuudet kohdealueen tilavuuden funktiona.

11 Päätelmät

Compass:illa on mahdollista toteuttaa sekä mallipohjaista (CCC) että mitauslähtöistä (CRD) verifiointia. Tutkimuksessa määritettiin, mitä eroja ja rajoitteita voitiin havaita Compass:issa käytössä olevissa verifiointityökaluissa, kun niitä sovellettiin klinisiin stereotaktisiin VMAT-annossuunnitelmiin.

Jotta Compass:in laskentaa voitiin käyttää näennäisenä referenssinä se verifioitiin filmittauksia vasten. Pienillä avokentillä kentän keskiakselin annos poikkesi maksimissaan 2,7 % näennäisestä referenssistä. Kaikki kentät myös läpäisivät gamma-analyysit. Keskiakselin annokset ja profiilien muodot vastasivat riittävällä tarkkuudella toisiaan, jotta Compass:in laskentaa voitiin käyttää näennäisenä referenssinä. Sekä avokentissä että pienissä moduloiduissa kentissä suurimmat poikkeamat profiilien muodoissa olivat 3 cm x 3 cm pienemmissä kenttäkoissa. Moduloidussa 1 cm x 1 cm kentässä Compass ei pystynyt toistamaan filmimittauksissa näkyvää epähomogeenisen alueen muotoa. Tulokseen vaikuttavat mittaustuloksessa keskiarvostuminen ja paikkaerotuskyky. Koska ilmiö on nähtävissä myös Compass:in laskemassa annoksessa on aiheellista olettaa, että Compass ei pysty mallintamaan pienimpien kenttien annosta oikein. Sama havainto tehtiin AAA:lla, kun tutkittiin gamma-analyysistä saatavien hyväksymisprosenttien ja kohdealueen tilavuuden välistä riippuvuutta, jossa tässä tapauksessa oli kohtalainen korrelaatio. Siten alle 3 cm x 3 cm kenttäkokoja käyttävien suunnitelmien annosverifiointi tulee tarkastaa toisella menetelmällä kuten filmillä tai ionisaatiokammioilla

Lokaalissa annoserojen annosvertailussa laskenta-algoritmeista AXB_{D_w} antoi todennäköisimmin minimipoikkeaman ja epätodennäköisimmin maksimipoikkeaman näennäisestä referenssiannoksesta. Maksimipoikkeama näennäisestä referenssiannoksesta saatiin useimmiten SBRT keuhko- ja SRT aivosuunnitelmien ryhmistä, joten ne ovat kriittisimpiä laskenta-algoritmin valinnalle. SRT aivosuunnitelmat erottuivat myös gamma-analyysissä ryhmänä, joissa hyväksytyjen pisteiden suhteelliset osuudet olivat alhaisempia ja gamma-arvon keskiarvo korkeampi.

Annosvertailun globaalissa analyysissä havaittiin, että Eclipsen laskenta-algoritmeista AXB_{D_m} aliarvioi kohdealueiden ja kriittisten elinten annoksia, kun näennäisenä referenssiannoksena käytetään AAA:ta. AXB_{D_w} yliarvioi kohdealueiden annoksia ja kriittisten elinten annokset pysyivät 0,01 % tarkkuudella samoina verrattuna AAA:han. Compass:in laskemat annokset yliarvioivat sekä kohdealueiden että kriittisten elinten annoksia suhteessa Eclipsen TPS:n annokseen. Kun sama vertailu tehtiin Compass:in rekonstruoimalle annokselle, rekonstruoitu annos yliarvioi kohdealueiden

annoksia, mutta kriittisten elinten annokset olivat 0,5 % tarkkuudella samoja.

2D- ja 3D-analyysien antamia gamma-arvojen keskiarvoja verrattiin keskenään. 2D-analyysin erotuskyky ei ollut yhtä hyvä kuin 3D-analyysin poimimaan esiin tapauksia, jotka vaativat analyysin jälkeisiä toimenpiteitä. 3D-analyysi kannattaa siten tehdä aina, jos se on mahdollista. Laskenta-algoritmeista AXB_{D_w} antoi 2D-analyysissa toiseksi todennäköisimmin ja 3D-analyysissa todennäköisimmin suurimman hyväksytyjen pisteiden suhteellisen osuuden.

AXB_{D_w} antoi lokaalissa annosvertailussa parhaiten näennäistä referenssiä vastaavan tuloksen. Globaalissa annosvertailussa AXB_{D_w} :n vaihto vaikutti vähemmän kohdealueen ja kriittisten elinten annoksiin, kuin muutos AXB_{D_m} :aan. Molemmissa gamma-analyyseissa AXB_{D_w} antoi vähintään toiseksi parhaan hyväksytyjen pisteiden suhteellisen osuuden. Siten AXB_{D_w} vaikuttaa tämän aineiston perusteella ensisijaiselta algoritmi valinnalta AXB_{D_m} :an sijaan.

Lisäksi tutkittiin onko lasketun ja mittaustuloksista rekonstruoidun annoksen hyväksymisprosenttien välillä korrelaatiota eri laskenta-algoritmeilla. 3D gamma-analyysille kaikilla laskenta-algoritmeilla oli nähtävissä korkeintaan kohtalainen lineaarinen riippuvuus. 2D- ja 3D-analyyseissa voimakkaimman korrelaation antavan algoritmin mallin ennustustodennäköisyys oli yli 50 % kliinisillä gammakriteereillä. Tulokset eivät tue pelkän mallipohjaisen verifiointin käyttöä, vaan tarvitaan yhä mittauksia laskennan rinnalle.

Compass soveltuu stereotaktisten annosuunnitelmien verifiointiin, mutta sen käyttöä on arvioitava tapauskohtaisesti ja järjestelmän rajoitukset on otettava huomioon. Compass:ia ei tule käyttää liian pienissä kohdealueissa. Verifiointien toteutuksessa tulee huomioida sekä lokaali että globaali annosjakauma. Tämä voidaan toteuttaa laatimalla verifiointimalli, joka perustuu lokaaleihin DVH-parametreihin, globaaleihin annoseroihin ja gamma-indeksin keskiarvoon kytkettyihin raja-arvoihin. Jos verifioitava suunnitelma ei läpäise mallia, on sitä muokattava tai verifioitava muilla menetelmillä ennen hoidon aloittamista.

Viitteet

- [1] M. Kathirvel, S. Subramanian, A. Clivio, G. Arun, A. Fogliata, G. Nicolini, V. Subramani, S. T. Swamy, E. Vanetti ja L. Cozzi. Critical appraisal fo the accuracy of Acuros – XB and Anisotropic Analytical Algorithm compared to measurement and calculations with the compass system in the delivery of RapidArc clinical plans. *Radiation Oncology*, 8:1–9, 2013.
- [2] S. T. Swamy, C. A. Radha, M. Kathirvel, G. Arun ja S. Subramanian. Pretreatment quality assurance of volumetric modulated arc therapy on patient CT scan using indirect 3D dosimetry system. *International Journal of Cancer Therapy and Oncology*, 4:1–7, 2014.
- [3] S. Vikraman, D. Manigandan, K. P. Karrthick, R. Sambasivelli, V. Senniandavar, M. Ramu, T. Rajesh, M. Lutz, M. Muthukumar, N. Karthikeyan ja K. Tejinder. Quantitative evaluation of 3D dosimetry for stereotactic volumetric-modulated arc delivery using COMPASS. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 16:192–207, 2015.
- [4] S. Stathakis, C. Esquivel, L. V. Quino, P. Myers, O. Calvo, P. Mavroidis, A. N. Gutierrez ja N. Papanikolaou. Accuracy of the small field dosimetry using the Acuros XB dose calculation algorithm within and beyond heterogenous media for 6 MV photon beams. *International Journal of Medincal Physics, Clinical Engineering and Radiation Oncology*, 1:78–87, 2012.
- [5] R. Visser, D. J. Wauben, M. de Groot, J. Gobart, J. A. Langendijk, A. A. van't Veld ja E. W. Korevaar. Efficient and reliable 3D dose quality assurance for IMRT by combining independent dose calculations with measurements. *Medical Physics*, 40:021710–1–021710–6, 2013.
- [6] R. A. Siochi, A. Molineau ja C. Orton. Patient-specific QA for IMRT should be performed using software rather than hardware methods. *Medical Physics*, 7:1–3, 2013.
- [7] A. Ahnesjö. Collapsed Cone Convolution of radiant energy for photon dose calculation in heterogenous media. *Medical Physics*, 16:577–592, 1989.
- [8] Varian Medical Systems. *Eclipse Algorithms Reference Guide*. Varian, 2011.

- [9] S. Rana, S. Pokharel. Dose-to-medium vs. dose-to-water: Dosimetric evaluation of dose reporting modes in Acuros XB for prostate, lung and breast cancer. *International Journal of Cancer Therapy and Oncology*, 2, 2014.
- [10] A. Mahadevan A. Gaya. *Stereotactic Body Radiotherapy: A Practical Guide*. Springer, 2015.
- [11] J. F. Dempsey, L. Dong, D. A. Low, J. M. Moran ja M. Oldham. Dosimetry tools and techniques for IMRT. *Medical Physics*, 38:1313–1338, 2011.
- [12] E.B. Podgorsak. *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*. IAEA, 2005.
- [13] N. Narloch. *On the clinically relevant detector resolution and error detection capability of COMPASS 3D plan verification*. IBA Dosimetry, 2012.
- [14] ICRU. *Report 62: Prescribing, Recording, and Reporting Photon-Beam Therapy (Supplement to ICRU report 50)*. Bethesda USA, 1999.
- [15] IBA Dosimetry. *Compass Version 3.0a Users Guide*. IBA Dosimetry, 2013.
- [16] ISP group. GAFCHROMIC[®] EBT3 Film for a contemporary rt environment. 1:1–2. 2011.
- [17] IBA Dosimetry. *IBA Product Catalogue, Products for Radiotherapy*. IBA Dosimetry, September 2015.
- [18] J. Seppälä, S. Suilamo, J. Kulmala, P. Mali ja H. Minn. A dosimetric phantom study of dose accuracy and build-up effects using IMRT and RapidArc in stereotactic irradiation of lung tumours. *Radiation Oncology*, 7:2–10, 2012.
- [19] V. C. Borca, M. Pasquino, G. Russo, P. Grosso, D. Cante, P. Sciacero, G. Girelli, M. R. La Porta ja S. Tofani. Dosimetry characterization and use of GAFCHROMIC EBT3 film for IMRT dose verification. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 14:158–171, 2013.
- [20] M. Bland. *An Introduction to Medical Statistics*. English Language Book Society, 1989.
- [21] IBM. *IBM SPSS Statistics 20 Algorithms*. IBM Corporation, 2011.

- [22] J. Durgin, D. Zhang, M. Weldon ja N. Gupta. Quality assurance utilizing 3D dose reconstruction for stereotactic lung body radiotherapy. *Medical Physics*, 38:3618, 2011.
- [23] S. T. Swamy, C. A. Radha, G. Arun, M. Kathirvel ja S. Subramanian. Planning and dosimetric study of volumetric modulated arc based hypofractionated stereotactic radiotherapy for acoustic schwannoma - 6 mv flattening filter free photon beam. *Asian Pacific Journal of Cancer Prevention*, 16:5019–5024, 2015.
- [24] ICRU. *Journal of the ICRU Vol 10 No 1 Report 83: Prescribing, Recording, and Reporting Photon-Beam Intensity-Modulated Radiation Therapy (IMRT)*. Oxford University Press, 2010.
- [25] M. Cozzolino, C. Oliviero, G. Califano, S. Clemente, P. Pedicini, R. Calvano, C. Chiumento, A. Fiorentin ja V. Fusco. Clinically relevant quality assurance (QA) for prostate RapidArc plans: Gamma maps and DVH-based evaluation. *Physica Medica*, 30:462–472, 2014.
- [26] T. Törmäkangas. *Tutkimusaineiston analyysi: Tilastollis-empiirinen tutkimus*. Jyväskylän yliopisto, 2010.