

**Ionisaatiokammionmatriisin käyttö intensiteettimuokatun sädehoidon
laadunvarmistuksessa**

Aarno Kärnä

Pro gradu -tutkielma
Jyväskylän yliopisto, Fysiikan laitos
Toukokuu 2008
Ohjaaja: Juha Valve
Tarkastaja: Ari Virtanen

Tiivistelmä

Sädehoito on syövän tehokas hoitomuoto. Se perustuu syöpäkasvaimen tuhoamiseen ionisoivan säteilyn avulla. Intensiteettimuokattu sädehoito (IMRT) on sädehoidon uusi menetelmä, joka mahdollistaa entistä tarkemman, tehokkaamman ja tervettä kudosta paremmin säästävän hoidon. Menetelmä perustuu säteilyintensiteetiltään vaihtelevien hoitokenttien muodostukseen niin sanotun dynaamisen moniliuskarajoittimen avulla. Useasta eri suunnasta potilaaseen kohdistetut hoitokentät summautuvat ja näin saadaan aikaan muodoltaan monipuolisia annosjakaumia. Säteilyle herkkien elinten annosta voidaan vähentää ja itse kasvaimen saama säteilyannosta kasvattaa. Intensiteettimuokattu sädehoito on monimutkainen ja teknisesti vaativa prosessi. Sen tarkkuusvaatimukset ovat tiukemmat kuin perinteisen sädehoidon. IMRT vaatii kokonaan uusia menetelmiä ja laitteistoja sädehoidon suunnittelussa, toteutuksessa ja laadunvarmistuksessa.

Tässä tutkimuksessa otettiin käyttöön intensiteettimuokatun sädehoidon mittauksiin suunniteltu PTW seven29 -ionisaatiokammionatriisi. Mittalaitteella suoritettiin useita erilaisia mittauksia, joilla selvitettiin laitteen käyttökelpoisuutta osana intensiteettimuokattua sädehoitoa. Mittauksissa tutkittiin laitteen annosvasteen lineaarisuutta ja riippuvuutta annosnopeudesta, tehdaskalibroinnin tarkkuutta ja mittausten lyhytaikaista toistettavuutta. Lisäksi mitattiin annosjakauman riippuvuutta kanturikulmasta ja määritettiin mittalaitteen ionisaatiokammionien efektiivisen mittauspisteen sijainti. Mittalaitteen valmiutta IMRT-hoitojen mittaukseen ja laadunvarmistukseen selvitettiin mittaamalla useita erilaisia kiila- ja IMRT-kenttiä. Lisäksi määritettiin veden ja tutkimuksessa käytössä olevan niin sanotun kiinteän veden (RW3) välinen korjauskerroin eri väliaineissa suoritettavien annosmittausten vertailua varten. Vastaavia mittauksia suoritettiin myös Varian PortalVision aS500 -konekuvauslaiteella. Lisäksi mitattiin käytössä olevan moniliuskarajoittimen dosimetrinen aukon leveys.

Ionisaatiokammionatriisin annosvasteen lineaarisuus, riippuvuus annosvasteesta ja toistettavuus olivat riittäviä. Kanturikulmalla ei havaittu olevan oleellista vaikutusta mitattuun annosjakaumaan. Efektiivinen mittauspisteen sijainnille saatu tulos sekä vedessä ja kiinteässä vedessä tehtyjen mittausten välille määritellyt kertoimet vastasivat hyvin kirjallisuudessa esitettyjä arvoja. Mitattujen ja laskettujen kiila- ja IMRT-kenttien täsmävyys oli hyvä. Mittausten perusteella PTW seven29 -ionisaatiokammionatriisi täyttää tarkkuusvaatimukset ja sitä voidaan käyttää intensiteettimuokatun sädehoidon laadunvarmistukseen.

Käytettyjä lyhenteitä

3DCRT	3D-Conformal Radiation Therapy, konformaalinen eli kohteenmuotoinen sädehoito. Sädehoito, jossa säteilykeilat on muotoiltu siten, että annosjakauma muotoilee hoitokohdetta.
CT	Computer Tomography, ks. TT
CU	Kalibrointiyksikkö (Calibrated Unit)
DLS	Dosimetric Leaf Separation, moniliuskarajoittimen (MLC) dosimetrinen aukko
DTA	Hyväksymisetäisyys (Distance-To-Agreement)
EPOM	Efektiiivinen mittauspiste (Effective Point Of Measurement)
IMRT	Intensiteettimuokattu sädehoito (Intensity Modulated Radiation Therapy tai Intensity Modulated RadioTherapy)
MLC	MultiLeaf Collimator, moniliuskarajoitin
MU	Monitoriyksikkö (Monitor Unit)
NACP	Nordic Association of Clinical Physics
PMMA	Fantomimateriaali, materiaali polymetyylimetakrylaatti
RW3	Fantomimateriaali, materiaali polystyreeni, johon lisätty pieniä pitoisuuksia titaania ja fosforia
SAD	Lähteen etäisyys isosentristä (Source to Axis Distance)
SSD	Lähteen etäisyys pinnasta (Source to Surface Distance), lähteen etäisyys ihosta (Source to Skin Distance)
STUK	Säteilyturvakeskus
TT	Tietokonetomografia, kuvantamismenetelmä

Sisällysluettelo

1	Johdanto.....	5
2	Sädehoidon perusteita	6
2.1	Säteilyn ja aineen vuorovaikutus.....	8
2.2	Suureita ja yksiköitä	11
2.3	Sädehoidon laitteisto	14
2.4	Sädehoidon suunnittelun ja toteutuksen pääpiirteet	16
3	Säteilyn mittaaminen ionisaatiokammioilla	18
4	Intensiteettimuokattu sädehoito	22
4.1	Intensiteettimuokatun sädehoidon suunnittelu.....	23
4.2	Intensiteettimuokatun sädehoidon tekniikat.....	24
4.3	Laadunvarmistus	26
4.3.1	Sädehoitosuunnitelmien laadunvarmistus mittauksin	27
4.3.2	Annosjakaumien vertailu	27
4.4	Gammavertailu	28
4.4.1	Gammavertailuesimerkki	30
5	Laitteistot ja ohjelmistot	32
5.1	Varian Clinac 2100 C/D	32
5.2	PTW seven29 ionisaatiokammioatriisi	33
5.3	Varian PortalVision aS500 -konekuvauslaite (EPID).....	38
6	Mittaukset	41
6.1	PTW seven29	41
6.1.1	Annosvasteen lineaarisuus	41
6.1.2	Annosvasteen riippuvuus annosnopeudesta	42
6.1.3	Kalibroinnin verifiointi	43
6.1.4	Toistettavuus.....	44
6.1.5	Kanturikulman vaikutus annosjakautaan.....	45
6.1.6	Kammioiden efektiivisen mittauspisteen sijainnin määrittäminen	48
6.1.7	Kiilakenttien gammavertailua	50
6.1.8	Korjauskertoimien määrittäminen veden ja kiinteän veden välillä	56
6.1.9	IMRT-kenttien gammavertailu.....	63
6.2	Moniliuskarajoittimen dosimetrisen aukon määrittäminen.....	68
6.3	Varian PortalVision aS500 EPID	72
6.3.1	Lineaarisuus	72
6.3.2	Annosnopeuden vaikutus annokseen	73
7	Johtopäätökset	75
8	Kirjallisuus.....	78

1 Johdanto

Sädehoidon tarkoituksena on tuhota kasvainkudosta käyttämällä ionisoivaa säteilyä. Intensiteettimuokattu sädehoito eli IMRT (Intensity Modulated Radiation Therapy) on uusi sädehoitomenetelmä, jossa yksittäisten hoitokenttien intensiteettijakaumaa muokataan hoidon aikana ennalta suunnitellulla tavalla. Intensiteettimuokattu sädehoito tarjoaa huomattavia parannuksia tavanomaiseen sädehoitoon verrattuna. Menetelmällä on mahdollista saada aikaan hallitusti epätasaisia ja muodoltaan vaihtelevia annosjakauksia, jotka eivät perinteisillä menetelmillä olisi mahdollisia. Vapaammin muotoiltujen annosjakauksien avulla voidaan vähentää säteilylle herkkien kudosten saamia säteilyannoksia ja vastaavasti nostaa kasvaimen saamaa sädehoitoannosta. Menetelmästä on erityisesti hyötyä, kun hoidettava syöpäkasvain sijaitsee sädeherkän elimen, kuten selkäytimen, sylkirauhasten tai onteloelimiä (esimerkiksi rakko ja peräsuoli) läheisyydessä.

Intensiteettimuokattu sädehoito on verrattain uusi menetelmä ja sitä ollaan useissa yksiköissä vasta ottamassa käyttöön. Hoitotuloksia on julkaistu toistaiseksi vähän ja sen käytöstä on saatu vasta lyhytaikaista kokemusta. Menetelmän edut ovat kuitenkin ilmeiset ja asteittain IMRT tullaan todennäköisesti ottamaan käyttöön laajalti.

Käytännössä intensiteettimuokattu sädehoito toteutetaan yleisimmin lineaarikiihdyttimeen liitetyn moniliuskarajoittimen avulla ja sitä ohjaavalla tietokonejärjestelmällä. Moniliuskarajoittimen yksittäisiä rajainliuskoja liikutellaan säteilytyksen aikana ja näin saadaan muodoltaan ja intensiteetiltään epätasaisia kenttiä. Useista eri suunnista kohdistettujen kenttien annokset yhdistyvät ja voivat tuottaa muodoltaan monimutkaisia annosjakauksia.

IMRT-hoidoissa käytettävät kentät eivät ole tasaisia, vaan niiden sisäistä intensiteettiä muutellaan. Tästä syystä IMRT-hoitojen laadunvarmistukseen ja verifiointiin tarvitaan uudenlaisia mittauslaitteita ja -tekniikoita. Tässä työssä suoritetaan käyttöönotto- ja laadunvarmistusmittauksia PTW seven29 -ionisaatiokammionmatriisilla sekä Varian PortalVision aS500-konekuvauslaitteella ja pyritään selvittämään, onko käytössä oleva IMRT-järjestelmä toimiva ja voidaanko mainituilla laitteilla suorittaa tarvittavat laadunvarmistusmittaukset riittävällä tarkkuudella.

2 Sädehoidon perusteita

Säteilyn kudosta vaurioittava vaikutus ja sitä kautta mahdollinen käyttökelpoisuus syövän hoidossa huomattiin varsin aikaisessa vaiheessa röntgensäteilyn keksimisen jälkeen. Jo seuraavana vuonna 1896 hoidettiin Saksassa ja Yhdysvalloissa ensimmäiset potilaat. Ruotsissa sädehoito aloitettiin kolme vuotta myöhemmin ja Suomessa 1900-luvun alussa. [1]

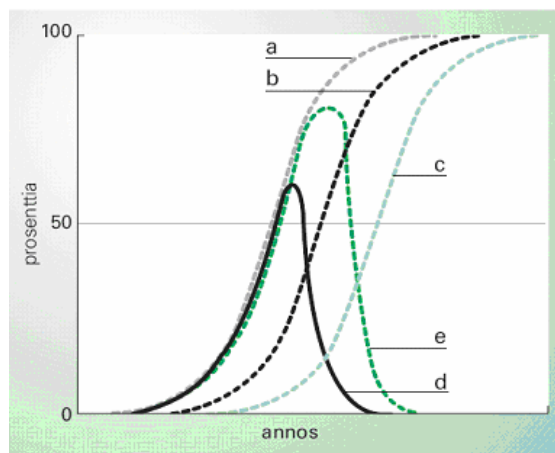
Sädehoito on kirurgian ja lääkehoidon ohella syövän perushoitomuoto. Se yhdistetään usein muihin hoitomuotoihin ja tyypillisesti noin puolet syöpäpotilaista saa sairautensa aikana sädehoitoa. Erityisesti sädehoitoa käytetään, jos koko syöpäsolukkoa ei pystytä poistamaan kirurgisesti. Sädehoitoa käytetään yhä useammin myös muuhun kuin syövän hoitoon, esimerkiksi verisuoniahtaumien ja joidenkin ihosairauksien hoitoon. [1]

Sädehoidon tarkoituksena on tuhota syöpäsolukko käyttämällä ionisoivaa säteilyä. Säteily pyritään kohdistamaan potilaaseen siten, että kasvaimen säteilyannos on huomattavasti suurempi kuin sitä ympäröivän normaalikudoksen annos. Hoidon onnistumista auttaa myös se, että syöpäsolut ovat tavallisesti herkempiä säteilylle kuin normaalit solut ja että terveet kudokset toipuvat usein nopeammin kuin kasvainsolukko. [1]

Sädehoito voidaan jakaa säteilylähteen sijoittelun mukaan ulkoiseen ja sisäiseen sädehoitoon. Ulkoisessa sädehoidossa hoitoon käytettävä säteily tuotetaan potilaan ulkopuolella olevalla säteilylähteellä, tyypillisesti lineaarikiihdyttimellä. Sisäisessä sädehoidossa säteilylähde sijoitetaan potilaaseen hoidettavan kohteen sisälle tai välittömään läheisyyteen. Tällöin säteilylähteenä käytetään yleensä jotakin radioaktiivista isotooppia sisältävää kapselia tai neulaa. [1] Tässä tutkimuksessa sädehoidolla tarkoitetaan nimenomaan lineaarikiihdyttimellä annettua ulkoista sädehoitoa.

Sädehoidon tehon kannalta on tärkeää, että syöpäkudos saa tarkasti oikeansuuruisen säteilyannoksen. Kuva 2.1 esittää sädehoidon annosvastetta. Kun hoitoannosta kasvatetaan, soluja kuolee ja riittävän suuren annoksen jälkeen kaikki syöpäsolut ovat kuolleet (käyrä a). Vakavien sivuvaikutusten todennäköisyys kasvaa kuitenkin myös annoksen kasvaessa (käyrä b). Kenttiä optimoimalla sivuvaikutusten todennäköisyyttä voidaan alentaa (käyrä c). Näistä seikoista seuraa, että hoitoannoksella on olemassa jokin optimiarvo. Käyrät (d) ja (e) kuvaavat

todennäköisyyttä, että syöpäkasvain saadaan hävitetyksi ilman vakavia sivuvaikutuksia. Paras hoitotulos saavutetaan käyrän huipulla. Joillakin syöpätyypeillä käyrien (a) ja (b) väli on niin kapea, että 3–4 prosentin poikkeama oikeasta annoksesta pienentää paranemistodennäköisyyttä yli 10 prosenttia. Hoitoannos ei saisi missään kasvaimen alueella poiketa viittä prosenttia enempää hoidon kannalta sopivaksi katsotusta annoksesta, useissa syöpätyypeissä ei niinkään paljon. Useat osatekijät aiheuttavat kuitenkin hoitoannokseen epävarmuutta ja käytännössä hoitoannos voi poiketa jonkin verran suunnitellusta annoksesta. Kokonaisepävarmuuden minimoimiseksi tarvitaan kaikilta annokseen vaikuttavilta tekijöiltä suurta tarkkuutta. [1]



Kuva 2.1 Annosvastetta kuvaavia todennäköisyyskäyriä. (a) Kasvaimen häviäminen, (b) vakavat sivuvaikutukset, (c) vakavat sivuvaikutukset optimoiduilla kenttäjärjestelyillä, (d) kasvaimen häviäminen ilman vakavia sivuvaikutuksia, (e) kasvaimen häviäminen ilman vakavia sivuvaikutuksia optimoiduilla kenttäjärjestelyillä. [1]

Hoidossa tarvittava annos määräytyy syöpätyypin ja mahdollisesti käytettävien lääkeaineiden mukaan. Jos hoitotekniikat valitaan oikein, kyetään sivuvaikutuksien vastekäyrää (b) siirtämään kohti suurempia annoksia (käyrä c), jolloin hoitoennustetta voidaan parantaa kokonaisannosta kasvattamalla. Pienentämällä kenttiä ja suuntaamalla ne useasta eri suunnasta syöpäsoluksoon voidaan annosta lisätä ja paranemistodennäköisyyttä kasvattaa vastaamaan käyrää (e). Tällöin kuitenkin kenttien kohdistustarkkuudelle asetettavat laatuvaatimukset kasvavat. [1]

Nykyisin yli puolet sädehoidettavista potilaista saa hoidon paranemistarkoituksessa, eli hoidon tavoite on kuratiivinen. Mikäli tällä ei saavuteta toivottua tulosta, tai syöpä on hyvin laajalle levinnyt eikä tästä syystä parannettavissa, voi hoito olla oireen mukaista eli palliatiivista hoitoa. Tällaisen hoidon tavoitteena on lievittää potilaan kipuja tai muita oireita. [1]

2.1 Säteilyn ja aineen vuorovaikutus

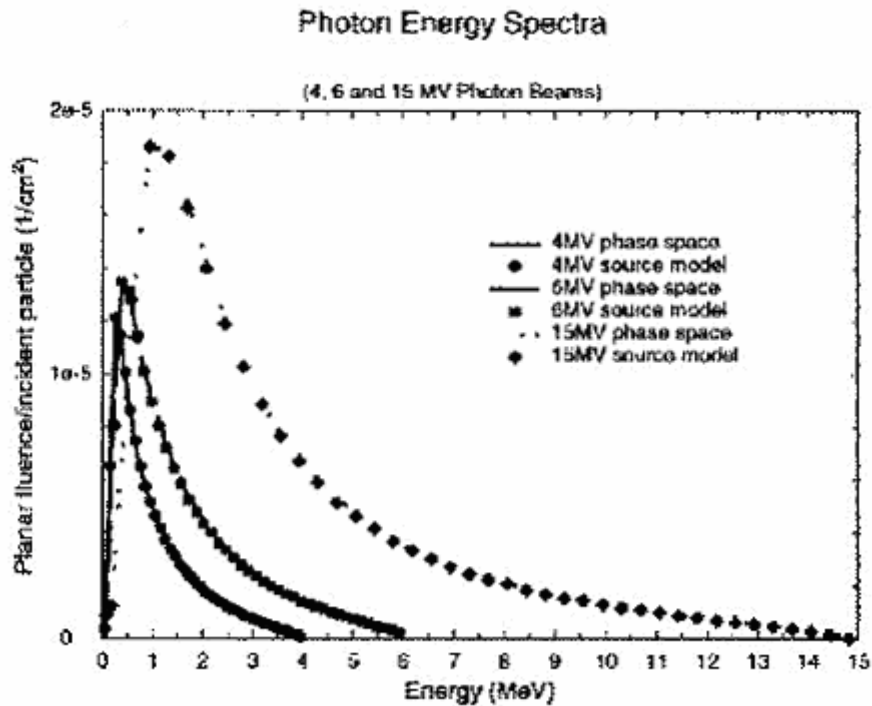
Ionisoiva säteily voi olla sähkömagneettista säteilyä, kuten gamma- tai röntgensäteily tai hiukkassäteilyä, kuten alfa-, beta-, tai neutronisäteily. Säteilyn ja aineen väliset vuorovaikutukset saavat aikaan muutoksia, jotka voidaan havaita esimerkiksi biologisina haittavaikutuksina. Myös säteilyn havaitseminen, hyötykäyttö sekä säteilyltä suojautuminen perustuvat vuorovaikutuksiin. [2]

Ionisoiva sähkömagneettinen säteily, eli gamma- ja röntgensäteily, on epäsuorasti ionisoivaa säteilyä. Sen vuorovaikutus aineen kanssa saa aikaan ionisoivia sekundaarihiukkasia. [2]

Sähkömagneettinen säteily voi vuorovaikuttaa ydintä tai elektroneja ympäröivän sähkömagneettisen kentän tai ydinvoimien aiheuttaman kentän kanssa. Vuorovaikutus voi olla säteilykvantin absorptio tai elastinen tai epäelastinen sironta. Jos fotonin vuorovaikutus atomin elektronin kanssa, voi seurauksena olla klassinen sironta, fotosähköilmiö (valosähköilmiö) tai Comptonin ilmiö (Comptonin sironta). Vuorovaikutus ytimen voimakentän kanssa voi johtaa parinmuodostukseen ja itse ytimen kanssa fotodydinreaktioon. [2]

Hiukkasen tai fotonin ja väliaineen ytimien tai atomin vuorovaikutuksen todennäköisyyttä kuvataan vaikutusalan avulla. Vaikutusala on kohteen ja säteilykvantin tai -hiukkasen välisen vuorovaikutuksen todennäköisyys jaettuna kohteeseen tulleella hiukkaskertymällä.

Sädehoidossa käytetään korkeita kiihdytysjännitteitä (4–25 MV) ja syntyvän fotonisäteilyn spektri on tyypillisesti kuvan (Kuva 2.2) mukainen. Kuvan spektrit on tuotettu laskennallisesti Monte Carlo -simuloinneilla.



Kuva 2.2 Tyypillisiä sädehoitokäytössä olevia fotonisäteilyn spektrejä eri kiihdytysenergioilla. Kuvaajat on laskettu Monte Carlo -menetelmällä 4, 6 ja 15 MV kiihdytysenergioilla ja kahdella eri laskentamallilla. [3]

Seuraavassa esitellään säteilyn ja aineen pääasialliset vuorovaikutusmekanismit.

Klassinen sironta

Klassinen sironta (Rayleighin sironta) tarkoittaa fotonin elastista sirontaa lujasti sitoutuneesta elektroniverhon elektronista. Koko atomi vastaanottaa rekyylienergian ja fotonin energia ei muutu merkittävästi. Fotonin suunnan muutokset ovat vähäisiä, paitsi pienillä fotonien energioilla ja erityisen raskaissa aineissa. Klassisella sironnalla on merkitystä vain järjestysluvultaan suurissa väliaineissa ja pienillä fotonin energioilla. Sironnan vaikutusala on verrannollinen järjestysluvun toiseen potenssiin. [2]

Fotosähköilmiö

Fotosähköilmiössä (valosähköinen ilmiö) fotoni luovuttaa kaiken energiansa atomin elektronille ja saa sen sinkoutumaan ulos atomista. Elektroni saa liike-energiakseen fotonin energian vähennettynä irrotetun elektronin sidosenergialla. Fotoelektronit ovat pääasiassa lujasti sitoutuneita atomin sisäkuorten elektroneja. Atomista poistuneen fotoelektronin jättämä aukko täyttyy ylemmältä kuorelta siirtyvällä elektronilla, jolloin kuorten energiatasojen erotus vapautuu karakteristisena röntgensäteilyfotonina tai augerelektronina. Fotosähköilmiö on merkittävin vuorovaikutusmuoto pienillä energioilla. Sen vaimennuskerroin on verrannollinen tekijään

$Z^4 E^{-3.5} / A_r$, missä Z on väliaineen järjestysluku, E fotonin energia ja A_r väliaineen suhteellinen atomimassa. [2]

Comptonin ilmiö

Comptonin ilmiössä (Comptonin sironta) fotoni siroaa heikosti sitoutuneesta elektronista ja fotonin menettämä energia siirtyy elektronin liike-energiaksi. Menetetyn energian suuruus riippuu sirontakulmasta ja fotonin alkuperäisestä energiasta ja se on suurin takaisinsironnassa. Comptonin sirontan makrovaikutusala pienenee energian funktiona ja on suoraan verrannollinen aineen elektronitiheyteen $NZ = \rho N_A Z / M$. Comptonin ilmiön tuloksena on aina sironneena jatkava fotoni ja elektroni, jonka energia absorboituu nopeasti väliaineeseen. [2]

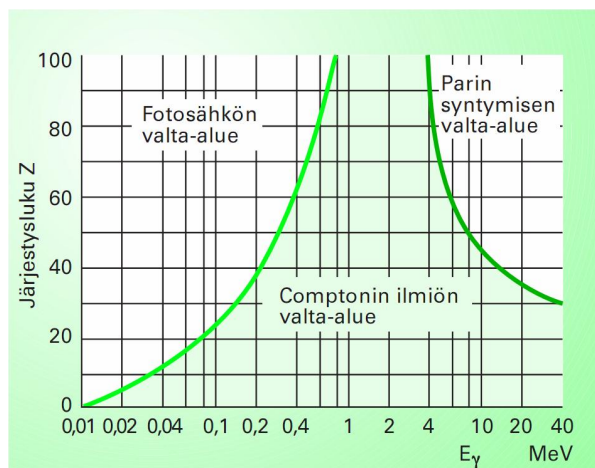
Parinmuodostus

Parinmuodostus voi tapahtua, kun fotonin energia ylittää parinmuodostuksen kynnsarvon, eli $2m_e c^2 = 1,022 \text{ MeV}$, missä m_e on elektronin lepomassa ja c valonnopeus. Tällöin ytimen voimakenttään joutunut fotoni häviää ja sen energiasta syntyy elektroni ja positroni, joiden liike-energiaksi jää erotus $E_\gamma - 2m_e c^2$. Parinmuodostuksen makrovaikutusala on verrannollinen tekijään Z^2 / A ja karkeasti fotonien energian logaritmiin $\log E_\gamma$. Syntyneet elektroni ja positroni menettävät energiaansa beetasäteilyn tavoin. Kun positroni on menettänyt tarpeeksi liike-energiaansa, yhdistyy se elektroniin ja hiukkaset annihiloituvat. Häviämissäteilynä syntyy kaksi vastakkaisiin suuntiin lähtevää 511 keV fonia. Parinmuodostuksessa tapahtuu siis sekä energian absorptiota, että säteilyn muuntumista. Parinmuodostus on tärkein vuorovaikutusmuoto suurilla fotonien energioilla. [2]

Fotoydinreaktio

Fotoydinreaktio voi tapahtua, jos fotonin energia on tarpeeksi suuri aiheuttaakseen nukleonin irtoamisen absorboituessaan ytimeen. Fotoydinreaktioilla on nukleonien sidosenergiasta johtuva kynnsenergia, joka useimmilla merkittävillä aineilla on 10–15 MeV. Fotoydinreaktioiden vaikutusalat ovat erittäin pieniä verrattuna muihin vuorovaikutuksiin. [2]

Säteilyn ja aineen vuorovaikutus on yleensä kombinaatio erilaisista vuorovaikutustavoista. Kuva 2.3 esittää hallitsevan vuorovaikutusmuodon fotonin energian ja väliaineen järjestysluvun funktiona. Kun käytössä on sädehoidon korkeaenergiset fotonisäteilykeilat, merkittävin säteilyn ja aineen välinen vuorovaikutus on Comptonin ilmiö.



Kuva 2.3 Hallitseva vuorovaikutus fotonin energian ja väliaineen järjestysluvun funktiona. [2]

2.2 Suureita ja yksiköitä

Säteilyn vaikutusta aineeseen kuvataan dosimetrisuureilla. Dosimetrisuureiden tavoitteena on saada mitta säteilyn voimakkuuden ja säteilyn aiheuttamien todellisten ja potentiaalisten vaikutusten vastaavuussuhteille. Kudokseen siirtynyt energia kuluu loppujen lopuksi kudoksessa tapahtuviin atomi- ja molekyyli-tason muutoksiin, joista voi olla seurauksena muutoksia solujen tasolla ja lopulta koko elimistöä koskevia vaurioita. Tätä kuvaa ennen muuta absorboitunut annos.

Säteilyn absorptioon ensi vaiheessa syntyneet ioniparit luovuttavat vastaanottamansa energian edelleen väliaineen atomeille ja molekyyli-ille. On luontevaa ajatella, että säteilyn vaikutukset riippuvat energian määrästä, joka aineeseen siirtyy säteilyn ja aineen vuorovaikutuksessa. [2]

Jotta tärkeä säteilyn vaikutusta mittaava suure, absorboitunut annos, saadaan määriteltyä tarkasti, on otettava käyttöön seuraava suure: keskimääräinen aineeseen siirtynyt energia ($d\bar{\epsilon}$). Tämä saadaan laskemalla kaikkien tarkastelukohteeseen osuvien varattujen ja varauksettomien ionisoivien hiukkasten yhteensä tuoman säteilyenergian R_{in} ja kaikkien kohteesta poistuvien ionisoivien hiukkasten yhteensä pois viemän säteilyenergian R_{out} erotus. Lisäksi on huomioitava, että vuorovaikutukseen osallistuneiden hiukkasten ja atomiytimien lepoenergia on voinut muuttua. Tulevan ja lähtevän säteilyenergian erotukseen on lisättävä siis vapautuneiden sidosenergioiden summa ja vähennettävä sitoutuneiden energioiden summa. Aineeseen keskimäärin sitoutunut energia on siis

$$d\bar{\mathcal{E}} = R_{in} - R_{out} + \sum Q, \quad (2.1)$$

missä summalla $\sum Q$ merkitään lepoenergioiden kokonaismuutosta. $\sum Q$ on positiivinen, jos lepoenergia vähenee ja negatiivinen, jos lepoenergia kasvaa. Keskimääräisen aineeseen siirtyneen energian yksikkö on J . [2]

Tästä päästään määrittelemään absorboitunut annos (D): Otetaan tarkasteluun infinitesimaalisen pieni massa-alkio pisteen ympäristöstä, jossa absorboitunut annos on mitattava. Absorboitunut annos on keskimääräinen ionisoivasta säteilystä tarkasteltavaan kohteeseen siirtynyt energia $d\bar{\mathcal{E}}$ massayksikköä kohti:

$$D = \frac{d\bar{\mathcal{E}}}{dm}, \quad (2.2)$$

missä dm merkitsee kyseisen alkion massaa.

Absorboituneen annoksen D yksikkö on Gray [$J kg^{-1}$].

Lisäksi on määritelty absorptioannosnopeus

$$\dot{D} = \frac{dD}{dt}. \quad (2.3)$$

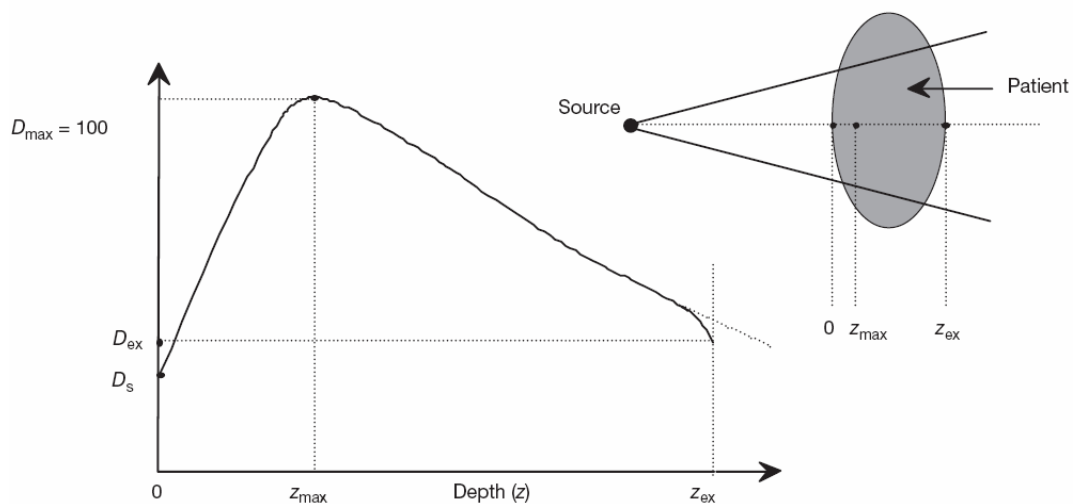
Absorptioannosnopeuden yksikkö on $\frac{Gy}{s}$. Säteihoidossa käytetään yleisesti yksikköä Grayta minuutissa $\frac{Gy}{min}$. [2]

Kun suurienerginen fotonisäteily osuu aineeseen, irrottaa se aineesta sekundaarielektroneja valosähköisen ilmiön, Comptonin sironnan ja parinmuodostuksen kautta. Pinnalla ja pintaa lähinnä olevista massa-alkioista karkaa enemmän elektroneja kuin ympäristöstä siroaa takaisin. Mitä syvemmälle säteily etenee, sitä pienemmäksi poistuvien ja tulevien elektronien kuljettaman energian ero pienenee. Tietyllä syvyydellä saavutetaan elektronitasapaino. Absorboitunut annos kasvaa rajapinnalta tähän tasapainosyvyyteen saakka. Ilmiötä kutsutaan annoksen kasvuilmiöksi (build-up) (Kuva 2.4). Säteilytetyn kohteen pinnasta annosmaksimin syvyydelle ulottuvaa aluetta, jossa tapahtuu elektronikertymän kasvuilmiötä, kutsutaan kasvualueeksi (build-up region).

Usein säteilyn mittauksen yhteydessä ilmaisimen päälle asetetaan tietyn paksuinen kerros sopivaa ainetta, jonka tarkoituksena on juuri kasvuilmiön toteuttaminen ja

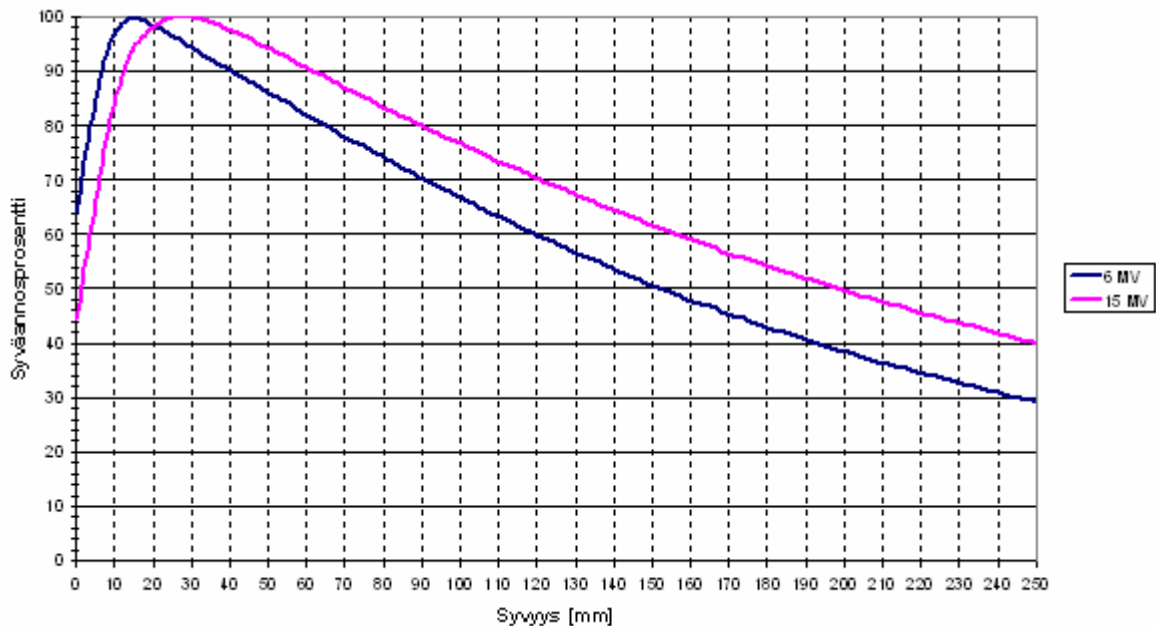
sekundaarielektronitasapainon aikaansaaminen ilmaisimen säteilylle herkässä osassa. Tätä kerrosta kutsutaan kasvupäällykseksi (build-up cap).

Kuvassa 2.4 on tyypillinen korkeaenergisien fotonisäteilyn aiheuttama syväannoskäyrä kudoksessa. Käyrän alussa ($z = 0 - z_{\max}$) on kasvukerros, jossa sekundaarielektronitasapainoa ei ole vielä saavutettu. Syvyydellä z_{\max} on annosmaksimi ja sen jälkeen fotonisäteily vaimenee tasaisesti syvyyden kasvaessa. Säteilykeilan ulostulokohdassa ($z = z_{\text{ex}}$) syväannoskäyrässä havaittava annoksen pieneneminen (lähtöannos) johtuu sirottavan väliaineen puutteesta pisteen z_{ex} takana. [4]



Kuva 2.4 Syväannoskäyrä. Tyypillinen korkeaenergisien fotonisäteilyn aiheuttama annosjakauma kudoksessa keskiakselilla. D_s on pinta-annos, D_{ex} pinta-annos säteilykeilan ulostulokohdassa ja D_{\max} on annosmaksimi, z-akselin väli $0 - z_{\max}$ on kasvuväli. [4]

Kuvassa 2.5 on Keski-Suomen keskussairaalan sädehoito-osastolla mitattuja syväannoskäyriä 6 MV ja 15 MV kiihdytysenergioilla tuotetuilla fotonisäteilykeiloilla.



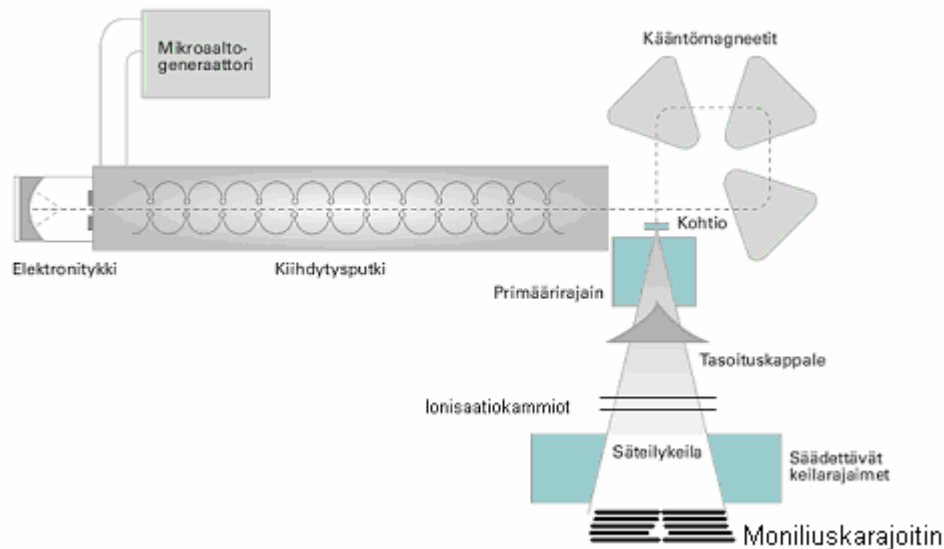
Kuva 2.5 Vesifantomissa mitatut syväannoskäyrät fotonisäteilyllä. Kiihdytin: Clinac 2100 C/D, 6 MV ja 15 MV. [5]

Sädehoidossa puhutaan myös monitoriyksiköistä (MU, Monitor Unit). Sädehoitolaite voidaan kalibroida esimerkiksi niin, että 100 monitoriyksikköä vastaa 1 Grayn annosta annosmaksimin syvyydellä, kun lähteen etäisyys isentristä (SAD, Source to Axis Distance) on 100 cm ja kenttäkoko 10x10 cm².

2.3 Sädehoidon laitteisto

Sädehoitoa on mahdollista antaa ulkoisesti röntgenhoitolaitteilla, gammakeilahoitolaitteilla ja suurenergiahoitolaitteilla. Tällöin potilaaseen kohdistetaan kehon ulkopuolelta sähkömagneettista säteilyä tai hiukkassäteilyä. Tykösädehoidossa syöpäkudokseen, kehon onteloon tai ihon pinnalle asetetaan suljettuja radioaktiivisia lähteitä. Radionuklidihoidossa potilaalle annetaan suurehko aktiivisuus radioaktiivista ainetta avolähteenä, esimerkiksi radioaktiivista jodia kilpirauhasen tuhoamiseksi. Tällaisia hoitoja kutsutaan sisäisiksi sädehoidoiksi. [1] Nykyisin ulkoista sädehoitoa annetaan lähes yksinomaan lineaarikiihdyttimillä.

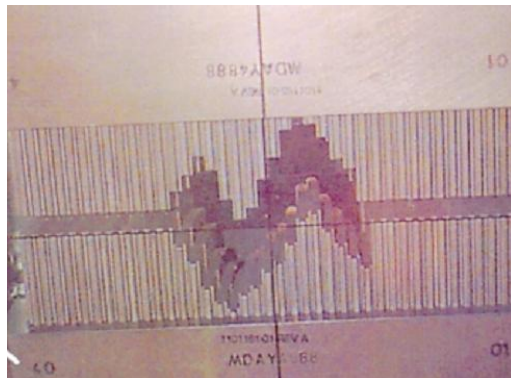
Kaavakuva lineaarikiihdyttimen tärkeimmistä osista (Kuva 2.6) selventää kiihdyttimen rakennetta.



Kuva 2.6 Kaavakuva lineaarikiihdyttimen tärkeimmistä osista. Muokattu lähteestä [1].

Kiihdyttimen toiminta on pääpiirteissään seuraavanlainen: Elektronitykissä lämmön vaikutuksesta irronneet elektronit ohjataan kiihdytysputkeen. Putkeen ohjatut mikroaallot aiheuttavat laitteesta riippuen seisovan tai etenevän sähkömagneettisen aallon, joka kiihdyttää elektronit haluttuun energiaan, tyypillisesti noin 6—18 MeV:iin. Hyvin lähelle valon nopeutta kiihdytetyt elektronit ohjataan noin millimetrin levyisenä suihkuna kääntömagneettien kautta raskasmetallikohtioon tai sirontakalvoihin. Kohtioon törmäävät elektronit saavat aikaan jarrutus säteilyä. Sirontakalvoilla elektronien suuntajakaumaan levitetään ja käyttöön saadaan elektronikeila. Alle kuuden megaelektronivoltin energioilla kiihdytysputki on mahdollista valmistaa niin lyhyeksi, ettei kääntömagneetteja tarvita ja elektronisuihku voidaan ohjata suoraan kohtioon. Suuremmilla energioilla putki on noin kaksi metriä pitkä ja suihku on käännettävä kääntömagneeteilla. Usein elektronisuihku käännetään 270 astetta, jolloin fokukseen voidaan ohjata myös elektronit, joiden energia poikkeaa hieman muista. Näin laitteen tuottamaa säteilyn annosnopeutta voidaan kasvattaa. Nykyisillä kiihdyttimillä saavutetaan jopa 10 Gy/min annosnopeus metrin etäisyydellä kohtiosta. Säteilykeilassa olevilla monitorikammioilla tarkkaillaan laitteen tuottamaa annosnopeutta, annosta ja keilan symmetriaa. Fotonikeila rajataan halutun muotoiseksi säädettävillä keilanrajoittimilla eli pysty- ja vaakatasossa rajaavilla sekundaarikollimaattoreilla ja moniliuskarajoittimella (MLC, Multi Leaf Collimator). Moniliuskarajoitin koostuu kymmenistä, yleensä joitakin senttejä paksuista ja isosentriin

projisoituna 0,5–1 cm levyisistä metalliliuskoista, joilla kenttää voidaan rajata ja muotoilla. (ks. Kuva 2.7) [1]



Kuva 2.7 Valokuva moniliuskarajoittimesta (MLC). [6]

2.4 Sädehoidon suunnittelun ja toteutuksen pääpiirteet

Ulkoisen sädehoidon prosessi alkaa hoitopäätöksen jälkeen tavallisesti sillä, että potilas kuvataan päätetyssä hoitoasennossa tietokonetomografialaitteella hoidon kannalta oleelliselta alueelta. Tietokonetomografia (TT) perustuu perinteisen röntgenkuvauksen tavoin röntgensäteilyn vaimenemiseen väliaineessa, mutta TT-kuvauksessa röntgenputki ja säteilydetektori kiertävät kuvausaukkoon sijoitettua kuvattavaa kohdetta. Kuvauksen aikana mitataan röntgensäteilyn vaimenemista ohuissa, potilaan pituussuuntaan nähden poikittaisissa tasoissa. Mittaustietojen perusteella järjestelmä laskee tasoja vastaavat kuvat. Yhdessä TT-kuvauksessa potilaasta otetaan tyypillisesti useita kymmeniä tai satoja vierekkäisiä leikekuvia. Leikkeiden paksuus säädetään säteilykeilan leveyden avulla ja tyypillisesti se on 1–10 mm. Vierekkäisten leikkeiden muodostama kuvadata voidaan tulkita kolmiulotteiseksi ja kohteesta voidaan eri leikkeitä tietokoneella yhdistelemällä muodostaa halutunlainen kolmiulotteinen kuva. [1]

Varsinainen sädehoidon suunnittelu alkaa yleensä siitä, että sädehoitolääkäri määrittelee potilaasta otettuun tietokonetomografiakuvapakkaan kasvaimen ja riskielinten alueet. Lääkäri määrittää myös, kuinka suurella säteilyannoksella kasvainta hoidetaan ja millaisiin annosfraktioihin hoito jaetaan. Kasvainta, hoidettavaa aluetta ja riskielimiä kuvaamaan ovat vakiintuneet seuraavat tilavuusalueet (Kuva 2.8):

Makroskooppisen kasvaimen alue (GTV, Gross Tumour Volume)

GTV on eri tavoilla selvästi havaittavissa olevan kasvaimen kattama alue. Alue määräytyy yleensä usealla eri havaintomenetelmällä kerättyjen tietojen yhdistyessä. Näitä voivat olla esimerkiksi visuaalisesti, palpaatiolla eli tunnustelemalla tai eri kuvausmenetelmin tehty havainnointi. [7]

Kliininen kohdealue (CTV, Clinical Target Volume)

CTV on se tilavuus, joka sisältää GTV:n eli varsinaisen kasvaimen sekä ne osat ympäröivää kudosta, johon kasvaimen havaitaan tai tiedetään tietyllä todennäköisyydellä levinneen. [7]

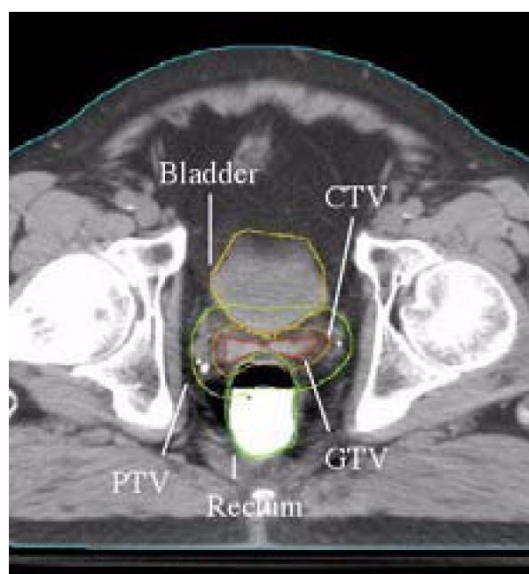
Suunnittelukohdealue (PTV, Planning Target Volume)

PTV on se tilavuus, johon annossuunnitelma tehdään ja se pyrkii ottamaan huomioon sisäisen marginaalin lisäksi potilaan asettelussa, hoitokoneessa ja hoidossa yleensä esiintyvät epätarkkuudet. Usein PTV määritellään CTV:n avulla lisäämällä siihen tasainen tai vaihteleva marginaali (esimerkiksi $PTV = CTV + 1 \text{ cm}$). [7]

Riskielimen alue (OAR, Organ At Risk)

OAR kuvaa tervettä kudosta tai elintä, jonka säteilyherkkyys saattaa merkittävästi vaikuttaa annoksen määräämiseen ja hoidon suunnitteluun. Näitä voivat olla esimerkiksi selkäydin, silmät, peräsuoli ja keuhkot. [7]

Tärkeimmät näistä tilavuuksista ovat PTV ja OAR, muilla ei yleensä ole suurta merkitystä annossuunnittelun kannalta.



Kuva 2.8 Sädehoidon suunnittelussa käytettävät tilavuusalueet. GTV, CTV, PTV ja OAR (Bladder eli virtsarakko ja Rectum eli peräsuoli) piirrettyinä TT-leikkeeseen. Kyseessä on eturauhasen hoito. [4]

Kun hoidon kannalta oleelliset alueet on määritelty, on seuraava työvaihe annossuunnittelu. Annossuunnittelun yhteydessä määritellään, kuinka sädehoito käytännössä toteutetaan niin, että määriteltyyn kohdealueeseen saadaan tietty annos ja haluttu annosjakauma. Annossuunnittelu tehdään erityisellä tietokoneistetulla annossuunnittelujärjestelmällä ja yleensä sen suorittaa sairaalafyysikko. Fyysikko pyrkii suunnittelemaan käytettävien säteilykenttien lukumäärän, suunnat, energiat ja muodon siten, että saatava annosjakauma vastaisi mahdollisimman hyvin määrättyä.

Kun tarkoituksenmukainen annossuunnitelma on saatu valmiiksi, voidaan hoito simuloida. Hoidon simuloinnilla varmistetaan, että käytetyt säteilykeilat osuvat haluttuun kohtaan. Simuloinnin jälkeen voidaan aloittaa varsinainen sädehoito. Tyypillisesti kokonaissädeannos on useita kymmeniä Grayta jaettuna tavallisesti 2 Grayn fraktioiksi eli hoitokerroiksi. Potilas saa joka arkipäivä yhden fraktion suuruisen annoksen useiden viikkojen ajan, viikonloppuisin hoitoja ei yleensä anneta. Esimerkiksi jos eturauhassyöpää hoidetaan 72 Grayn kokonaisannoksella ja 2 Grayn fraktioinnilla, on kokonaishoitoaika yli 7 viikkoa.

Sädehoidon jälkeen potilasta seurataan säännöllisesti ja sairauden tilaa tarkkaillaan kontrollikäynneillä ja -kuvauksilla.

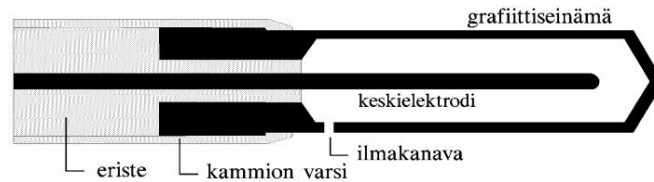
3 Säteilyn mittaaminen ionisaatiokammilla

Säteilyn ilmaiseminen perustuu säteilyn ja aineen väliseen vuorovaikutukseen. Säteily menettää vuorovaikutuksessa energiaa ionisoimalla ja virittämällä väliaineen atomeja ja tuottamalla lämpöä. Väliaineena voi olla kaasua, nestettä tai kiinteää ainetta. Oleellista on, että aineessa tapahtuu muutoksia, jotka voidaan havaita. [2]

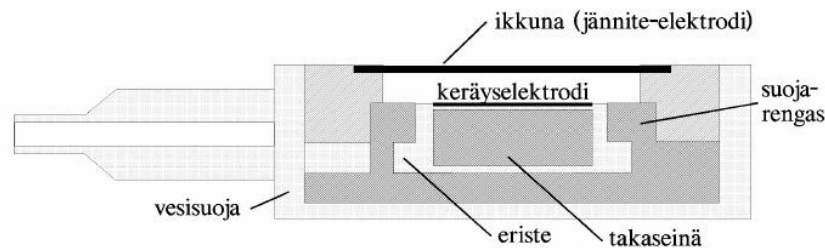
Säteilyn havaitsemiseen käytetty mittalaite voi olla tyypiltään joko kaasutäytteinen ilmaisin, tuikeilmais, puolijohdeilmais, valokuvafilmi tai termolosteilmais. Kaasutäytteiset ilmaisimet jakautuvat vielä tyyppinsä mukaan ionisaatiokammioiksi, verrannollisuuslaskureiksi ja geigerputkiksi. [2]

Ionisaatiokammio on kaasulla täytetty kammio, jossa on johtava ulkokuori ja keskellä keräyselektrodi. Kammion seinämä ja keskielektrodi on erotettu toisistaan eristeellä. Yleisimmin

sädehoidossa käytetty kammio on sylinterin muotoinen Farmer-tyyppinen ionisaatiokammio (Kuva 3.1). Kammio voi olla muodoltaan myös esimerkiksi puolipallo, sormustin tai tasolevy. Erityisesti elektronikenttien mittaukseen käytetään tasolevykammioita (Kuva 3.2).



Kuva 3.1 Farmer-tyyppisen sylinteri-ionisaatiokammion rakenne. [8]



Kuva 3.2 NACP-tyyppisen tasolevykammion rakenne. Suojarengas kiertää keräyselektrodin ja minimoi muualta kuin kammion ikkunan kautta tulevien varausten aiheuttaman signaalin. [8]

Kun ionisoivaa säteilyä saapuu seinämän läpi kammion sisälle, irrottaa se elektroneja täytekaasun atomeista. Elektronit kulkevat seinämän ja keskielektrodin välisessä sähkökentässä kohti keskilankaa ja positiiviset ionit kohti seinämää. Kun elektrodin ja seinämän välinen jännite on valittu sopivasti (yleensä noin 300 V), kulkevat ionit sylinterin poikki tarpeeksi nopeasti, etteivät ehdi neutralisoitua vapaiden elektronien kanssa. Toisaalta positiivisten ionien saavuttama nopeus on kuitenkin niin pieni, että ne eivät kykene ionisoimaan neutraaleja kaasuatomeja. Tällöin kerätty varausmäärä on verrannollinen kammioon tulleeseen säteilyenergiaan ja sähkövirta säteilyenergiaan aikayksikössä. [2]

Koska kammiosta saatava virta on tavallisesti hyvin pieni, tarvitaan sen mittaamiseen erittäin herkkä elektrometri ja lisäksi mahdolliset vuotovirrat on minimoitava. Ionisaatiokammio on yleensä erittäin stabiili eikä se tarvitse uudelleen kalibrointia vuosiin. Se soveltuu hyvin röntgen- ja gammasäteilyn mittaamiseen ja kammion vaste on mahdollista saada hyvin riippumattomaksi säteilyn energiasta. [2]

Sädehoidon suurienergisten fotonikeilojen annosmittauksiin käytetään yleensä sylinterin muotoisia ionisaatiokammioita. Kammion tilavuuden tulee olla 0,1–1 cm³. Tällöin saavutetaan

riittävä paikkaerotuskyky, mutta samalla tarvittava herkkyys. Tällainen kokovaatimus täyttyy sylinteri-ionisaatiokammioilla, jonka sisähalkaisija on alle 7 mm ja sisäpituus vähemmän kuin 25 mm. Ionisaatiokammion seinämän tulee olla mahdollisimman homogeeninen ja kammiossa tulee olla ilma-aukko, jonka kautta kammion sisältämä ilma tasaantuu vallitsevaan ilmanpaineeseen ja lämpötilaan. [8]

Tarkkojen mittausten yhteydessä on käytettävä korjauskerrointa, joka ottaa huomioon ilmanpaineen ja lämpötilan erot suhteessa kalibroitimhetken arvoihin. Korjauskerroin k_{TP} lasketaan kaavalla

$$k_{TP} = \frac{(273,2+T) * p_0}{(273,2+T_0) * p}, \quad (3.1)$$

missä T on mittaustilan lämpötila [$^{\circ}C$], p ilmanpaine [kPa], T_0 kalibrointilämpötila ja p_0 kalibrointipaine. [1]

Veteen absorboitunut annos voidaan laskea ionisaatiokammioilla mitatun tuloksen perusteella seuraavan yhtälön mukaisesti vertailuoloissa:

$$D_{w,Q} = M k_{TP} k_s k_{pol} k_{elec} N_{D,w,Q}, \quad (3.2)$$

missä

$D_{w,Q}$ on veteen absorboitunut annos säteilylaadulla Q,

M on ionisaatiokammion tuottama annosmittarilla tai elektrometrillä mitattu lukema tai varaus,

k_{TP} on paine- ja lämpötilakorjauskerroin,

k_s on ionisaatiokammion epätäydellisestä keräystehokkuudesta johtuva rekombinaatiokorjauskerroin,

k_{pol} on ionisaatiokammion keräysjännitteen polariteetista johtuva korjauskerroin,

k_{elec} on elektrometrin herkkyyden korjauskerroin,

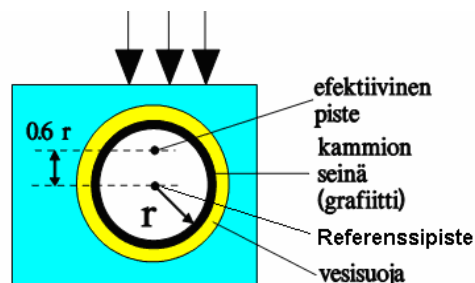
$N_{D,w,Q}$ on ionisaatiokammion kalibroitimkerroin veteen absorboituneelle annokselle mittaauksessa käytettävälle säteilylaadulle Q. [8]

Kun ionisaatiokammio asetetaan väliaineeseen, esimerkiksi veteen mittausta varten, se syrjäyttää tilavuutensa verran nestettä. Vaikka kammion seinämä olisikin säteilyn vaimennuksen kannalta verrattavissa väliaineeseen, on se silti ilmatäytteinen ja vaikuttaa säteilyolosuhteisiin mittauspisteessä. Veteen absorboitunut annos voi muuttua useilla prosenteilla kammion halkaisijaa vastaavalla matkalla, joten on odotettavissa, että tämä puuttuva väliaine vaikuttaa kammion antamaan lukemaan sitä kasvattavasti. Puuttuva väliaine vähentää kuitenkin myös säteilyn sirontaa, mikä osaltaan pienentää kammion signaalia. Nettovaikutus kuitenkin on, että saatu lukema on suurempi kuin oikea annos mittaussyvyydellä. Virhe voidaan korjata käyttämällä ionisaatiokammion kalibroitikertoimeen $N_{D,w,Q}$ sisältyvää siirtymähäiriökorjauskerrointa p_{dis} , joka riippuu kammion muodosta, säteilylaadusta ja mittaussyvyydestä.

Virheen vaikutus voidaan huomioida myös siirtämällä ionisaatiokammiota syvyysuunnassa siten, että kammiolla mitattu annos vastaa oikeaa annosta. Tarvittava siirros riippuu ionisaatiokammion geometriasta ja sitä kutsutaan efektiiviseksi mittauspisteeksi (Effective Point Of Measurement, EPOM). Kun ionisaatiokammion efektiivisen mittauspiste tunnetaan, voidaan kammio asetella sen perusteella tiettyyn mittauspisteeseen ja mitata tarkka annos juuri siinä.

Sylinterikammioille ja korkeaenergiselle fotonisäteilylle efektiivinen piste sijaitsee noin $0,6 r$ etäisyydellä kammion keskipisteestä säteilylähteen suuntaan, missä r on kammion säde (Kuva 3.3). [4] Kuutiokammille se tullaan määrittämään kappaleessa 6.1.6.

Ionisaatiokammion referenssipiste on kalibroitiasiakirjassa määritelty kammion piste, jossa kalibroitinkerroin on voimassa. [7] Annosmittauksissa kammio asetellaan referenssipisteen mukaan.



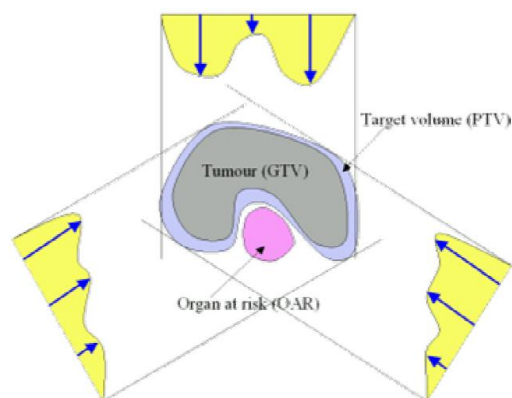
Kuva 3.3 Sylinteri-ionisaatiokammion efektiivinen piste ja referenssipiste. Efektiivinen piste sijaitsee sylinterikammioilla etäisyydellä noin $0,6 r$ kammion keskipisteestä säteilylähteen suuntaan. r on kammion säde. Muokattu lähteestä [8].

4 Intensiivimuokattu sädehoito

Intensiivimuokattu sädehoito eli IMRT (Intensity Modulated RadioTherapy tai Intensity Modulated Radiation Therapy) tarkoittaa sädehoitoa, jossa yksittäisten kenttien sisäistä intensiteettiä muokataan. Lisäksi käytetään useita kenttiä eri suunnista ja näin saadaan kohteen muotoja mukailevia annosjakaumia. Kuva 4.1 esittää mahdollisen IMRT kenttäjärjestelyn ja kenttien intensiteettijakaumia. Kohdealueelle (PTV) on mahdollista saada entistä tasaisempi ja voimakkaampi annosjakauma ja herkkiä elimiä (OAR) voidaan säästää säteilyltä. Lisäksi annosgradientti PTV:n ja normaalikudoksen välillä voidaan tehdä suuremmaksi, mikä johtaa pienempiin terveen kudoksen saamiin säteilyannoksiin. Näin syöpä paranee todennäköisemmin ja vakavien komplikaatioiden riski vähenee. [9]

IMRT-hoidosta on erityisesti apua, kun hoidettava kohde on monimutkainen ja sijaitsee lähellä säteilylle herkkiä elimiä. Tyypillisiä tällaisia tilanteita ovat eturauhassyöpä, pään ja kaulan alueen sekä selkärangan lähellä olevat kasvaimet. Muissakin syöpätyypeissä intensiivimuokkaus voi parantaa annoksen tasaisuutta.

IMRT on uusi tekniikka, mutta sen eduista on jo kertynyt näyttöä. Esimerkiksi HYKSin alustavien pään ja kaulan alueen hoitojen seurantakokemusten mukaan kasvainkontrolli primäärikasvaimessa on pysynyt 100 %:ssa ja sylkirauhaset on saatu säästettyä. [12]



Kuva 4.1 Kaavakuva IMRT-hoidon kenttävalinnoista ja intensiteettiprofileista. [11]

4.1 Intensiiteetti- ja muokattu sädehoidon suunnittelu

IMRT-hoitojen suunnittelu poikkeaa perinteisestä. Siinä missä vielä yleisimmin käytössä olevan konformaalisen eli kohteenmuotoisen sädehoidon (3DCRT, 3-Dimensional Conformal Radiotherapy) annosuunnittelu on niin sanotusti suoraa suunnittelua, on IMRT käänteistä. Konformaalisessa sädehoidossa kentät, kiilat, rajaukset sekä muut tarvittavat tekijät asetetaan paikalleen, annosjakauma lasketaan ja verrataan haluttuun jakaumaan. Tätä toistetaan ja korjataan tarvittaessa, kunnes lopputulos on tyydyttävä. Tätä sanotaan sädehoidon annosuunnittelun suoraksi ongelmaksi.

IMRT:n annosuunnittelu tapahtuu käänteisesti. Annosuunnitteluohjelmistolle annetaan heti aluksi haluttu kohdealueen annosjakauma, riskielinten alueet ja määritellään mahdollisesti hoitoon käytettävien kenttien lukumäärä ja suunnat. Lisäksi määritellään toleranssirajat, joiden puitteissa kohdealueen annostavoitteen tulee täytyä ja mitkä ovat riskielimille korkeintaan hyväksyttävät säteilyannokset. Tämän jälkeen annosuunnitteluohjelmisto laitetaan laskemaan tätä käänteisongelmaa, eli kenttien intensiteettijakaumia, joilla alussa määriteltyyn tavoitteeseen päästäisiin.

Optimointiohjelmisto muotoilee halutun annosjakauman matemaattiseen muotoon, objektifunktioksi. Annosuunnitteluohjelmisto pyrkii löytämään parhaan mahdollisen intensiteettijakauman optimoimalla objektifunktiota. Tavallisesti käänteisongelmaan ei ole mahdollista löytää tarkkaa ratkaisua ja siksi pyritäänkin etsimään optimaalisinta ratkaisua. Tämän löytämiseksi on joko minimoitava tai maksimoitava objektifunktio. Tämä on yleensä raskas ongelma ja vaatii paljon laskentatehoa. [10]

Potilaan 3D-kuva (tietokonetomografiakuvapakka) on jaettu pieniin tilavuusalkioihin, vokseleihin. Annosuunnitteluohjelmisto laskee annoksen jokaisessa vokselissa prosessin sen hetkisen annosuunnitelman perusteella. Lasketun annosjakauman perusteella lasketaan suunnitelman arvo, eli objektifunktion tulos. Yksinkertainen esimerkki objektifunktiosta, joka laskee suunnitelman arvon lasketun annoksen ja tavoiteannoksen erojen neliöiden summina:

$$S = \sum_i |D_{T,0} - D_{T_i}|^2 + \sum_n p_n \times \sum_j H |D_{n,0} - D_{nj}| \times |D_{n,0} - D_{nj}|^2. \quad (4.1)$$

Tällaista objektifunktiota kutsutaan neliölliseksi objektifunktioksi tai varianssiobjektifunktioksi. Optimointimekanismi pyrkii minimoimaan suunnitelman pistearvon eli objektifunktion tuloksen S . [9] Mitä pienempi objektifunktion S arvo on, sitä paremmin suunnitelma vastaa tavoitetta.

Esimerkissä $D_{T,0}$ on tavoiteannos kohdetilavuudessa (kasvain), $D_{n,0}$ on vokselin n terveelle kudokselle sallittu annos, D_{T_i} on vokselin i laskettu annos ja D_{n_j} on terveen kudoksen vokselissa numero j laskettu annos.

Terveelle kudokselle funktio $H(D_{n_j} - D_{n,0})$ määritellään seuraavasti:

$$\begin{aligned} H(D_{n_j} - D_{n,0}) &= 0 \text{ kun } D_{n_j} \leq D_{n,0} \text{ ja} \\ &= 1 \text{ kun } D_{n_j} > D_{n,0}. \end{aligned} \tag{4.2}$$

Tämä tarkoittaa, että kunhan terveen kudoksen vokselin annos ei ylitä sille asetettua annosrajaa, ei se vaikuta objektifunktion arvoon. Suure p_n kaavassa (4.1) on suhteellinen pisterangaistus tämän annosrajan ylityksestä. Optimointiohjelmisto etenee iteratiivisesti ja tekee vaihe vaiheelta kenttien intensiteetteihin pieniä muutoksia ja laskee suunnitelmaan liittyvän objektifunktion arvon aina uudelleen. Jos muutos on parempaan suuntaan, sitä kasvatetaan ja jos huonompaan, vähennetään. Tätä prosessia jatketaan niin kauan, että parannusta ei enää synny ja voidaan olettaa optimaalisen suunnitelman löytyneen. [9]

4.2 Intensiteettimuokatus sädehoidon tekniikat

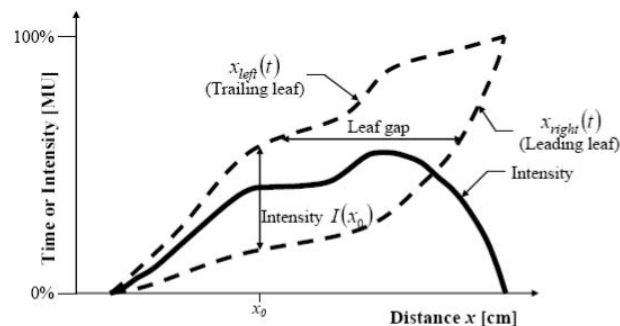
On monia eri tapoja suorittaa IMRT-hoidot. Periaatteessa myös kaikki perinteiset sädehoidot, joissa käytetään kiiloja, suojia tai kompensaatiosuodattimia, jotka tekevät yksittäisen kentän intensiteettijakauman epähomogeeniseksi, ovat IMRT-hoitoja. Nykyisessä merkityksessään IMRT on kuitenkin rajattu tarkoittamaan nimenomaan sädehoitotekniikkaa, jossa tietokonepohjaista optimointijärjestelmää hyväksi käyttäen määritetään intensiteetiltään vaihteleva annosjakauma, joka vastaa määriteltyjä tavoitteita. [9]

Esimerkkejä erilaista tekniikoista tuottaa IMRT-hoitoja ovat DMLC, SMLC ja Intensiteettimuokattu kaarihoito.

DMLC

DMLC (Dynamic MLC, liukuvan ikkunan tekniikka) eli dynaamisella moniliuskarajoittimella toteutettu intensiteettimuokattu sädehoito on yleisimmin käytetty IMRT-menetelmä, ja Keski-Suomen keskussairaalan ratkaisu perustuu tähän tekniikkaan. Intensiteetin muokkaus suoritetaan liikuttelemalla moniliuskarajoittimen liuskoja sopivasti säteilyn ollessa päällä. Kuva 4.2 esittää intensiteettijakauman tuottoa MLC:n liuskojen nopeutta ja keskinäistä etäisyyttä vaihdellen. Kuvassa on kahden vastakkaisen liuskan sijainti ajan funktiona. Ajan sijasta voidaan liuskojen liikkeitä sitoa myös säteilytettyihin monitoriyksiköihin (MU). Yleensä tämä onkin luotettavampaa, koska kiihdyttimen säteilyntuotto saattaa vaihdella jossain määrin. Halutussa pisteessä x_0 intensiteetti on erotus $MU_{left}(x_0) - MU_{right}(x_0)$ yksiköissä MU. [11]

Moniliuskarajoittimen liuskojen liikeradat ja -nopeudet lasketaan erityisellä algoritmilla optimoidun intensiteettijakauman perusteella. Laskentajärjestelmä ottaa huomioon moniliuskarajoittimen rajoitukset, kuten vuotosäteilyn liuskojen läpi, liuskojen muotoilun ja äärellisen liikenopeuden.

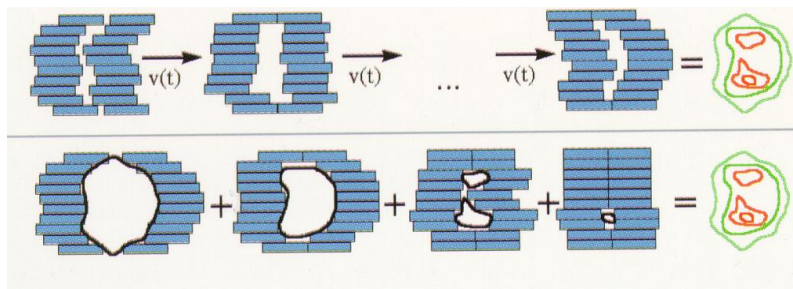


Kuva 4.2 Kahden vastakkaisen moniliuskarajoittimen (MLC) liuskan paikka ajan funktiona liukuvan aukon menetelmällä. MLC:n rajaimet liikkuvat vaihtelevalla nopeudella säteilyn ollessa päällä. [11]

SMLC

SMLC (Segmented MLC, myös nimeä ”Step-And-Shoot” käytetään) eli askeltekniikka tarkoittaa sitä, että jokaisen kentän intensiteettiprofiili tuotetaan useilla peräkkäisillä erikokoisilla staattisilla ja intensiteetiltään tasaisilla osakentillä, jotka summautuvat. Jokainen IMRT-kenttä on siis jaettu useisiin osakenttiin, segmentteihin, jotka annetaan erikseen. Säteily on pois päältä moniliuskarajoittimen liuskojen asettuessa uusiin asemiinsa. Kuva 4.3 selventää SMLC- ja DMLC -tekniikkojen periaatetta. Askeltekniikan hyvä puoli on se, että annettujen IMRT-hoitojen laadun- ja annoksenvarmistus on helpompaa kuin esimerkiksi liukuvan aukon tekniikassa. Tämä johtuu siitä, että jokainen osakenttä voidaan mitata erikseen. Myöskään moniliuskarajoittimen liuskojen ohjauksen ei tarvitse olla aivan niin tarkkaa kuin liukuvan

aukon menetelmän ollessa kyseessä; riittää, että liuskat löytävät oikeille paikoilleen. Askeltekniikka on kuitenkin huomattavasti hitaampi kuin DMLC, johtuen erillisten kenttien suuresta määrästä. Erityisesti, jos haluttu kentän intensiteettijakauma on monimutkainen, vaatii se askeltekniikalla toteutettuna hyvin suuren määrän osakenttiä, joiden anto kestäisi varsin pitkään. [29]



Kuva 4.3 Kaksi eri tapaa tuottaa sama intensiteettijakauma: DMLC (ylhäällä) ja SMCL (alhaalla). [12]

Intensiteettimuokattu kaarihoito

Intensiteettimuokattu kaarihoito eli Intensity Modulated Arc Therapy (IMAT) yhdistää liikkuvan aukon menetelmään kanturin kierron sädetyksen aikana. Eli moniliuskarajoittimen liuskojen dynaamisen liikkeen lisäksi myös kanturikulma muuttuu säteilyn ollessa päällä. Tämä mahdollistaa dynaamisella moniliuskarajoittimella suoritettua IMRT:tä monipuolisempien annosprofiilien tuoton. [13]

Varian on kehittänyt oman versionsa intensiteettimuokatusta kaarihoidosta nimellä RapidArc. Menetelmä yhdistää kanturin kierron vaihtelevalla nopeudella, moniliuskarajoittimen dynaamisen liikkeen ja annosnopeuden vaihtelun samanaikaisesti hoidon aikana. Näin hoidoista on mahdollista saada nopeampia. [14]

4.3 Laadunvarmistus

Sädehoidossa pyritään yleisesti siihen, että suunnittelualue PTV saa sille määrätyn annoksen tasaisesti, vähintään 5 % tarkkuudella. Tiukka tarkkuusvaatimus edellyttää koko sädehoitoprosessilta kattavaa laadunvarmistusta. Hoitolaitteiden fysikaalisten ja teknisten ominaisuuksien lisäksi laadunvarmistuksen tulee kattaa ne sädehoidon laitteet ja menetelmät, joilla on merkitystä potilaan saaman annoksen oikean suuruuden ja geometrisen osuvuuden kannalta. [1]

IMRT-hoidot ovat monimutkaisia ja vaativat tarkempia laadunvarmistustoimenpiteitä kuin sädehoidot aikaisemmin. Laadunvarmistustoimenpiteiden tulisi kattaa koko IMRT-ketju annossuunnittelujärjestelmästä potilaan saaman annoksen varmistukseen. Ketjuun kuuluu muun muassa moniliuskarajoittimen tarkkuuden varmistus (etenkin liikkuvan aukon menetelmässä), jokaisen IMRT-kentän annosprofiilin varmistus mittauksin ja kenttien yhteisen annosprofiilin varmistus ja potilasasettelun tarkkuuden varmistaminen. [9]

4.3.1 Sädehoitosuunnitelmien laadunvarmistus mittauksin

Ennen hoitoa tehtävä annosjakauman varmistus voidaan toteuttaa seuraavasti: Annossuunnitelma siirretään annossuunnittelujärjestelmässä fantomiin ja annosjakauma lasketaan uudestaan. Alkuperäistä annossuunnitelmaa ei kuitenkaan muokata, ei ainakaan niin, että se vaikuttaisi laadunvarmistuksen luotettavuuteen. Tämän jälkeen annossuunnitelman mukaiset kentät sädetetään hoitokoneella fantomiin ja mitataan siihen asennetuilla mittalaitteilla. Lopuksi mitattuja annosjakaumia verrataan laskettuihin. [15]

Kenttäkohtainen varmistus tapahtuu niin, että suunnitelman jokainen kentän annosjakauma lasketaan uudestaan fantomissa. Kentät toteutetaan ja mitataan samanlaisena kuin alkuperäisessä suunnitelmassa, kuitenkin sillä poikkeuksella, että kaikki kentät muutetaan annettaviksi kanturikulmalla 0 astetta. [15]

Annosmittaukset tehtiin aikaisemmin käyttäen puolijohdediodi- tai ionisaatiokammioilmaisimia. Nämä ovat mittalaitteita, jotka mittaavat annoksen vain jossain tietyssä pisteessä. IMRT-kenttien annosjakaumat ovat kuitenkin epätasaisia, joten tällaisten perinteisten pisteilmaisimien käyttäminen olisi erittäin työlästä. Tästä syystä IMRT-kenttien tarkkaan ja käytännölliseen mittaamiseen tarvitaan tasoilmaisimia. [11] Näitä voivat olla esimerkiksi kiihdyttimeen asennettu konekuvauslaite tai erillinen matriisi-ilmaisim. Matriisi-ilmaisim voi olla toiminnaltaan joko diodeihin tai ionisaatiokammioihin perustuva.

4.3.2 Annosjakaumien vertailu

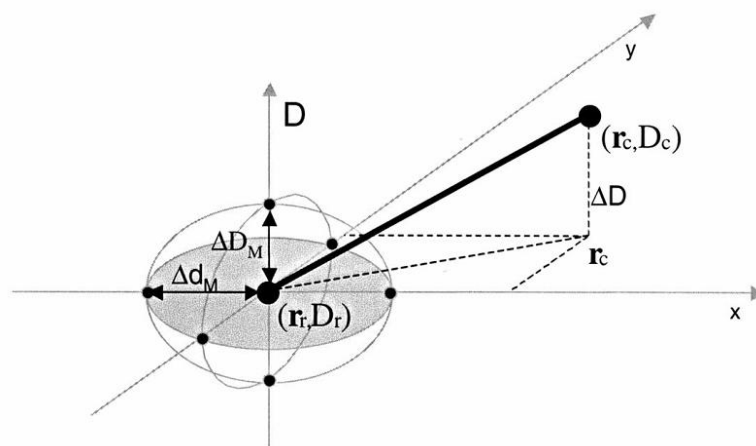
IMRT-annossuunnitelman kenttien verifiointi tehdään vertaamalla mitattuja ja laskennallisesti saatuja annosjakaumia toisiinsa. Jos kentät vastaavat ennalta määriteltyjen ehtojen puitteissa toisiaan riittävän hyvin, voidaan suunnitelmaa pitää tältä osin varmistettuna.

Helpoiten kahta annosjakamaa voi verrata laskemalla samalla kohdalla olevien mittauspisteiden välinen ero. Tämä toimiikin varsin hyvin kenttien tasaisissa osissa, joissa ei esiinny suuria annosgradientteja. Suurten annosgradienttien alueella tämä saattaa kuitenkin johtaa suuriin eroihin annoksessa mitättömänkin kenttien asemointitarkkuuden virheen seurauksena, vaikka sillä ei hoidon onnistumisen kannalta olisi merkitystä. Sädehoitoihin liittyy aina tietty asetteluepätkä, joka täytyy ottaa huomioon. Siispä pelkkä samalla kohdalla olevien pikselien annosarvojen vertailu ei ole riittävä laadun mittari.

Kenttiä vertailevassa laskennassa on siis otettava huomioon annoseron lisäksi myös asettelutarkkuuteen liittyvä epävarmuus. Low et al. [16] kehittivät tähän ongelmaan gammavertailuksi kutsutun ratkaisun.

4.4 Gammavertailu

Gammavertailu-menetelmä on suunniteltu vertailemaan kahta annosprofiilia toisiinsa. Toinen kentistä määritellään referenssiprofiiliksi ja toinen vertailuprofiiliksi. Tämän jälkeen profiileita vertaillaan piste kerrallaan. Kuva 4.4 esittää gammavertailu-menetelmän periaatteen. Kuvassa \mathbf{r}_r on referenssiprofiilin piste, jossa annos D_r . \mathbf{r}_c on vertailuprofiilin piste, D_c . ΔD_M on annoseron hyväksyttävyyssraja ja Δd_M kahden saman annoksen saaneiden pisteiden suurin hyväksytty etäisyys toisistaan (DTA, Distance-To-Agreement).



Kuva 4.4 Gammavertailu-menetelmän periaate. [17]

Hyväksyttävyyssrajoja voidaan kuvata ellipsoidilla

$$1 = \sqrt{\frac{\Delta r^2}{\Delta d_M^2} + \frac{\Delta D^2}{\Delta D_M^2}}, \quad (4.3)$$

missä $\Delta r = |\mathbf{r}_r - \mathbf{r}_c|$, eli referenssipisteen ja vertailtavan pisteen etäisyys ja $\Delta D = D_c(\mathbf{r}_c) - D_r(\mathbf{r}_r)$ on referenssipisteen ja vertailtavan pisteen annosten ero. Jotta vertailtava annosjakauma täsmäisi referenssijakaumaan pisteessä \mathbf{r}_r , täytyy vähintään yhden vertailujakauman datapisteen sijaita ellipsoidin sisällä. Toisin sanoen pisteelle täytyy päteä

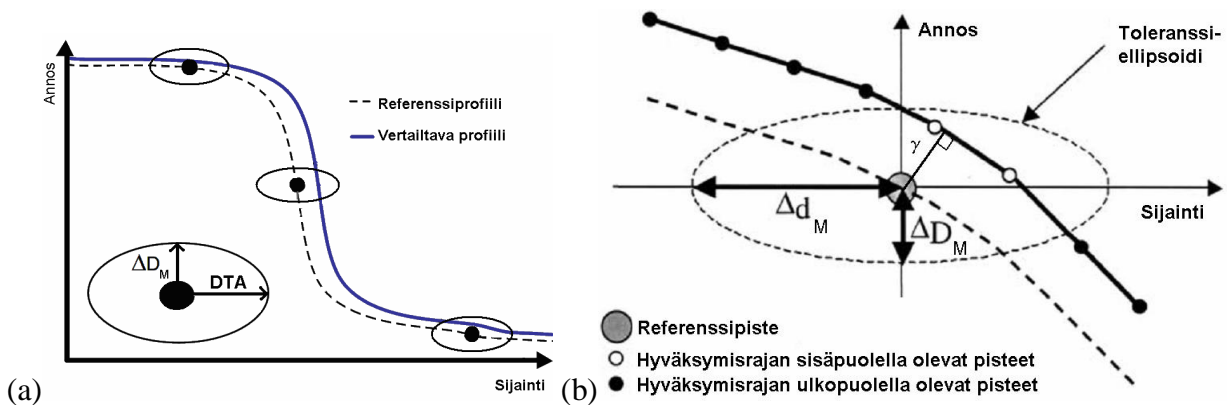
$$\Gamma_r(\mathbf{r}_c, D_c) \equiv \sqrt{\frac{\Delta r^2}{\Delta d_M^2} + \frac{\Delta D^2}{\Delta D_M^2}} \leq 1. \quad (4.4)$$

Lukuarvoinen mittari vertailu- ja referenssijakaumien pisteiden vertailuun saadaan, kun määritellään niin sanotuksi gamma-arvoksi lausekkeen $\Gamma_r(\mathbf{r}_c, D_c)$ minimi, eli

$$\gamma(\mathbf{r}_r) = \min \Gamma_r(\mathbf{r}_c, D_c). \quad (4.5)$$

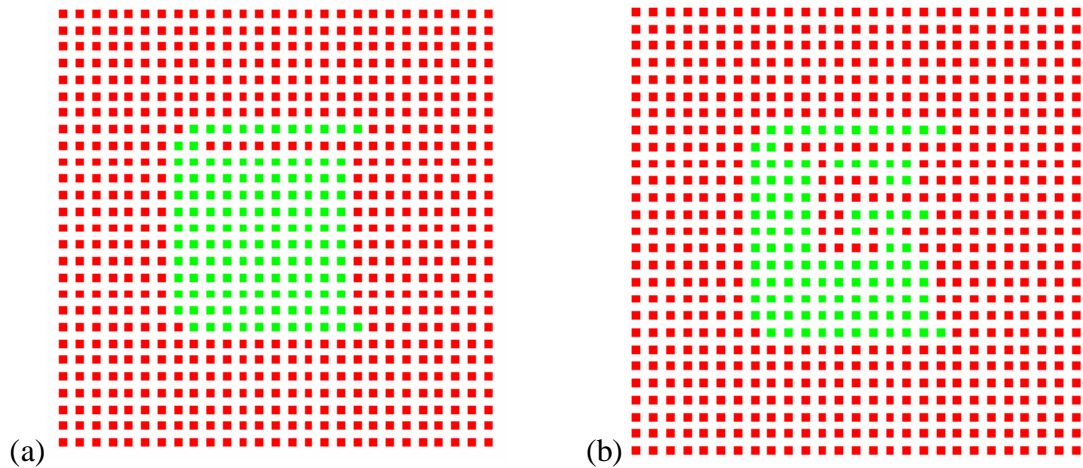
Nyt voidaan sanoa, että jos pisteen \mathbf{r}_r gamma-arvo $\gamma(\mathbf{r}_r)$ on yksi tai alle, se hyväksytään ja jos gamma-arvo on yli yksi, sitä ei hyväksytä. [17]

Kuva 4.5 selvittää gammavertailun toimintaa ja gamma-arvon määrittystä yksiulotteisessa tapauksessa. Pienten annosgradienttien alueilla merkittävä vertailusuure on pisteiden välinen annosero ja suurten gradienttien alueella pisteiden välimatka (Kuva 4.5a).



Kuva 4.5 Gammavertailu-menetelmän periaate. (a) Kahden yksiulotteisen viivaprofiilin gammavertailu (b) Gamma-arvon γ määrittäminen tietyssä pisteessä yksiulotteisessa tapauksessa. Katkoviiva kuvaa referenssiprofiilia ja kiinteä viiva vertailtavaa mitattua profiilia. Muokattu lähteestä [17].

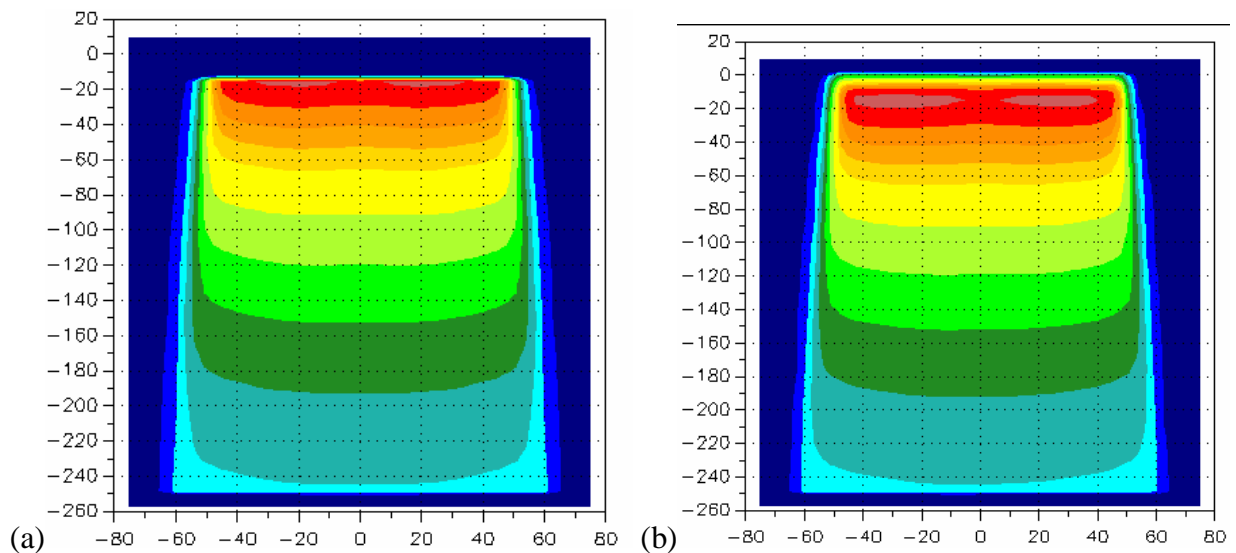
Gammavertailu tulokset voidaan esittää kuvana (Kuva 4.6), josta on helppo nähdä alueet, joissa laskettu ja mitattu intensiteettijakauma eivät täsmää.



Kuva 4.6 PTW Verisoft -ohjelmalla suoritettu gammavertailu PTW seven29 -mittalaitteella mitatun ja Eclipse-annossuunnitteluohjelmalla lasketun kentän välillä. Vihreät ruudut täsmäivät toleranssirajojen puitteissa, punaiset eivät. Toleranssirajat: DTA eli $\Delta d_M = 2$ mm (a) $\Delta D_M = 3$ % (b) $\Delta D_M = 1$ %.

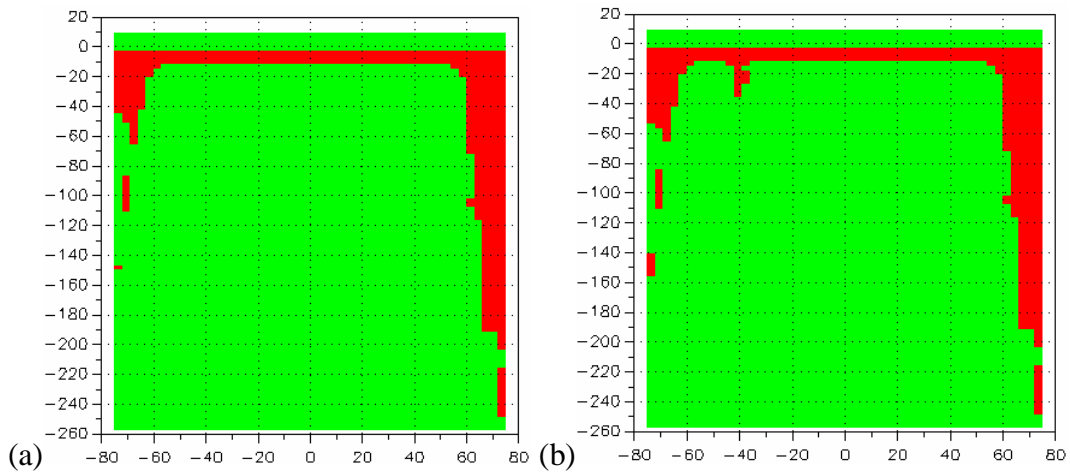
4.4.1 Gammavertailuesimerkki

Seuraavassa on esimerkki gammavertailusta PTW VeriSoft -ohjelmalla. Vertailussa on PTW ionisaatiokammiolla vesifantomissa mitattu syväannoskäyrästä ja Eclipse-annossuunnitteluohjelmistolla laskettu annosprofiili. Kuva 4.7 esittää VeriSoftilla piirretyt isodoosikartat.



Kuva 4.7 (a) PTW ionisaatiokammiolla vesifantomissa mitattu ja (b) Eclipse-ohjelmistolla laskettu isodoosikartta.

Kuva 4.8 esittää näiden kahden isodoosikartan gammavertailun toleransseilla $\Delta D_M = 3$ % ja $\Delta d_M = 2$ mm sekä tiukemmilla asetuksilla $\Delta D_M = 1$ % ja $\Delta d_M = 2$ mm.



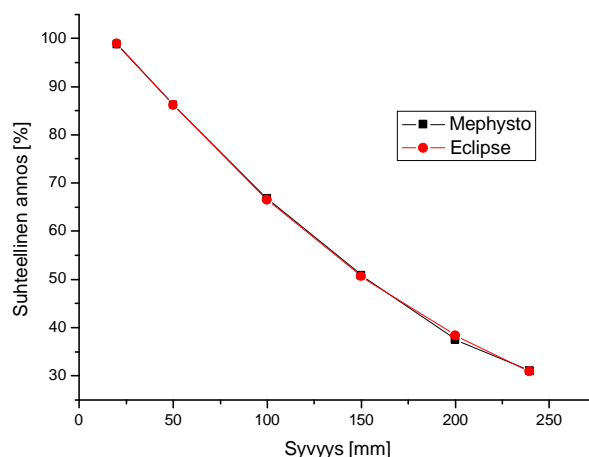
Kuva 4.8 Gammavertailu VeriSoft-ohjelmalla. (a) $\Delta D_M = 3\%$ $\Delta d_M = 2$ mm (b) $\Delta D_M = 1\%$ ja $\Delta d_M = 2$ mm.

Kuvista voidaan nähdä, että annokset vastaavat tässä tapauksessa toisiaan hyvin. Yläreunan huono täsmävyys johtuu yksinkertaisesti siitä, että mittaustuloksia saadaan vasta syvyyden 13 mm jälkeen. Muut punaiset pisteet kentän laitojen ulkopuolella aiheutuvat siitä, että kentän ulkopuolella pieni ero annoksissa aiheuttaa suuren prosentuaalisen virheen.

Alla on vielä muutamia mitattuja arvoja isodoosikarttojen keskiakselilta ja niiden perusteella piirretyt syväannoskäyrät (Taulukko 4.1 ja Kuva 4.9).

Taulukko 4.1 Suhteellinen annos keskiakselilla eri syvyyksillä. 'Annos (Mephysto)' on mitattu annos ja 'Annos (Eclipse)' on laskettu annos.

Syvyys [mm]	Annos (Mephysto)	Annos (Eclipse)	Ero [%]
20	98,8	98,9	0,1
50	86,2	86,2	0,0
100	66,8	66,5	-0,5
150	50,8	50,6	-0,4
200	37,5	38,4	2,3
239,5	31,0	30,8	-0,6



Kuva 4.9 Syväannoskäyrät keskiakselilla.

5 Laitteistot ja ohjelmistot

Mittauksissa käytetyt säteilykeilat tuotettiin kahdella Varian Clinac 2100 C/D -lineaarikiihdyttimellä. Mittaukset tehtiin PTW seven29 -ionisaatiokammionatriisilla, Varian PortalVision aS500 -konekuvauslaitteella ja PTW 30013 Farmer-tyyppisellä sylinteri-ionisaatiokammionatriisilla. Kiinteänä vetenä käytössä oli PTW RW3-merkkistä kiinteää vettä ja vesifantomimittaukset suoritettiin PTW MP3 -vesifantomissa.

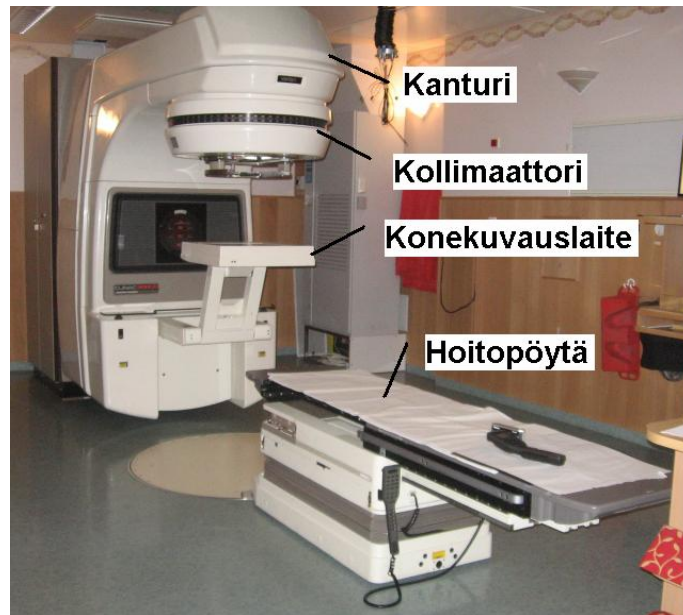
Ionisaatiokammionatriisilla tehdyt mittaukset suoritettiin PTW MatrixScan ja MultiCheck -ohjelmilla. Tulosten käsittelyyn käytettiin PTW VesiSoft-ohjelmaa, Excel-taulukkolaskentaa ja MATLAB-ohjelmaa. Kuvaajat on piirretty Origin 7.5 -ohjelmalla.

5.1 Varian Clinac 2100 C/D

Suoritin mittaukset Keski-Suomen keskussairaalan sädehoito-osastolla sijaitsevalla kahdella Varian Clinac 2100 C/D -lineaarikiihdyttimellä: Kiihdytin 1, Clinac 1 (sarjanumero 1184, Kuva 5.1) ja Kiihdytin 2, Clinac 2 (sarjanumero 1817).

Tässä tutkimuksessa käytössä olleissa Varian Clinac 2100 C/D -lineaarikiihdyttimissä mikroaaltogeneraattorina toimii neljän kammion klystroni ja kiihdytinputki on toiminnaltaan seisova-aaltainen. Elektronisuihkun kääntö on 270 astetta ja moniliuskarajoittimessa (Varian Millennium 80 MLC) on 40 liuskaparia leveydeltään 1 cm kiihdyttimen isosentrissä. [5]

Molemmat kiihdyttimet tuottavat fotonisäteilyä 6 MV ja 15 MV kiihdytysjännitteillä. Elektronikeiloja saadaan tuotettua Clinac 1:llä 4, 6, 9, 12 ja 16 MeV ja Clinac 2:lla 6, 9, 12, 16 ja 20 MeV energioilla. Annosnopeudet voidaan valita väliltä 100–600 Gy/min 100 Gy/min välein. [5]

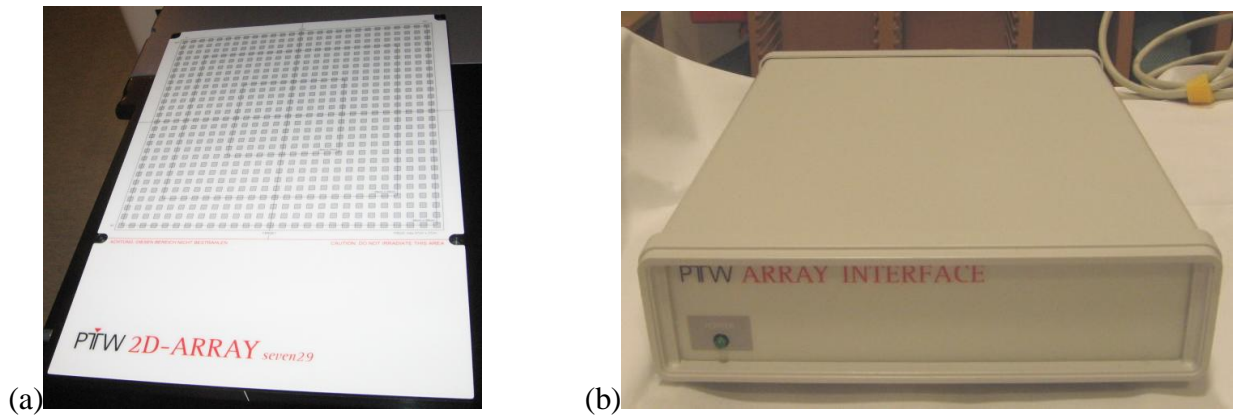


Kuva 5.1 Varian Clinac 2100 C/D -lineaarikiihdytin.

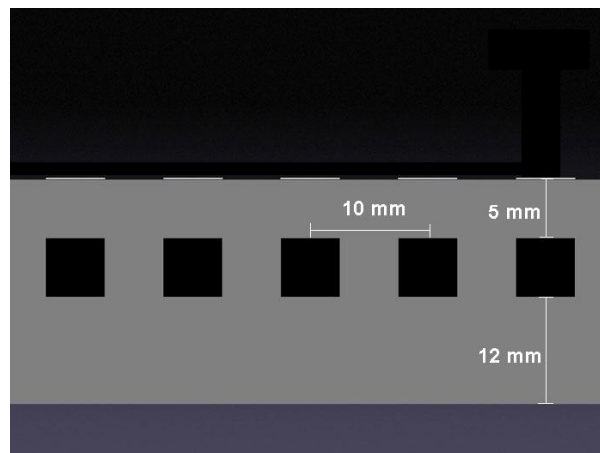
5.2 PTW seven29 ionisaatiokammionatriisi

PTW seven29 (T10024) on 729 ionisaatiokammioista koostuva tasoilmaisin. Kammiot sijaitsevat samassa tasossa riveittäin ja ovat muodoltaan kuutioita (Kuva 5.2a). Kammiot ovat $5 \text{ mm} \times 5 \text{ mm} \times 5 \text{ mm} = 0,125 \text{ cm}^3$ kokoisia, ilmatäytteisiä ja sijaitsevat sentin päässä toisistaan. Mittalaitteen pintaan merkityt $5 \times 5 \text{ mm}$ kokoiset neliöt ilmaisevat kammioiden paikat. Kammioiden etureuna sijaitsee 5 mm syvyydellä mittalaitteen etupaneelistä (Kuva 5.3).

Laitteella voidaan maksimissaan mitata $27 \times 27 \text{ cm}^2$ kokoista kenttää. Tarvittava elektroniikka on sijoitettu erilliseen liitäntäyksikköön (PTW Array Interface) (Kuva 5.2b). Tällä tavalla herkkää elektroniikkaa on pyritty suojaamaan paremmin säteilyltä ja ilmaisimen kokoa sekä painoa on saatu pienennettyä. Mittalaitteen ja liitäntäyksikön välillä on 1,5 metrin kaapeli. Liitäntäyksikkö sijoitetaan yleensä mittauksissa hoitopöydän päähän mahdollisimman kauas primäärikeilasta ja kytketään ohjaushuoneessa sijaitsevaan mittaustietokoneeseen riittävän pitkällä sarjakaapelilla.



Kuva 5.2 PTW seven29 (a) ionisaatiokammiomatriisi ja (b) liitäntäyksikkö.



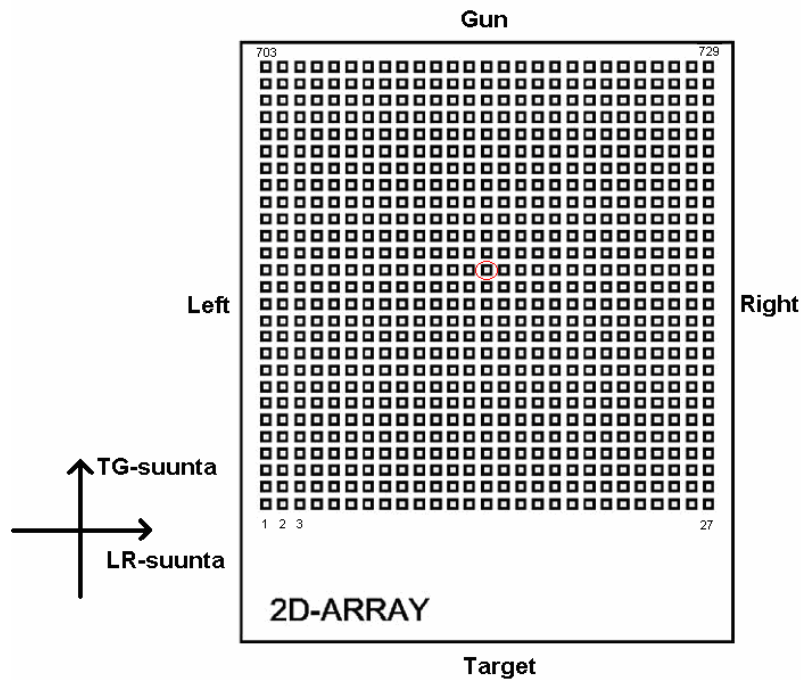
Kuva 5.3 Poikkileikkaus PTW seven29 -mittalaitteesta ja kammioiden sijainti. Kuution muotoiset ionisaatiokammiot ovat kooltaan 5 mm x 5 mm x 5 mm ja sijaitsevat 5 mm syvyydellä mittalaitteen etupinnasta. Kammioiden keskipisteiden välimatka toisistaan on 10 mm ja niiden takana on materiaalia 12 mm. Muokattu lähteestä [18].

Mittalaitteella voidaan mitata veteen absorboitunutta annosta tai annosnopeutta yksiköissä Gray (Gy) ja Grayta minuutissa (Gy/min). Kammioiden keräysjännite on 400 V, annosnopeuden mittausalue 0,5–10 Gy/min ja annoksen mittausalue 0,2–1000 Grayta saakka. Tarkkuudeksi valmistaja ilmoittaa näille mittauksille 1 mGy ja 1 mGy/min. Mittausten toistettavuuden ja lineaarisuuden poikkeaman luvataan olevan alle $\pm 0,5\%$. Pitkän aikavälin stabiilisuuden poikkeaman luvataan olevan vähemmän kuin $\pm 1\%$ vuodessa. Mittalaitteen uudelleenkalibrointia suositellaan tehtäväksi kahden vuoden välein. Kammioiden lama-aika on olematon. Lisää laitteen teknisiä tietoja on taulukossa 5.1.

Taulukko 5.1 PTW seven29 ionisaatiokammion matriisin teknisiä tietoja. [19]

Mitattavat suureet	Absorboitunut annos vedessä [Gy]
Mittausmoodit	Annos [Gy], annosnopeus [Gy/min]
Suurin kenttäkoko	27 x 27 cm ²
Kammiojännite	400 V
Mittausalue (annosnopeus)	500 mGy/min – 10 Gy/min (tarkkuus: 1 mGy/min)
Mittausalue (annos)	200 mGy – 1000 Gy (tarkkuus: 1 mGy)
Toistettavuus	≤ ±0.5 %
Lineaarisuus	≤ ±0.5 %
Pitkän aikavälin tasaisuus (mittalaite ja liitäntäyksikkö)	≤ ±1 % vuodessa ≤ ±1 % 1000 Gy jälkeen
Ilmankosteuden vaikutus	≤ ±0,5 %
Lama-aika	0
Koko	Mittalaite: 420 mm x 300 mm x 22 mm Liitäntäyksikkö: 300 mm x 250 mm x 80 mm
Paino	Mittalaite: 3.2 kg Liitäntäyksikkö: 2.4 kg
Uudelleenkalibrointi	suositus: 2 vuoden välein
Ilmaisimen tyyppi	avoin ionisaatiokammio
Ilmaisinten asettelu	27 x 27 kammiota matriisimuodossa, 10 mm keskikohdasta keskikohtaan
Kammioiden koko	5 mm x 5 mm x 5 mm
Ionisaatiokammion referenssipiste	5 mm syvyydellä mittalaitteen pinnasta
Ionisaatiokammion efektiivinen piste	kammion keskellä, 7,5 mm syvyydellä mittalaitteen pinnasta
Kammion seinämän materiaali	Grafiitti
Seinämän pinta-alatiheys kammion päällä	0.6 g/cm ²
Referenssiolosuhteet	
Lämpötila	20 °C
Ilmankosteus	50 %
Hajasäteily	0 µSv/h
Nimelliset käyttöolosuhteet	
Lämpötila	(10 – 40) °C
Ilmankosteus	(10 – 75) % suhteellinen, max abs. kosteus 20 g/cm ³
Ilmanpaine	(600 – 1200) hPa

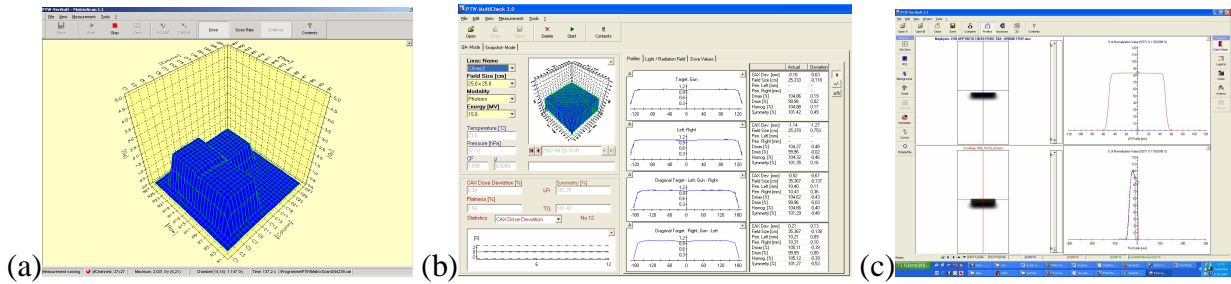
Mittalaitteen 729 ionisaatiokammiota on numeroitu juoksevilla numerolla vasemmalta oikealle siten, että ensimmäinen kammio on vasemmalla alalaidassa ja viimeinen oikealla ylälaudassa. Keskimmäisen kammion järjestysnumero on siis 365. Joissakin lähteissä kammioihin viitataan myös koordinaatein, eli muodossa (x,y).



Kuva 5.4 seven29 -ionisaatiokammiomatriisin kammioiden asettelu, numerointi ja suunnat. Muokattu lähteestä [20].

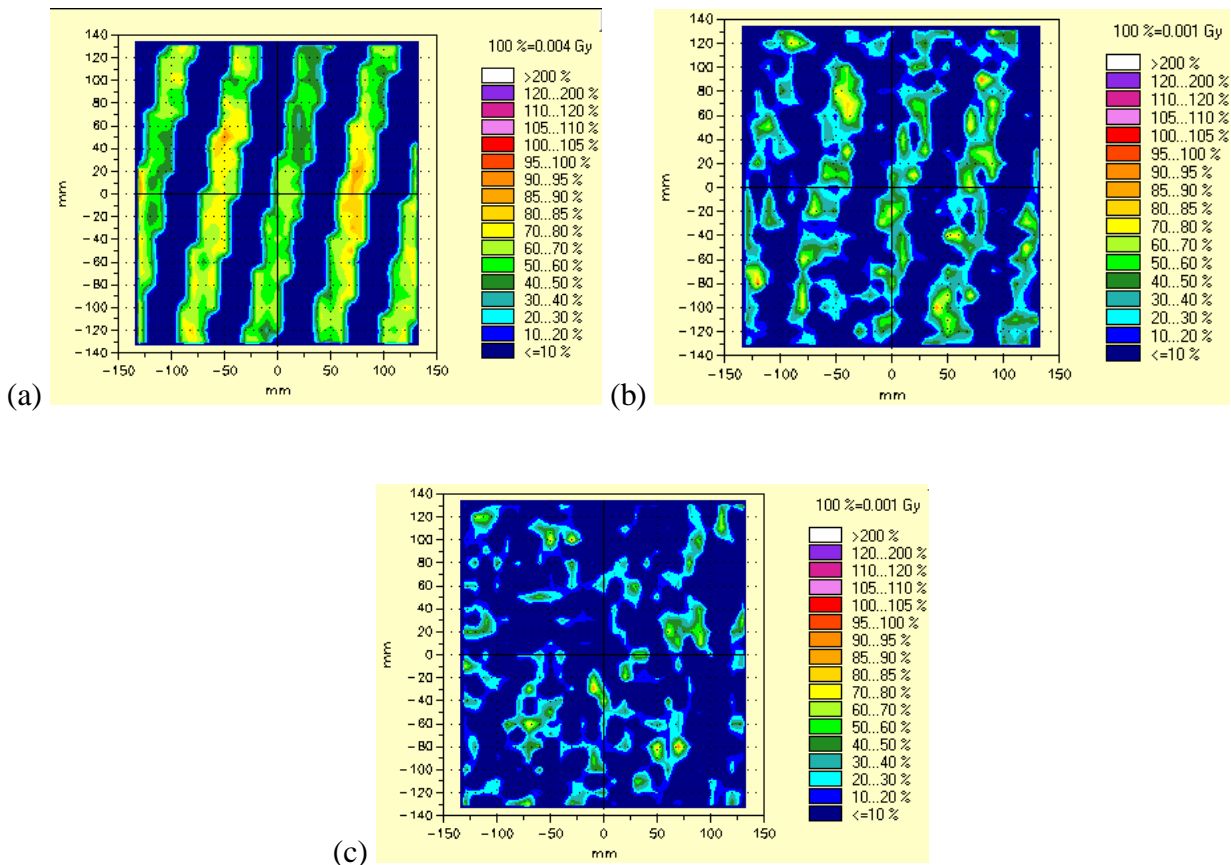
Mittauksen aikana jokaisen kammion keräämä varaus varastoidaan kondensaattoriin joka luetaan ja tyhjennetään 400 ms välein. Tyhjennys tapahtuu ilman lama-aikaa ja ilmaisin on valmiina mittaamaan tulevaa säteilyä ilman tietojen hukkaamista. [20]

Mittaukset toteutetaan mittalaitteen mukana toimitetuilla ohjelmistoilla, MatrixScan, VeriSoft ja MultiCheck. (Kuva 5.5) MatrixScan on tarkoitettu yksittäisiin perusmittauksiin. Sitä voi käyttää itsenäisesti, mutta yleensä korkeamman tason ohjelmat (VeriSoft ja MultiCheck) käynnistävät sen mittauksia varten. VeriSoft on tarkoitettu annosjakaumien analysointiin ja vertailuun, käytettäväksi esimerkiksi IMRT-suunnitelmien verifiointissa. MultiCheck on suunniteltu rutiininomaisten pitkän aikavälin seurantatestien suorittamiseen.



Kuva 5.5 PTW (a) MatrixScan (b) MultiCheck (c) VeriSoft -ohjelman ruudunkaappaus.

Käytettiin mitä tahansa mittausohjelmaa, täytyy mittauslaitetta lämmittää ohjeiden mukaan virrat päälle kytkettynä vähintään 5 minuuttia ennen mittausten aloitusta. Kaiser-Franz-Josef -sairaalan sädehoito-osastolla Wienissä tehtyjen kokeiden mukaan olisi kuitenkin syytä lämmittää laitetta 10–15 minuuttia, ainakin jos halutaan parasta mahdollista tarkkuutta. [18] Tavanomaisiin mittauksiin riittänee kuitenkin ohjeiden mukainen 5 minuuttia. Kuva 5.6 havainnollistaa lämmitysjakson merkitystä. Lämmityksen laiminlyönti näyttää kuvan perusteella tuottavan maksimissaan noin 4 mGy:n virheen.



Kuva 5.6 Ionisaatiokammion lämmityksen tarpeellisuus. Laitteen antamat lukemat ilman säteilyä (a) t=02:23 (b) t=04:39 (c) t=13:52 virran kytkemisen jälkeen. [18]

Ennen mittausten aloittamista tarvitaan lisäksi minuutin tasoitusmittaus ilman säteilyä (offset measurement), jos edellisestä tasoitusmittauksesta on enemmän kuin 8 tuntia. Kaiken kaikkiaan laitteen saa mittauskuntoon yleensä noin 15 minuutissa. Laite on kalibroitu valmiiksi valmistajan toimesta ja mukana seuraavat kalibrointitodistus ja kalibrointitiedosto.

5.3 Varian PortalVision aS500 -konekuvauslaite (EPID)

Konekuvauslaitteet (Electronic Portal Imaging Device, EPID) kehitettiin alun perin korvaamaan kömpelö filmiin perustuva potilasasettelun varmistus. Järjestely toimii kuten röntgenlaitteessakin, mutta sillä erolla, että konekuvauslaite muodostaa potilaan läpivalaisukuvan käyttäen kiihdyttimen korkeaenergistä fotonisäteilyä.

Korkeilla energioilla kuvan muodostus muuttuu haastavaksi, koska energiset fotonit antavat heikon kontrastin eri kudosten välille. Röntgensäteilyä tuotetaan tyypillisesti noin 30–150 kV putkijännitteillä. Tämän energia-alueen säteilykvantit vuorovaikuttavat kudoksen kanssa pääosin valosähköisen vuorovaikutuksen välityksellä (Kuva 2.3), jonka vaimennus riippuu voimakkaasti väliaineen järjestysluvusta. Sädehoitoon tarkoitettu lineaarikiihdytin tuottaa jarrutussäteilyä huomattavasti korkeammalla, useiden megavolttien energialla (Kuva 2.2). Näillä energioilla hallitseva säteilyn ja aineen välinen vuorovaikutus on Comptonin sironta, jossa säteilyn vaimennus on varsin vähän riippuvainen väliaineen järjestysluvusta.

Viime vuosina konekuvauslaitteet ovat kuitenkin kehittyneet ja amorfiseen piihin (a-Si) perustuvat kuvauslaitteet ovat kuvanlaadultaan lupaavimpia. Konekuvauslaitteita voidaan käyttää muuhunkin kuin asettelun tarkistukseen tähtäävien läpivalaisukuvien muodostukseen; niillä voidaan mitata myös kiihdyttimen säteilytuottoa, keilan tasaisuutta, symmetrisyyttä ja annosta tasossa. Lisäksi konekuvauslaitteen asemoinnin voi tehdä erittäin tarkasti, joten konekuvauslaite soveltuu hyvin IMRT-hoitosuunnitelmien verifiointiin. [11]

Varian PortalVision aS500 on amorfiseen piihin perustuva konekuvauslaite eli EPID (Electronic Portal Imaging Device). Järjestelmä sisältää ilmaisinyksikön (IDU, Image Detection Unit), kuvan keräysyksikön (IAS2, Image Acquisition System 2) ja hoituhuoneen ulkopuolelle sijoitetun hallintatietokoneen (PortalVision PC). Ilmaisinyksikkö sisältää ilmaisimen ja siihen välittömästi liittyvän elektroniikan. Vastaavasti keräysyksikkö sisältää ohjaus- ja keräyselektroniikkaa. [21]

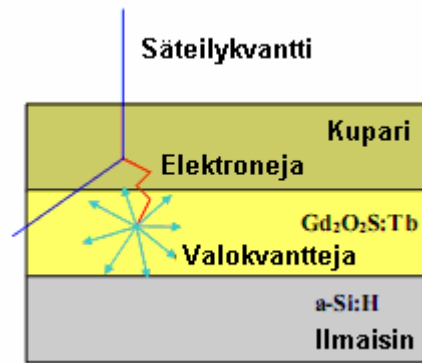
Kuvassa alla (Kuva 5.7a) on laite asennettuna sädehoitolaitteeseen ja suojus avattuna (Kuva 5.7b). Konekuvauslaite on asennettu ohjattavien varsien varaan, jolloin sen voi liikuttaa mittaus- tai lepoasentoon tarvittaessa. Varsien avulla ilmaisin voidaan myös asettaa halutulle etäisyydelle lähteestä. Ilmaisinyksikön ilmaisinalue on kooltaan $40 \times 30 \text{ cm}^2$ ja resoluutio $512 \times 384 = 196608$ pikseliä. Pikselikoko on siis $0,78 \text{ mm}$. [28]



Kuva 5.7 Varian PortalVision aS500 -konekuvauslaite (a) asennettuna kiihdyttimeen ja toimintavalmiina (b) avattuna [11]. Ilmaisinpinnan vieressä on kuvan muodostamiseen tarvittava elektroniikka.

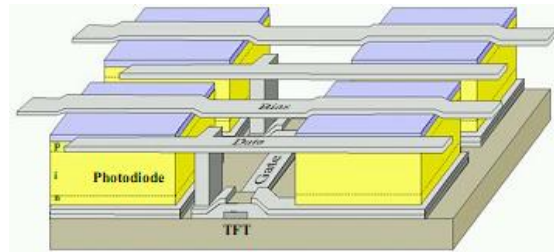
Jokainen pikseli koostuu valoherkästä fotodiodista ja ohutkalvotransistorista. Säteilyn tuottamien fotonien synnyttämä varaus kertyy fotodiodeihin kunnes se luetaan ja digitalisoidaan analogi-digitaalimuuttajalla. Ilmaisimatriisin päällä on kerros tuikeainetta ja kuparilevy. Tämä tekee laitteistosta niin sanotun epäsuoran ilmaisimen. [21]

Ilmaisim havaitsee säteilyä epäsuorasti ja sen rakenne on pääpiirteissään seuraava: pinnalla on 1 mm kuparipinta, jonka jälkeen on $0,5 \text{ mm}$ paksuinen tuikeainekerros terbiumilla aktivoitua gadoliniumoksidisulfidia ($\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S:Tb}$, terbium-activated gadolinium oxysulfide) ja tuikeaineen alla on varsinainen amorfiseen piihin perustuva ilmaisim (Kuva 5.8). Kun korkeaenerginen säteilykvantti osuu kuparilevyyn, irrottaa se kuparista energisiä elektroneja. Osa elektroneista osuu kuparipinnan alla olevaan tuikeaineeseen, jossa ne saavat aikaan optisten fotonien ryöpsähdyksen. Osa fotoneista osuu tuikeaineen alla sijaitsevalle fotodiodimatriisille. Fotodiodit havaitsevat fotonit ja tuottavat mitattavan signaalin. [11]



Kuva 5.8 Varian PortalVision aS500 -konekuvauslaitteen ilmaisimen rakenteen kaavakuva ja säteilyn epäsuoran havaitsemisen periaate. Muokattu lähteestä [11].

Konekuvauslaite käyttää amorfisen piin kahta sovellutusta, fotodiodia ja ohutkalvotransistoria. Kuva 5.9 esittää ilmaisimen rakenteen.



Kuva 5.9 Fotodiodit ja ohutfilmitransistorit. [11]

Fotodiodi koostuu kahdesta dopatusta puolijohdepinnasta, pn-liitoksesta, joiden välissä on eristettä. Liitoksen yli on estosuuntainen biasointijännite. Kun fotoni osuu fotodiodin tyhjennysalueelle, se saa aikaan elektroni-aukko-parin. Koska fotodiodin yli on jännite, syntyy ulkoiseen piiriin sähkövirta. Syntyvän sähkövirran I ja tulevan fotonivuon ϕ_{valo} suhde voidaan ilmaista relaatiolla $I = \phi_{valo} \cdot \eta_{diodi}$, missä η_{diodi} kuvaa kvanttihiötysuhdetta ja riippuu tulevan fotonin aallonpituudesta ja käytetystä biasointijännitteestä. [11]

Nykyisin hyvin tunnettu ohutkalvotransistorien (TFT, Thin Film Transistor) sovellusalue on tietokoneiden litteät näytöt. Konekuvauslaitteissa ohutkalvotransistoreita käytetään fotodiodin varauksen luetaan. Ilmaisimen jokaiseen pikseliin on liitetty ohutfilmitransistori ja koko ilmaisimen luenta suoritetaan muuttamalla ohutfilmitransistorin sähkönjohtavuutta sopivasti rivi riviltä. Fotodiodeihin kertynyt varaus siirretään ulostulolinjaan, vahvistetaan ja muunnetaan analogisesta digitaalseksi. Digitaalinen informaatio siirretään tietokoneen muistiin, jossa sitä voidaan käsitellä ja lopulta esittää kuvana.

Jos konekuvauslaitteella on tarkoitus suorittaa dosimetrisiä mittauksia, täytyy se ennen varsinaisia mittauksia kalibroida. Kalibrointi mahdollistaa annostietojen saamisen konekuvauslaitteella. Amorfisella pii-ilmaisimella tehdyt annosmittaukset poikkeavat merkittävästi ionisaatiokammioilla tehdyistä mittauksista ja Grayn käyttäminen annoksen yksikkönä ei tarkan tulkinnan mukaan ole välttämättä perusteltua. Varian on kiertänyt ongelman käyttämällä annoskuvien yksikkönä kalibrointiyksikköä CU (Calibrated Unit). Kalibroinnissa pyritään siihen, että 1 CU vastaisi 1 Grayn annosta valitulla etäisyydellä. [18]

6 Mittaukset

6.1 PTW seven29

PTW seven29 -ionisaatiokammioita suoritettiin seuraavia mittauksia: Annosvasteen lineaarisuus, annosvasteen riippuvuus annosnopeudesta, kalibroinnin verifiointi ja kanturikulman vaikutus annosjakumaan. Useita identtisiä kenttiä sisältävistä mittaussarjoista kerättiin myös aineistoa, jonka perusteella voitiin arvioida laitteen mittausten toistettavuutta. Myös mittalaitteen efektiivisen mittauspisteen sijainti määritettiin ja suoritettiin useita eri dynaamisten kiilakenttien ja IMRT-kenttien gammavertailuja. Mittauksissa jäljittelin soveltuvilta osin Daniel Létourneun ryhmän tutkimusta. Ryhmä tutki MapCheck -diodimatriisin soveltuvuutta IMRT-hoitosten verifiointiin. [22]

6.1.1 Annosvasteen lineaarisuus

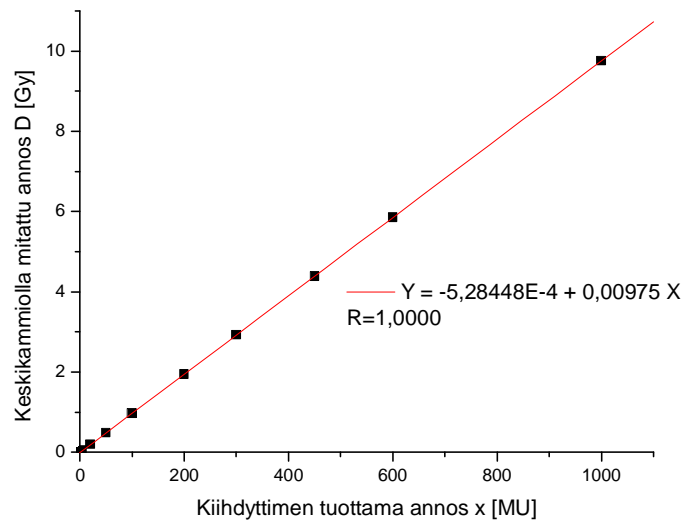
Annosvasteen lineaarisuuden mittauksissa tutkitaan mittalaitteen annosvasteen lineaarisuutta, kun tuotettua annosta kasvatetaan. Esimerkiksi suurilla annoksilla voisi periaatteessa olla mahdollista, että mittalaite saturoituisi ja antaisi vääriä tuloksia.

Mittausjärjestely oli esitetyn kuvan mukainen (Kuva 6.1). Käytössä oli 5 cm kasvupäällystä, lähteen etäisyys pintaan oli 95 cm ja kenttäkoko 25x25 cm². Käytetty energia oli 6 MV, annosnopeus 300 MU/min ja käytössä Kiihdytin 2. Kiihdytin asetettiin tuottamaan erisuuruisia säteilyannoksia, jotka mitattiin MatrixScan-ohjelmalla ja tallennettiin myöhempää analysointia varten. Annoksia tuotettiin väliltä 1–600 MU sopiviksi arvioiduin välein.

Keskimmäisellä kammiolla mitattujen annosarvojen perusteella piirrettiin kuvaaja (Kuva 6.2). Kuvaajan suorasovituksen perusteella keskimmäisen kammion annosvaste näyttäisi olevan käytännössä täysin lineaarinen. Korrelaatiokerroin kammion annoksille oli käytetyllä laskentatarkkuudella 1,0000. Muiden kammioiden korrelaatiokertoimet laskettiin Excelillä taulukoimalla. Niiden lineaarisuus oli samaa luokkaa. Saturoitumista ei havaittu.



Kuva 6.1 PTW seven29 -ionisaatiokammion annosvasteen lineaarisuuden määrittämisessä käytetty mittausjärjestely.

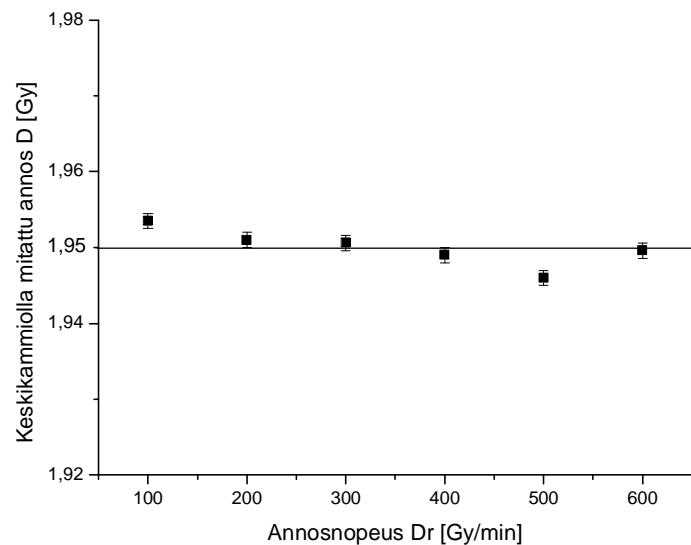


Kuva 6.2 PTW seven29 -ionisaatiokammion keskimmäisen kammion annosvasteen lineaarisuus.

6.1.2 Annosvasteen riippuvuus annosnopeudesta

Seven29:n annosvasteen riippuvuutta annosnopeudesta tutkittaessa mittausjärjestely oli sama kuin lineaarisuusmittauksissa. Nyt vain annos vakioitiin 200 MU:hun ja annosnopeutta muutettiin välillä 100–600 MU/min 100 MU/min välein.

Kuva 6.3 esittää keskikammion annosvasteen riippuvuutta annosnopeudesta. Ionisaatiokammionmatriisin keskimmäisen kammion mittaamien annoksien keskiarvo oli 1,9500 Gy ja keskihajonta 0,0025 Gy. Suurin poikkeama keskiarvosta oli annosnopeuden arvolla 500 Gy/min 0,0036 Gy, eli noin yhden promillen. Tämäkin heilunta voi hyvin johtua kiihdyttimen säteilytuoton muutoksista. Muiden kammioiden mittaustuloksen riippuvuus annosnopeudesta tutkittiin samaan tapaan kuin edellä lineaarisuuden mittauksen yhteydessä. Keskimäärin kaikkien kammioiden kohdalla poikkeamien keskiarvo oli myös 0,1 %. Käytännössä voidaan siis sanoa mitatun annoksen olevan riippumaton annosnopeudesta.



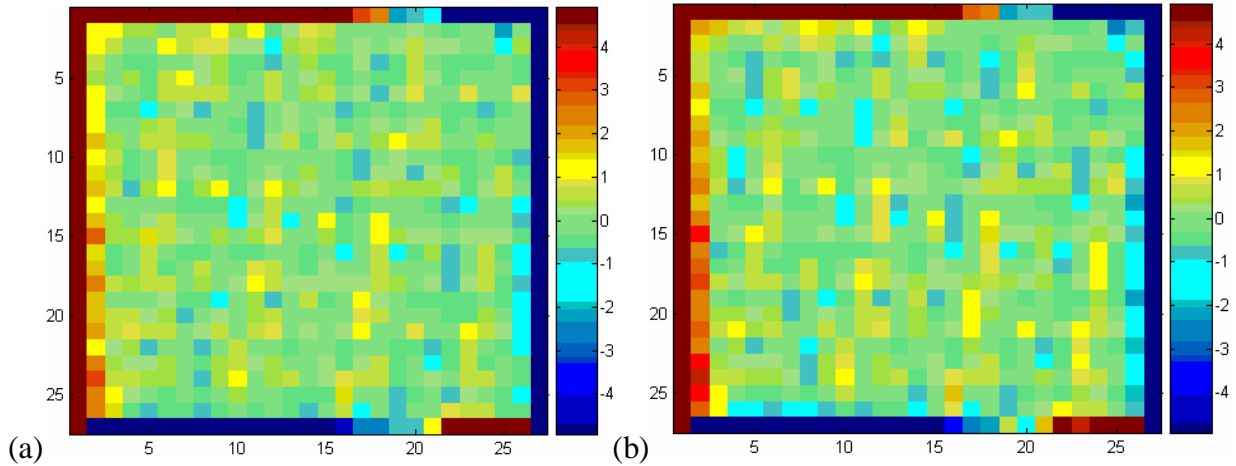
Kuva 6.3 Annosnopeuden vaikutus keskikammion mittaamaan annokseen.

6.1.3 Kalibroinnin verifiointi

PTW seven29 -ionisaatiokammionmatriisi on kalibroitu valmiiksi laitetoimittajan puolesta. Laitteen mukana toimitetaan kalibroitiedosto, joka sisältää yksilöllisen korjauskertoimen jokaiselle kammiolle. Kalibroinnin verifiointilla pyritään mittaamaan, miten hyvin kullekin kammiolle kalibroinnin yhteydessä määritetty säteilyherkkyyskerroin oli määritelty.

Mittaukset suoritettiin kuten Daniel Lètourneau'n diodimatriisia koskevassa tutkimuksessa oli tehty. [22] Annosjakaumat mitattiin kuusi kertaa 6 MV ja 15 MV energioilla ja mittalaitteen kierroilla 0 ja 180 astetta. Yhteensä suoritettiin siis 24 erillistä mittausta. Kunkin kammion ilmoittamien annosten keskiarvot laskettiin ja suoraan mitatun ja 180 astetta käännetyn mittalaitteen arvot käännettiin vastaamaan toisiaan ohjelmallisesti ja arvot vähennettiin

toisistaan. Mittalaitteen mukana toimitetuilla ohjelmilla näitä toimenpiteitä ei voinut suorittaa, joten käytettiin Excel ja MATLAB -ohjelmistoja. 6 MV:n mittausten perusteella saatiin kuvan (Kuva 6.4) mukaiset tulokset.



Kuva 6.4 MATLAB-ohjelmalla kalibroinnin verifiointin yhteydessä tuotettu erotuskuva 0 ja 180 astetta käännettyjen mittausten kesken. Pisteiden värit kuvaavat annoksen suhteellista poikkeamaa (a) 6 MV (b) 15 MV.

Säteilykentän keskellä käännetyt ja kääntämättömät mittaukset täsmäävät varsin hyvin. Reunoilla mittaukset poikkeavat kuitenkin toisistaan huomattavasti. Vika ei kuitenkaan ole kiihdyttimessä eikä mittalaitteessa, vaan mittalaitteen asettelun puutteellisessa tarkkuudessa. Säteilykentän laidalla annosgradientti on suuri, jolloin pienikin mittalaitteen asettelun epätarkkuus aiheuttaa huomattavia eroja erityisesti ionisaatiokammioatriisin reunojen kammioissa. 15 MV:llä tulokset ovat lähes identtiset.

Suhteelliset poikkeamat vaihtelivat välillä -104–37 %. Välille $\pm 0,5$ % asettui mitatuista kammioista 418 kappaletta, eli 57 %. Välillä $\pm 1,0$ % olevan tuloksen sai 572 kammiota, eli 78 %. Jos jätetään reunakammiot (105 kappaletta) huomiotta, välillä $\pm 1,0$ % olevien kammioiden prosentuaalinen osuus kasvaa 92 %:iin.

6.1.4 Toistettavuus

Kalibroinnin verifiointin yhteydessä suoritettujen identtisten mittausten poikkeama toisistaan oli korkeimmillaan 0,24 %. Tulos asettuu hyvin mittalaitteen manuaalissa luvatus toistettavuustarkkuuden $\pm 0,5$ % alle.

Tässä ja muissakin mittauksissa täytyy muistaa se, että poikkeamat voivat johtua myös kiihdyttimen tuottaman säteilyannoksen epätarkkuuksista. Tämän varmistamiseksi tulisi käyttää erillistä mittalaitetta tarkkailemaan säteilytuoton tasaisuutta. Kiihdyttimen lyhyen aikavälin tasaisuus on kuitenkin parempaa kuin noin $\pm 0,1\%$, joten merkittävää virhettä tästä ei aiheudu. Arvioon päädyttiin Farmer-kammiolla veden ja kiinteän veden korjauskertoimien määrittämisen (6.1.8) yhteydessä suoritettujen toistomittausten perusteella.

6.1.5 Kanturikulman vaikutus annosjakaumaan

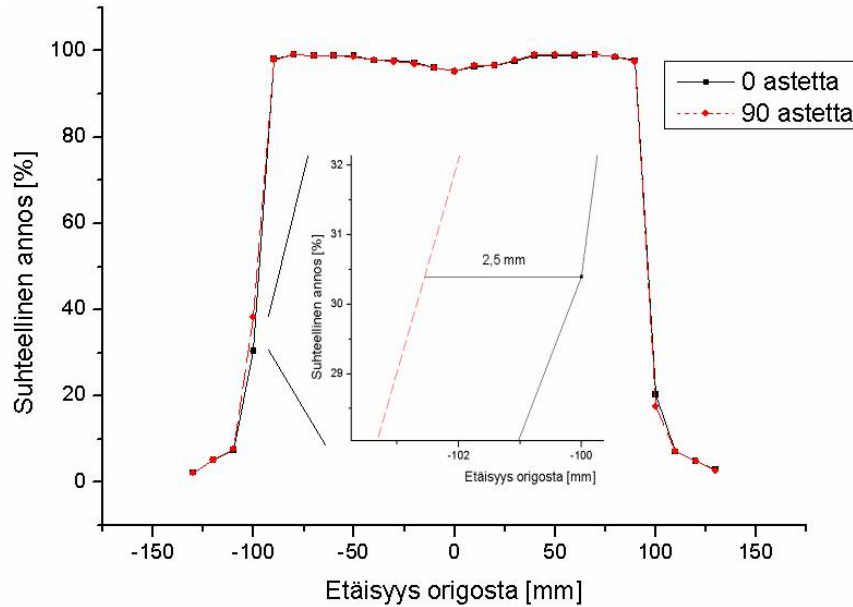
Mittaamalla sama annosjakauma eri kanturikulmilla voidaan havaita säteilykeilan tasaisuudessa, muodossa ja paikkatarkkuudessa mahdollisesti kanturikulmasta riippuvat poikkeamat.

Kanturikulman vaikutusta annosjakaumiin tutkittiin kiinnittämällä mittalaite kanturiin erityisellä telineellä (Kuva 6.5). Tällöin säteilylähteen ja mittalaitteen väliseksi etäisyydeksi tuli 77 cm, eikä kasvupäällystä voitu käyttää. Annosjakaumat mitattiin 0, 90, 180 ja 270 asteen kanturikulmilla ja 6 MV sekä 15 MV energioilla. Käytetty $25 \times 25 \text{ cm}^2$ kenttäkoko isosentrissä (100 cm etäisyydellä) vastaa 77 cm etäisyydellä kenttäkoko noin $(77/100 \cdot 25 = 19,3)$ $19,3 \times 19,3 \text{ cm}^2$. Annoksena oli 200 MU ja annosnopeutena 300 MU/min. Mitatut annosjakaumat ladattiin VeriSoft-ohjelmaan ja vertailtiin toisiinsa.



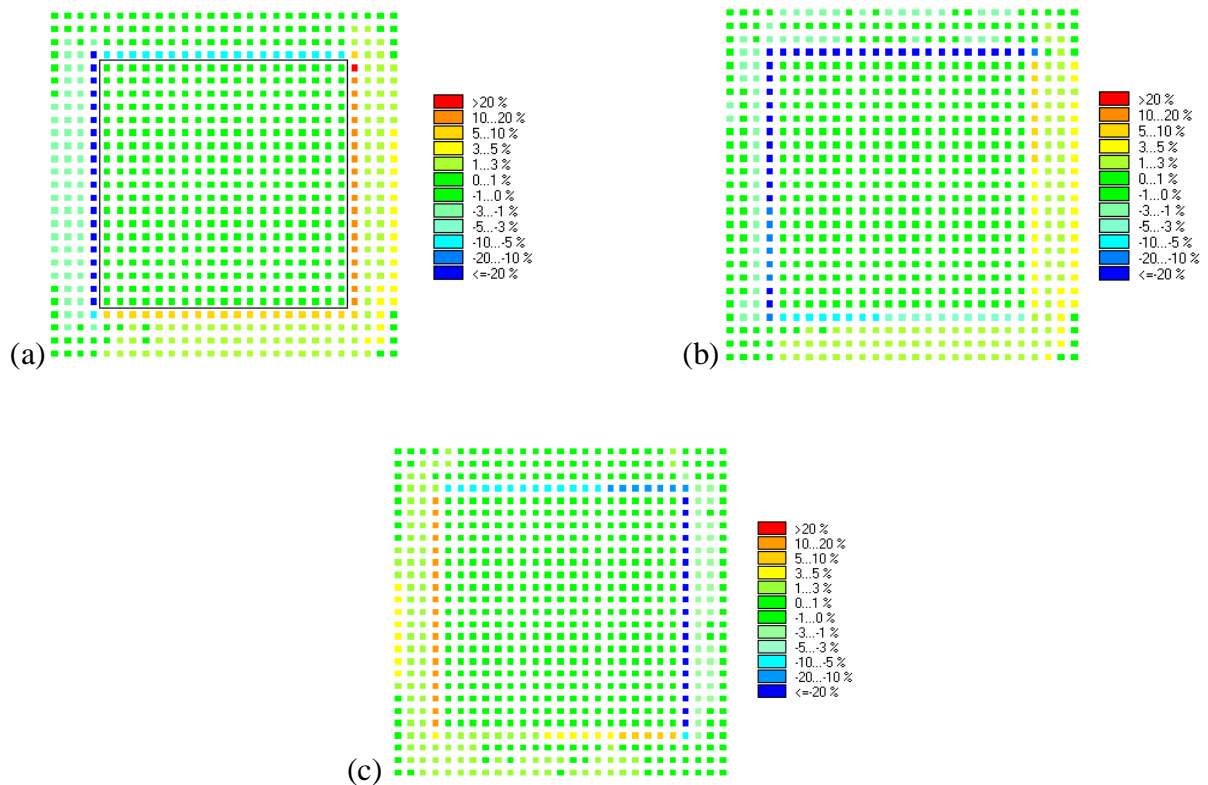
Kuva 6.5 Kanturikulman vaikutuksen tutkimiseen käytetty mittausjärjestely. PTW seven29 -mittalaite kiinnitettynä kiihdyttimen kanturiin tarkoitukseen rakennetulla telineellä.

Kuvassa alla (Kuva 6.6) on LR-suuntaiset viivaprofiilit 6 MV annosjakaumista kanturikulmilla 0 ja 90 astetta. Mittaukset osoittavat, että annosjakaumat täsmäävät keskenään eri kanturikulmilla hyvin. Muilla kanturikulmilla vastaavuus oli yhtä hyvä.



Kuva 6.6 Kanturikulman vaikutus annosjakaumaan. Kanturikulmien 0 ja 90 astetta välisen siirtymän arviointia 6 MV energialla.

Kammiokohtainen annosjakaumien vertailu kentän laidalla paljastaa kuitenkin eroavuuksia, joten täydellistä ei kanturikulmasta riippumattomuus ole. Tällä alueella annosgradientti on hyvin jyrkkä ja pienikin siirtymä mittalaitteen asemoinnissa aiheuttaa huomattavan poikkeaman annoksessa. Kuva 6.7 esittää annosjakaumien muutoksen referenssikenttään (kanturikulmalla 0 mitattuun) verrattuna kun kanturikulmaa käännetään 90, 180 ja 270 astetta. Ilmiö voi johtua esimerkiksi siitä, että mittalaite roikkuu hiukan vetovoiman vaikutuksesta.



Kuva 6.7 Kanturikulman vaikutus annosprofiiliin. Vertailussa 6 MV fotonikentät kanturikulmilla (a) 0 ja 90 astetta, kentän ääriviivat piirrettynä kuvaan, (b) 0 ja 180 astetta (c) 0 ja 270 astetta.

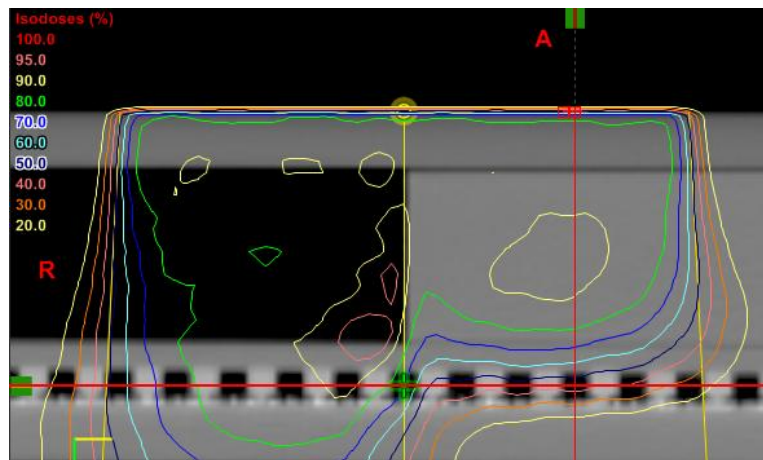
Tätä selitystä tukee se, että mittausten mukaan kanturikulmalla 90 mittalaitteen vasen laita sai enemmän ja oikea laita vähemmän säteilyä kuin kanturikulmalla 0. Vastaavasti kanturikulmalla 270 tilanne oli päinvastainen. Kun vertaillaan 0 ja 180 asteen kanturikulmilla mitattuja annosjakaumia, on tulos lähes identtinen 0 ja 90 asteen kanturikulmilla tehtyihin mittauksiin verrattuna. Mittalaitteen telinejärjestelmä siis todennäköisesti vääntyy hiukan 90 asteessa, eikä palaudu 180 kanturikulmalla. Vasta kanturikulmalla 270 se asemoituu toiseen äärilaitaansa.

Siirroksen suuruutta voidaan arvioida vertaamalla kentän reunojen profiiliviivojen paikkoja (Kuva 6.6). Silmämääräisesti arvioiden viivaprofiilien poikkeama toisistaan on mitättömän pieni ja mitattuna siirtymälle saatava maksimiarvo on 2,5 mm. Keskimäärin viivaprofiilit ovat kuitenkin toisistaan 0,1–0,5 mm, mikä riittäisikin jo hyvin havaitun eron syyksi. Tämä arvio on hyvin karkea, koska mittapisteitä on erittäin harvassa ottaen huomioon reunaprofiilin gradientin. Riippuvuus kanturikulmasta on kuitenkin niin pieni, ettei siellä olisi merkitystä hoitojen kannalta. Lisäksi tässä on kyseessä mitä ilmeisimminkin pelkkä mittalaitteen telineen liikkuminen, mikä ei tule esiin hoitokäytössä. 15 MV kentillä tilanne oli käytännössä identtinen.

Maailmalla on tehty vastaavia seven29-mittalaitteen kiinnitystelineitä ja mittauksia. Kaiser-Franz-Josef -sairaalan sädehoito-osastolla Wienissä on rakennettu vastaava teline ja tehty mittauksia [18]. Tehdyissä mittauksissa havaittiin pieni, alle millimetrin suuruinen mittalaitteen roikkumisilmiö. Tässä kyseessä oli todennäköisesti siis samankaltainen tilanne.

6.1.6 Kammioiden efektiivisen mittauspisteen sijainnin määrittäminen

Kuten edellä on todettu, tarkoitetaan ionisaatiokammion efektiivisellä mittauspisteellä sitä mittaushetkellä määriteltyä kammion pistettä, jossa mittaustulos on voimassa [7]. Sylinterikammion ja korkeaenergisen fotonisäteilyllä efektiivinen piste sijaitsee noin 0,6 r etäisyydellä kammion keskipisteestä säteilylähteen suuntaan, missä r on kammion säde. [8] [4] Seven29:n kammiot ovat muodoltaan kuutioita joiden särmä on 5 mm, joten niihin tätä sääntöä ei voi soveltaa. Efektiivistä mittauspistettä tarvitaan esimerkiksi laskettua ja mitattua annosjakamaa vertailtaessa. Tällöin on tärkeää tietää, miltä syvyydeltä laskettua annosjakamaa vertailutaso tulisi ottaa, jotta se vastaisi mittaustulosta (Kuva 6.8).



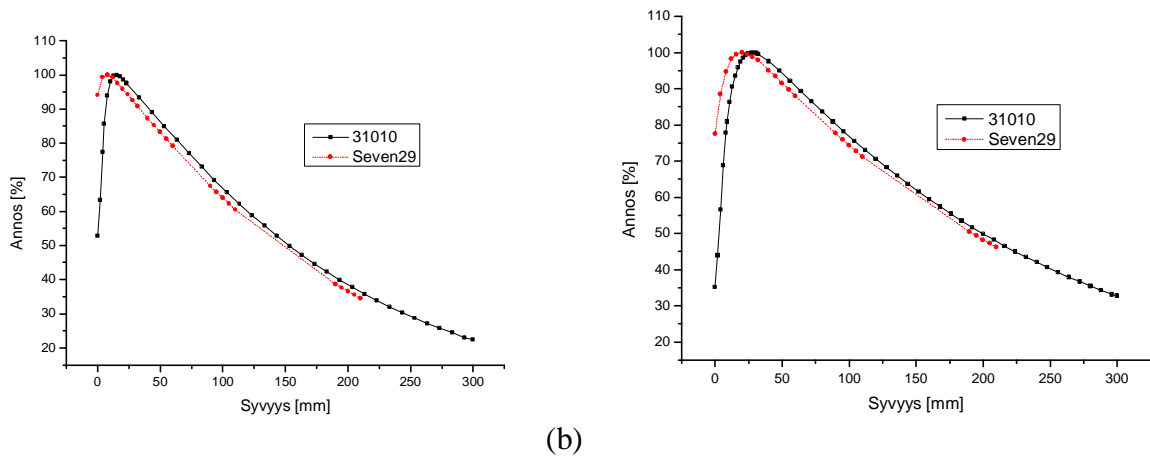
Kuva 6.8 Elektronikenttä laskettuna seven29:n ja fantomin TT-kuvaan. Vertailutaso (punainen vaakaviiva) pitäisi asettaa kammioiden efektiivisen mittauspisteen korkeudelle, jotta se vastaisi mitattua annosta. [18]

Mittalaitteen manuaali kertoo kammioiden efektiivisen mittauspisteen sijainniksi kammioiden keskipisteen eli pisteen 7,5 mm mittalaitteen pinnasta. Wienin sairaalassa tehtyjen mittausten mukaan efektiivinen mittauspiste sijaitsee kuitenkin 1,5 mm kammioiden keskipisteestä säteilylähteen suuntaan. [18]

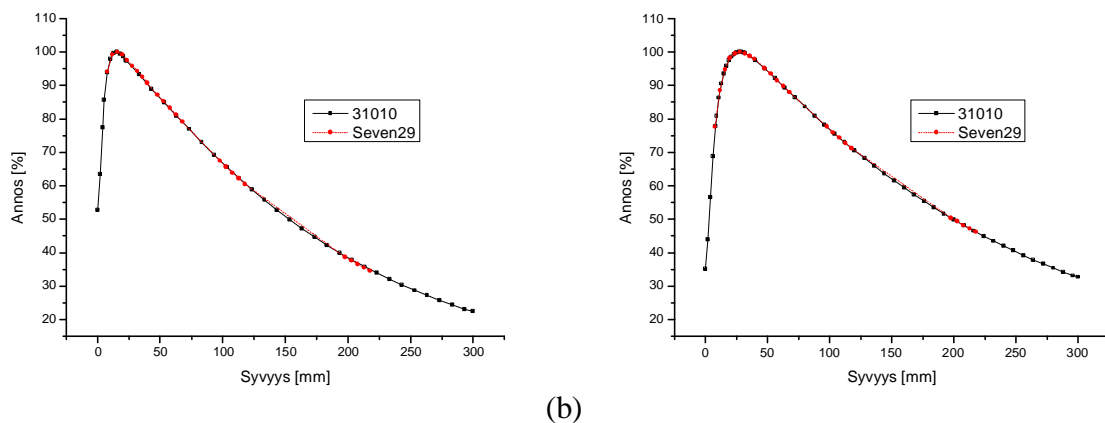
Selvyyden saamiseksi päätettiin määrittää ionisaatiokammion efektiivisen mittauspisteen sijainti kokeellisesti myös itse. Matriisi asetettiin 10 cm takaisinsirontamateriaalin (RW3) päälle

kiihdyttimen hoitopöydälle. Kummallakin energialla (6 MV ja 15 MV) suoritettiin 24 mittausta ja joka mittauksen välillä kasvatettiin käytetyn kasvupäällyskerroksen määrää. Läpi käytiin ylimääräisen kasvupäällyksen paksuudet 0–240 mm sopivin välein. Hoitopöytää siirrettiin mittausten välillä aina niin, että lähteen ja pinnan väliseksi etäisyydeksi (SSD) tuli 100 cm. Kaikki mittaukset suoritettiin kenttäkoolla 10x10 cm², annoksella 100 MU ja annosnopeudella 300 MU/min. Seven29:n mittaustulokseksi valittiin mittalaitteen keskimmäisen kammion tulos.

Mittaustulokset taulukoitiin ja normitettiin 100 %:iin. Verrokkidataksi otettiin PTW 31010 -ionisaatiokammion vesifantomissa keskiakselilla suoritettavat mittaukset, jotka myös normitettiin annosmaksimissa 100 %:iin. Mittausdatojen perusteella piirrettiin kuvaajat molemmille energioille (Kuva 6.9). Kuvaajien perusteella määritettiin tarvittava siirros, että käyrät saadaan päällekkäin (Kuva 6.10).



Kuva 6.9 PTW 31010 -ionisaatiokammion ja PTW Seven29 -ionisaatiokammion matriisiin keskiakselilla mitatut syväannoskäyrät eri syvyyksillä. (a) 6 MV (b) 15 MV.



Kuva 6.10 Syväannoskäyrät asetettuna päällekkäin. Tarvittu siirros: (a) 6 MV (7,8±0,8) mm (b) 15 MV (7,7±0,8) mm.

Tarvittaviksi siirroksiksi saatiin $(7,8\pm 0,8)$ mm 6 MV energialla ja $(7,7\pm 0,8)$ mm 15 MV energialla. Virheeksi valittiin se vaihteluväli, jolla käyrät olivat vielä silmämääräisesti päällekkäin. Eli efektiivinen piste sijaitsee 6 MV:llä 0,3 mm ja 15 MV:llä 0,2 mm kammion keskipisteen alapuolella.

PTW seven29 -mittalaitteen manuaali kertoo efektiivisen mittauspisteen sijaitsevan 7,5 mm syvyydellä mittalaitteen pinnasta, eli kammion keskipisteessä [19]. Muualla vastaavilla mittauksilla saatiin tarvittavaksi siirroksiksi 7,0 mm molemmille energioille ja erilaisten korjausten kautta efektiivisen pisteen sijainniksi 1 mm kammion ylälaidasta alaspäin, eli 1,5 mm keskipisteestä ylöspäin. Näissä mittauksissa otettiin huomioon mittalaitteen 5 mm paksun etupaneelin pinta-alatiheyden arvo $0,6 \text{ g/cm}^2$. Voidaan siis ajatella etupaneelin vastaavan säteilyvaimennukseltaan 6 mm vesikerrosta. [18] Jos tämä otetaan huomioon nyt suoritetuissa mittauksissa, pienenee tarvittava siirros 1 mm. Eli ionisaatiokammion efektiivinen piste sijaitseekin 6 MV:llä 6,8 mm ja 15 MV:llä 6,7 mm mittalaitteen etupaneelistä syvyysuuntaan, siis 0,7 mm (6 MV) ja 0,8 mm (15 MV) kammion keskipisteestä säteilylähteen suuntaan.

Saatu tulos asettuu manuaalista löytyneen ja Wienin sairaalassa mitatun puoliväliin ja molemmat mahtuvat arvioitujen virherajojen sisään. Seuraavassa taulukossa (Taulukko 6.1) on tulokset kootusti eri lähteistä.

Taulukko 6.1 PTW seven29 -mittalaitteen kuutio-ionisaatiokammioiden efektiivisen mittauspisteen sijainti mitattuna mittalaitteen etupaneelistä alaspäin. Eri lähteiden tulokset.

6 MV	15 MV	Lähde
$(7,8\pm 0,8)$ mm	$(7,7\pm 0,8)$ mm	Tämä tutkimus, ilman korjausta
$(6,8\pm 0,8)$ mm	$(6,7\pm 0,8)$ mm	Tämä tutkimus
6 mm	6 mm	[18]
7,5 mm	7,5 mm	[19]

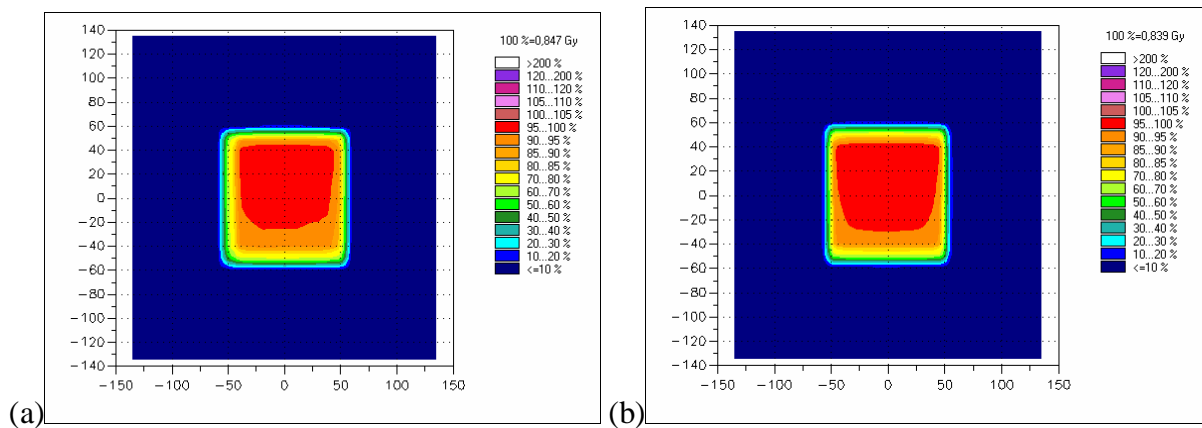
6.1.7 Kiilakenttien gammavertailua

Laskettujen ja mitattujen annosjakaumien vastaavuutta testattiin mittaamalla useita erilaisia kiilakenttiä. Tämä koestaa tehokkaasti mittalaitteen ionisaatiokammioiden toimivuutta ja mittaustuotettavuutta. Seven29:llä mitattuja kenttiä verrattiin Eclipse-annoslaskentaohjelmistolla laskettuihin kenttiin VeriSoft-ohjelmalla. Yhteensä mitattiin 12 kiilakenttää erilaisilla arvoilla: 10, 45 ja 60 asteen kiilat molemmista suunnista (*in* ja *out*) ja molemmilla energioilla (6 MV ja

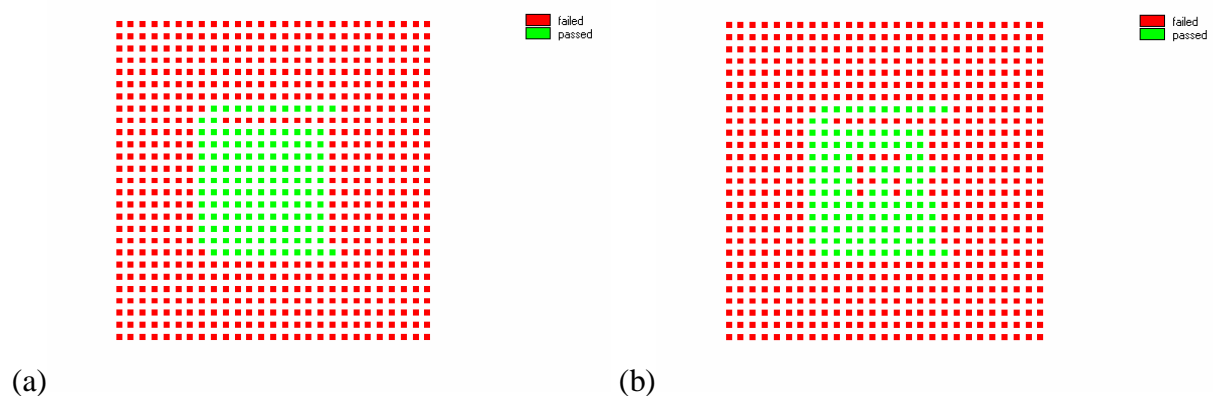
15 MV). Kaikkien kenttien kenttäkoko oli 10x10 cm² ja jakaumat tuotettiin annoksella 100 MU ja annosnopeudella 300 MU/min. Mittalaitteen pinnalla käytettiin ylimääräistä kasvupäällystä 4,5 cm.

Seuraavissa kuvissa (Kuva 6.11–Kuva 6.20) on mitattujen kenttien kiilan suuntaiset viivaprofiilit. Lisäksi 10 asteen in-suuntaiselle kentälle isodosikartat ja gammavertailun tuottamat kuvat (Kuva 6.11 ja Kuva 6.12). Muillekin kiilakentille tehtiin vastaavat vertailut, mutta niitä ei esitetä tässä kokonaisuudessaan. Kenttien numeerista vertailua on kootusti taulukossa viivaprofiilikuvien jälkeen (Taulukko 6.2).

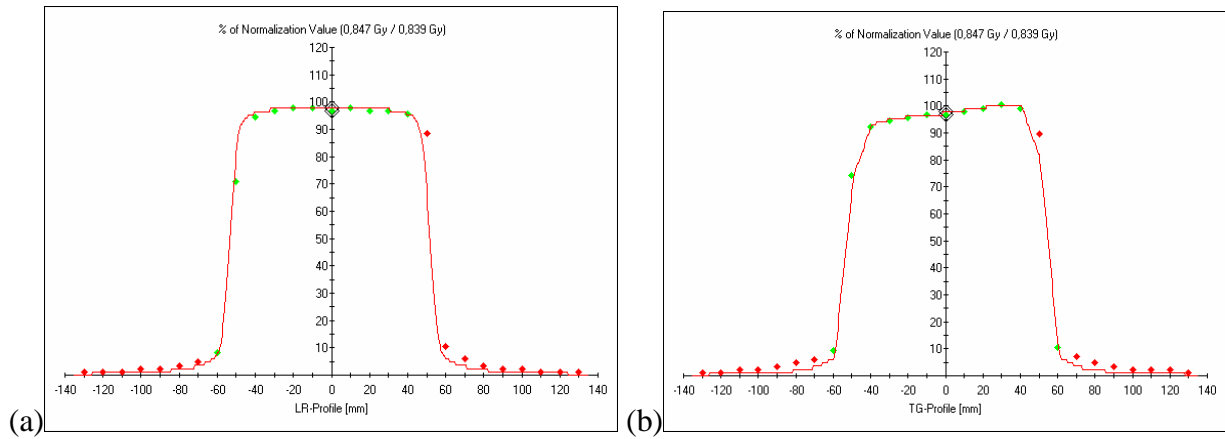
6 MV 10 astetta in



Kuva 6.11 10 asteen in-suuntaisten kiilakenttien isodosit 10x10 cm, 6 MV energialla. (a) PTW seven29 -mittalaitteella mitattu (b) Eclipsellä laskettu.

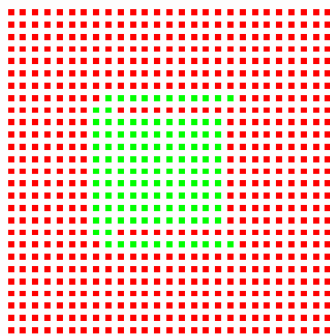


Kuva 6.12 10 asteen in-suuntaisten kiilakenttien (seven29 ja Eclipse) gammavertailu VeriSoft-ohjelmalla. 6 MV (a) $\Delta D_M = 3\%$ $\Delta d_M = 2$ mm (b) $\Delta D_M = 1\%$ $\Delta d_M = 2$ mm.

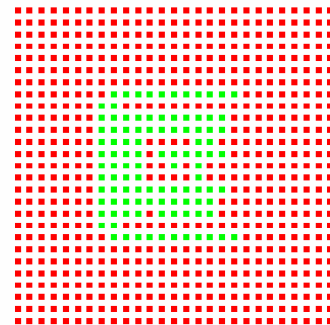


Kuva 6.13 10 asteen in-suuntaisten kiilakenttien viivaprofiileita, TG=0 mm LR=0 mm (a) LR-Profile (b) TG-Profile. Yhtenäinen viiva kuvaa Eclipse-ohjelmalla laskettua profiilia ja pisteet seven29-mittalaitteella mitattuja pisteitä.

6 MV 10 astetta out



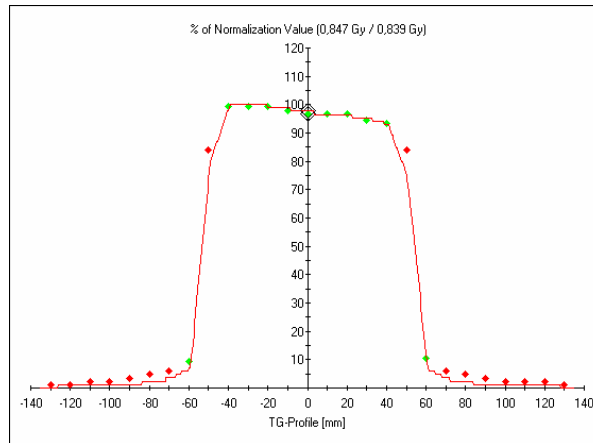
(a)



(b)

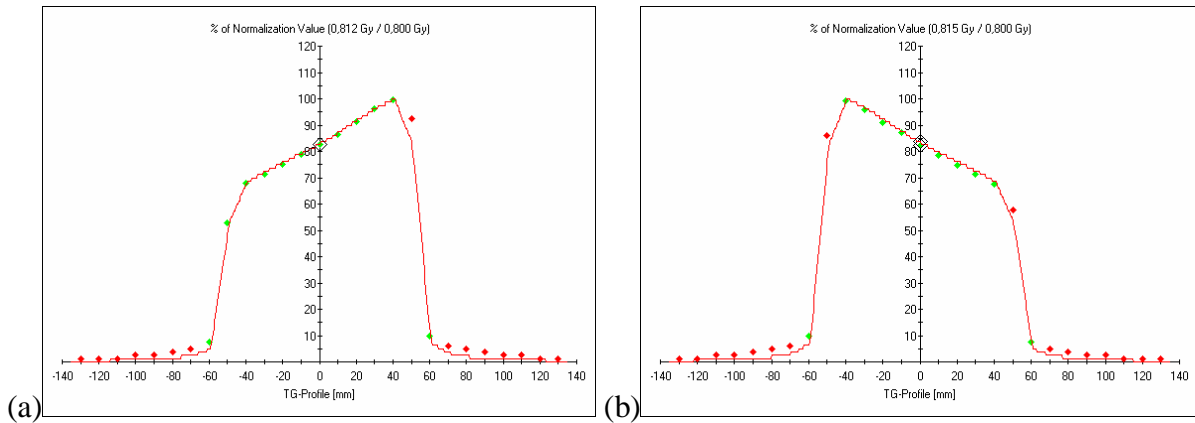
Kuva 6.14 10 asteen out-suuntaisten kiilakenttien (seven29 ja Eclipse) gammavertailu VeriSoft-ohjelmalla. 6 MV

(a) $\Delta D_M = 3\%$ $\Delta d_M = 2\text{ mm}$ (b) $\Delta D_M = 1\%$ $\Delta d_M = 2\text{ mm}$.



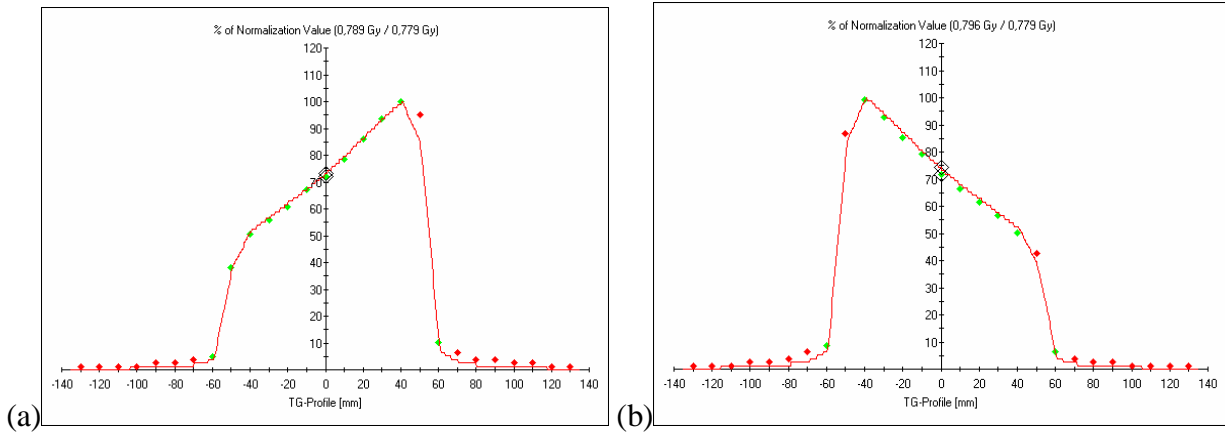
Kuva 6.15 Eclipsellä lasketun ja seven29:llä mitatun 6 MV:n ja 10 asteen kiilakentän out-suuntainen viivaprofiili kiilan suunnassa. Yhtenäinen viiva kuvaa Eclipse-ohjelmalla laskettua profiilia ja pisteet seven29-mittalaitteella mitattuja pisteitä.

6 MV 45 astetta in/out



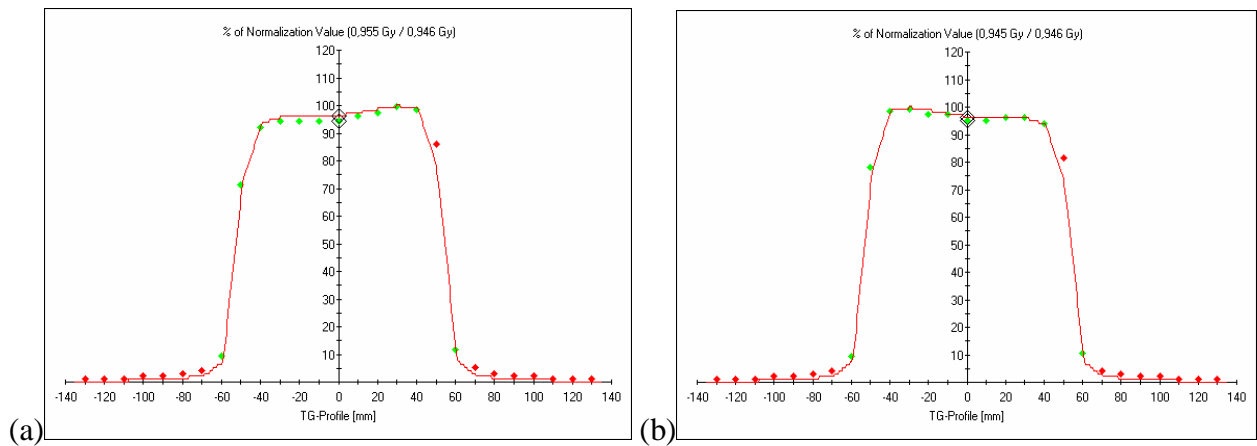
Kuva 6.16 Eclipsellä lasketun ja seven29:llä mitatun 6 MV:n ja 45 asteen kiilakentän viivaprofiili kiilan suunnassa. (a) in (b) out. Yhtenäinen viiva kuvaa Eclipse-ohjelmalla laskettua profiilia ja pisteet seven29-mittalaitteella mitattuja pisteitä.

6 MV 60 astetta in/out



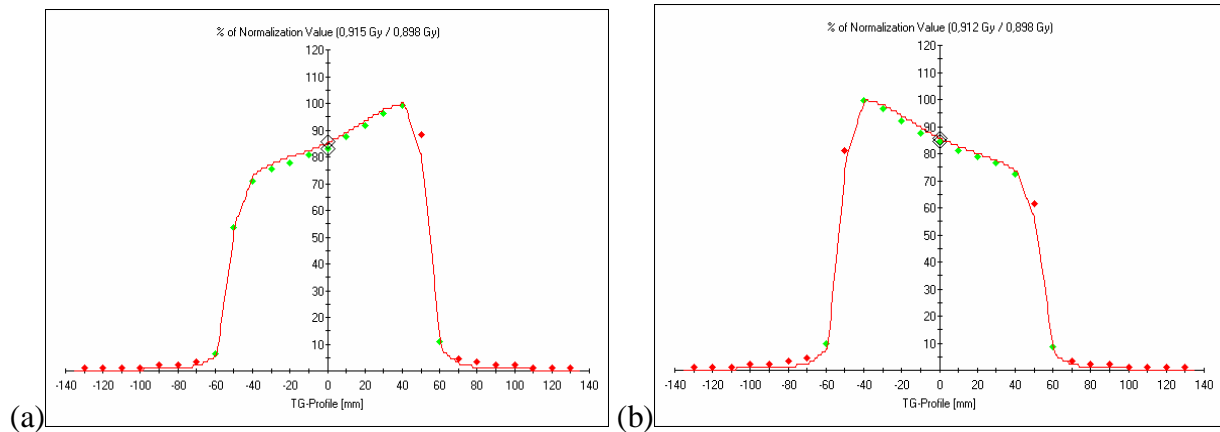
Kuva 6.17 Eclipsellä lasketun ja Seven29:llä mitatun 6 MV:n ja 60 asteen kiilakentän viivaprofiili kiilan suunnassa. (a) in (b) out. Yhtenäinen viiva kuvaa Eclipse-ohjelmalla laskettua profiilia ja pisteet seven29-mittalaitteella mitattuja pisteitä.

15 MV 10 astetta in/out



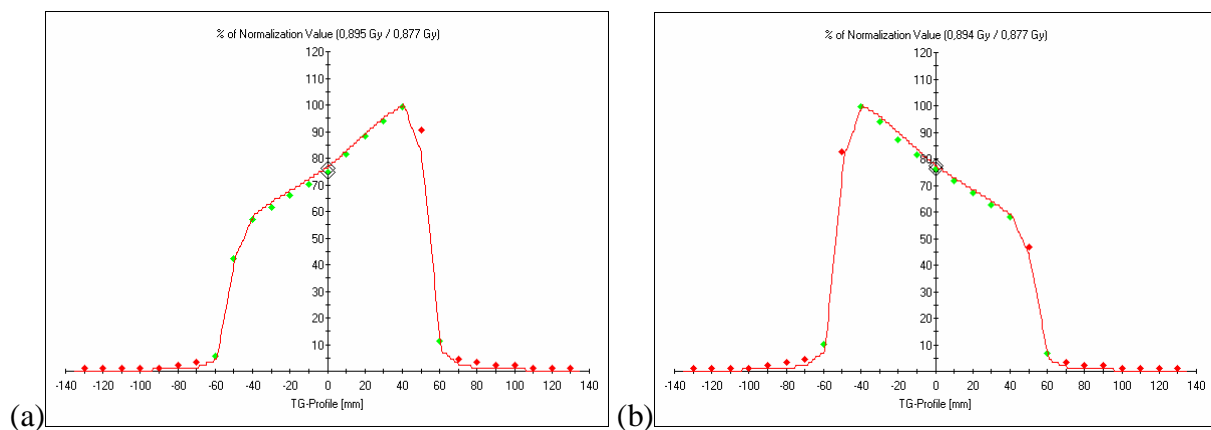
Kuva 6.18 Eclipsellä lasketun ja Seven29:llä mitatun 15 MV:n ja 10 asteen kiilakentän viivaprofiili kiilan suunnassa. (a) in (b) out. Yhtenäinen viiva kuvaa Eclipse-ohjelmalla laskettua profiilia ja pisteet seven29-mittalaitteella mitattuja pisteitä.

15 MV 45 astetta in/out



Kuva 6.19 Eclipsellä lasketun ja Seven29:llä mitatun 15 MV:n ja 45 asteen kiilakentän viivaprofiili kiilan suunnassa. (a) in (b) out. Yhtenäinen viiva kuvaa Eclipse-ohjelmalla laskettua profiilia ja pisteet seven29-mittalaitteella mitattuja pisteitä.

15 MV 60 astetta in/out



Kuva 6.20 Eclipsellä lasketun ja Seven29:llä mitatun 15 MV:n ja 60 asteen kiilakentän viivaprofiili kiilan suunnassa. (a) in (b) out. Yhtenäinen viiva kuvaa Eclipse-ohjelmalla laskettua profiilia ja pisteet seven29-mittalaitteella mitattuja pisteitä.

Seuraavaan taulukkoon (Taulukko 6.2) on kerätty kiilakenttien vertailutietoja. Kenttien täsmävyttä on pyritty kuvaamaan numeerisesti laskemalla kentän keskeltä kiilan suuntaisesti kulkevan viivaprofiilin pisteiden eroa kentän alueelta (-50–50 mm). Seven29:n resoluutiolla tähän väliin mahtuu 11 mittauspistettä. Laskemalla annoserojen keskiarvo saadaan täsmävyttä kuvaava arvo. Taulukossa on myös VeriSoftin raportissaan antama hyväksytyjen datapisteiden määrä gammavertailun toleranssiasetuksilla 3 % annosero ja 2 mm ero paikkaetäisyydessä. Hyväksytyjen pisteiden määrää voidaan vertailla käytetyn kentän vaikutuspiirissä (arvio: 10x10 cm² + 1 cm marginaalit) olevien kammiodien määrään joka on 144.

Taulukko 6.2 Eclipsellä laskettujen ja Seven29:llä mitattujen kiilakenttien vertailuarvoja.

Kiilakenttä	Erojen keskiarvo [%]	VeriSoft läpäisseet	VeriSoft läpäisseet [%]
X06 in 10°	1,9	134	93,1
X06 out 10°	2,1	125	86,8
X06 in 45°	1,5	134	93,1
X06 out 45°	2,2	125	86,8
X06 in 60°	1,7	134	93,1
X06 out 60°	2,4	124	86,1
X15 in 10°	2,2	135	93,8
X15 out 10°	2	135	93,8
X15 in 45°	2,3	135	93,8
X15 out 45°	2,3	126	87,5
X15 in 60°	1,9	135	93,8
X15 out 60°	2,3	126	87,5

Yhteenvedona voidaan sanoa, että kaikki mitatut ja lasketut kiilakenttäparit vastaavat toisiaan varsin hyvin. Erojen keskiarvo jää reilusti alle 3 % ja gammavertailut antavat hyvän tuloksen.

6.1.8 Korjauskertoimien määrittäminen veden ja kiinteän veden välillä

Yleisesti sädehoidon annosmittauksissa vesi on suositeltavin fantomimateriaali. Vesifantomien käyttö on kuitenkin hankalaa ja aikaa vievää ja niinpä usein mittauksissa käytetään niin sanotusta kiinteästä vedestä valmistettuja fantomeita. [23]

Vaikka säteilymittauksiin tarkoitettuja kiinteä vesi -materiaaleja markkinoidaan yleisesti säteilyn vaimennuksen suhteen vesiekvivalentteina, eivät ne kuitenkaan sitä yleensä ole. Materiaalin voidaan sanoa olevan vesiekvivalenttia, jos sillä on samat säteilyn vaimentamis- ja sirottamisominaisuudet kuin vedellä. Koska säteilyn ja aineen väliset vuorovaikutukset riippuvat materiaalin tiheydestä ja alkuainekoostumuksesta sekä säteilykvanttien ja -hiukkasten energioista, on selvää, ettei kaksi toisistaan poikkeavaa materiaalia voi olla täysin ekvivalentteja keskenään koko käytössä olevalla energiaspektrillä. [23]

Markkinoilla on useita erilaisia kaupallisia kiinteä vesi -materiaaleja, joissa on erilaisilla koostumuksilla pyritty tuottamaan mahdollisimman vesiekvivalentit säteilynvaimennusolosuhteet käytössä olevilla säteilykeiloilla. Tässä tutkimuksessa käytetty RW3 on materiaaliltaan polystyreeniä (C_8H_8), johon on lisätty pieniä pitoisuuksia titaania ja fluoria. Tarkempi alkuainekoostumus on H: 7,59 %, C: 90,41 %, Ti: 1,20 %, F: 0,80 % ja tiheys $1,045 \text{ g/cm}^3$ [24].

Säteilyn vaimennuksen kannalta elektronitiheys on tärkein materiaalin ominaisuus. RW3-materiaalin elektronitiheys on noin 1,01. Vertailun vuoksi toisen yleisesti käytössä olevan vesiekvivalentin materiaalin, PMMA-materiaalin elektronitiheys on 1,15. Veden elektronitiheys on 1,00. [30]

Tällä mittauksella pyrittiin löytämään kerroin vedessä ja kiinteässä vedessä tehtyjen annosmittausten välille. Lisäksi verrattiin Farmer-kammiolla ja seven29-mittalaitteella mitattujen absorboituneiden annosten eroja.

Mittaukset

Kaikki mittaukset suoritettiin siten, että kammioiden referenssipiste oli 10 cm syvyydellä. Sylinteri-ionisaatiokammioilla referenssipisteenä on kammion keskipiste ja seven29:n kuutiokammioilla kammioiden yläreuna, eli piste 5 mm mittalaitteen etupaneelin alapuolella.

Mittaukset Farmer-kammiolla vedessä ja RW3-materiaalissa

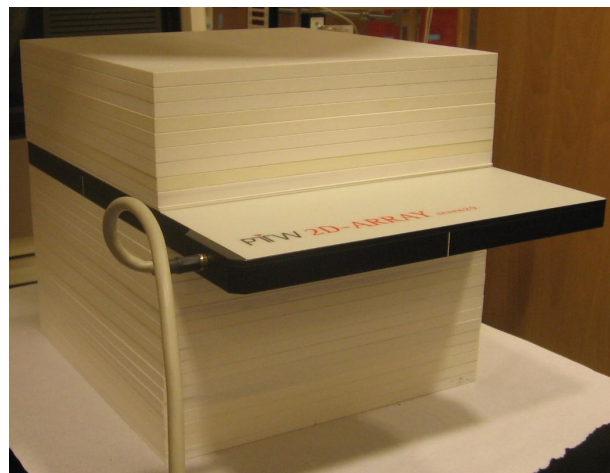
Aluksi mitattiin vesifantomissa vesitiiviillä sylinteri-ionisaatiokammiolla (PTW 31013) annosta useilla (6 kpl) toistomittauksilla 10 cm syvyydessä. Korjaamattomat elektrometrin lukemat kirjattiin ylös ja laskettiin tulosten keskiarvo jatkokäsittelyä varten. Käytössä oli kenttäkoko $10 \times 10 \text{ cm}^2$ ja SSD oli 100 cm. Mittaukset suoritettiin molemmilla mahdollisilla fotonienenergioilla, 6 MV ja 15 MV. Kuvassa (Kuva 6.21a) on valokuva mittausjärjestelystä. Seuraavaksi mitattiin samoin kenttäasetuksin ja samalla kammiolla vastaavat mittaukset kiinteässä vedessä. Kuvassa (Kuva 6.21b) on valokuva mittausjärjestelystä.



Kuva 6.21 Annosmittaukset (a) vedessä ja (b) kiinteässä vedessä (RW3). Sylinteri-ionisaatiokammio on sijoitettu 10 cm syvyydelle.

Mittaukset seven29-mittalaitteella RW3-materiaalissa

Lopuksi mitattiin vielä samoin kenttäasetuksin vastaavat mittaukset seven29 -ionisaatiokammio-matriisilla, jolla kirjattiin ylös keskimmäisen kammion antama tulos. PTW seven29 on kalibroitu jo tehtaalla, joten se mittaa suoraan absoluuttista annosta. Tuloksia piti korjata vain lämpö- ja painekorjauksella eli kaavan (3.1) avulla. Kuvassa alla (Kuva 6.22) on valokuva mittausjärjestelystä.



Kuva 6.22 Annosmittaukset kiinteässä vedessä (RW3) PTW seven29 -mittalaitteella. Kammioden referenssipiste on sijoitettu 10 cm syvyydelle.

Tulokset

Taulukossa alla (Taulukko 6.3) on saadut tulokset kootusti.

Taulukko 6.3 Vedessä ja kiinteässä vedessä (RW3) 10 cm syvyydellä mitatut annokset, niiden välille määritellyt kertoimet ja annoserot. E on käytetty kiihdytysjännite, $D_{\text{Farmer}_{\text{vesi}}}$ on ionisaatiokammion mitattu absorboitunut annos vedessä (virhe 0,7 %), $D_{\text{Farmer}_{\text{RW3}}}$ on ionisaatiokammion mitattu absorboitunut annos kiinteässä vedessä, $h_{\text{v,RW3}}$ on vedessä ja kiinteässä vedessä mitattujen annosten suhde (virhe 0,5 %), D_{729} on seven29 - ionisaatiokammion keskimmaisella kammiolla mitattu absorboitunut annos (virhe 1,2 %), ΔD on seven29:llä ja Farmer-kammion mitattujen annosten suhteellinen ero (virhe 1,4 %), $D_{729\text{korjattu}}$ on seven29:llä mitattu annos korjattuna kertoimella $h_{\text{v,RW3}}$ (virhe 1,3 %) ja $\Delta D_{\text{korjattu}}$ on seven29:llä mitatun ja kertoimella $h_{\text{v,RW3}}$ korjatun ja Farmer-kammion vedessä mitatun annoksen suhteellinen ero (virhe 1,5 %).

E [MV]	$D_{\text{Farmer}_{\text{vesi}}}$ [Gy]	$D_{\text{Farmer}_{\text{RW3}}}$ [Gy]	$h_{\text{v,RW3}}$	D_{729} [Gy]	ΔD	$D_{729\text{korjattu}}$ [Gy]	$\Delta D_{\text{korjattu}}$
6	1,329±0,009	1,314±0,009	1,011±0,006	1,33±0,02	(-0,3±1,4) %	1,34±0,02	(0,8±1,5) %
15	1,536±0,011	1,501±0,011	1,023±0,006	1,51±0,02	(-1,5±1,4) %	1,55±0,02	(0,8±1,5) %

Saatuihin tuloksiin päädyttiin seuraavasti:

Kun mittaushetkellä vallinnut lämpötila ja paine olivat tiedossa, pystyttiin nyt kaavojen (3.1) ja (3.2) avulla laskemaan absoluuttinen annos Farmer-kammion 10 cm syvyydellä vedessä ja RW3-materiaalissa. Tarvittavat kertoimet saatiin mittalaitteen kalibrointiraportista. Lämpö- ja painekorjauskertoimen laskennassa tuli huomioida se, että vedessä olevan ionisaatiokammion sisällä olevan ilman lämpötila ei ole sama kuin huoneilman, vaan se on sama veden lämpötilan kanssa. Vesifantomien sisältämän veden lämpötila on pari astetta huoneilman lämpötilaa pienempi, koska vesi haihtuu jatkuvasti ja jäähtyy. Mitatut lämpötilat olivat $T_{\text{vesi}}=20,15$ °C ja $T_{\text{ilma}}=23,0$ °C. Ilmapaineen oletettiin pysyvän vakiona ilmassa ja vedessä tehdyissä mittauksissa ($p=99,86$ kPa). Annos $D_{\text{Farmer}_{\text{vesi}}}$ on Farmer-kammion mitattu annos vedessä ja $D_{\text{Farmer}_{\text{RW3}}}$ on samalla kammiolla mitattu annos RW3-materiaalissa. Mittaukset toistettiin molemmilla energioilla.

Kun sekä vedessä että kiinteässä vedessä mitatut absoluuttiset annokset olivat tiedossa, laskettiin niiden suhde molemmille energioille erikseen. Tästä saatiin vesi/kiinteä vesi -korjauskertoimet

$$h_{\text{v,RW3}_{6\text{MV}}} \text{ ja } h_{\text{v,RW3}_{15\text{MV}}}$$

Kun saaduilla kertoimilla korjattiin seven29:llä mitattuja annoksia D_{729} , päädyttiin annoksiin $D_{729\text{korjattu}}$.

Kun Farmer-kammiolla vedessä ja seven29:n keskimmaisella kammiolla kiinteässä vedessä mitatut absorboituneet annokset oli määritetty, laskettiin niiden suhteelliset erot kummallakin energialla. Ensin määritettiin ero ΔD ilman korjauskerrointa $h_{v,RW3}$ ja lopuksi ero $\Delta D_{\text{korjattu}}$ korjatulla seven29:lla mitatulla annoksella.

Virhearvio

Farmer-kammiolla tehtyjen absorboituneen annoksen mittauksissa virhe on 0,7 %. Korjauskertoimia $h_{v,RW3\text{6MV}}$ ja $h_{v,RW3\text{15MV}}$ määrittäessä todennäköiseksi virheeksi tuli 0,5 %. Ionisaatiokammionmatriisilla tehtyjen mittausten todennäköinen virhe oli 1,2 %. Virhearvioihin päädyttiin seuraavasti:

Farmer-kammiolla mitattuun ja kaavalla (3.2) laskettuun absorboituneeseen annokseen liittyy seuraavia virhelähteitä: Mittalaitteen kalibroinnin epävarmuudeksi valitaan STUKin arvion mukaan 0,5 %. [8] Mittaustilan paineen ja lämpötilan rajallinen mittaustarkkuus ($\delta T=0,5$ °C, $\delta p=0,01$ kPa) aiheuttaa lämpötila- ja painekorjauskertoimeen k_{Tp} maksimissaan 0,2 % virheen. Muiden kertoimien (k_s, k_{pol}, k_{elec}) epävarmuudesta ei ole tarkempaa tietoa, mutta niiden yhteiseksi epävarmuudeksi arvioitiin 0,2 % STUKin esimerkkiarvioiden mukaan [8]. Mittalaitteen ilmoittaman annoksen ja kiihdyttimen tuottaman annoksen yhteinen toistettavuus on noin 0,2 %.

Kammion referenssipisteen asettelun tarkkuudeksi vesifantomissa arvioidaan syvyysuunnassa 0,2 mm. RW3 kiinteän veden levyjen työstötarkkuudeksi valmistaja lupaa 0,1 mm, joten neliöllisesti yhdistämällä 10 levyn paksuuden yhteisepävarmuus on noin 0,3 mm. Yhteensä siis kiinteän veden mittausten syvyysuunnan epävarmuus 0,5 mm. Tämän vaikutusta mittaukseen voidaan karkeasti arvioida tyyppisten 6 MV ja 15 MV syväannoskäyrän avulla. Syväannoskäyrät 10 cm syvyydellä vedessä ovat karkeasti lineaarisia (Kuva 2.5). 10 cm syvyydelle kuvaan sovitetun suoran kulmakerroin on noin -0,4 %/mm. Tämä tarkoittaa, että syvyysasettelun 0,2 mm epävarmuus aiheuttaa vesifantomissa annokseen noin 0,08 % \approx 0,1 % virheen ja kiinteässä vedessä 0,5 mm epävarmuus 0,2 % virheen.

Kun nämä virheet toisistaan riippumattomina yhdistetään neliöllisesti, saadaan Farmer-kammiolla tehtyjen mittausten tarkkuudeksi 0,7 %.

Tässä täytyy huomioida, että tämä tarkkuus kertoo mittauksen epävarmuuden verrattuna täsmälleen oikeaan absoluuttiseen absorboituneeseen annokseen. Suurin epävarmuus tähän tulee kalibroinnin rajallisesta tarkkuudesta. Käytetyt kalibroitikertoimet ovat kuitenkin samat Farmer-kammiolla suoritetuille mittauksille sekä vedessä että kiinteässä vedessä. Virhettä voidaan siis käsitellä systemaattisena. Lisäksi mittausjärjestelyllä suoritettujen toistomittaukset osoittavat, että mittausten lyhyen aikavälin hajonta on vähemmän kuin 0,001, mikä voidaan jättää huomiotta. Määritettäessä kerrointa veden ja kiinteän veden välillä ei ole niinkään merkitystä, vastaako mitattu annos täsmälleen oikeaa absorboitunutta annosta. Vain mitattujen arvojen suhteellisella suuruudella on merkitystä kertoimen kannalta. Näin ollen kerrointa määriteltäessä voidaan kyseisille mittauksille käyttää pienempää epävarmuutta ja jättää kalibroitikertoimien epävarmuus huomiotta. Kertoimeen vaikuttavat virheet ovat siis lämpötila- ja painekertoimen k_{Tp} virhe 0,2 % ja syvyysasettelun aiheuttama virhe 0,1 % vesifantomissa ja 0,2 % kiinteässä vedessä.

Vesi/kiinteä vesi -kertoimien määrittämisessä voidaan siis käyttää annosten tarkkuuksia 0,3 % sekä vedelle, että kiinteälle vedelle. Neliöllisesti nämä epävarmuudet yhdistämällä kertoimen todennäköinen virhe on $0,42\% \approx 0,5\%$. Eli esimerkiksi 6 MV kerroin ja kertoimen virhe:

$$\mathbf{h}_{v,RW3_{6MV}} = \frac{D_{Farmer_{vesi}}}{D_{Farmer_{RW3}}} = \frac{1,329 \text{ Gy}}{1,314 \text{ Gy}} \approx 1,011,$$

$$\frac{\delta \mathbf{h}_{v,RW3_{6MV}}}{\mathbf{h}_{v,RW3_{6MV}}} = \sqrt{(0,3\%)^2 + (0,3\%)^2} \approx 0,42\% \approx 0,5\%,$$

$$\delta \mathbf{h}_{v,RW3_{6MV}} = 0,005 \cdot 1,011 \approx 0,00506 \approx 0,006.$$

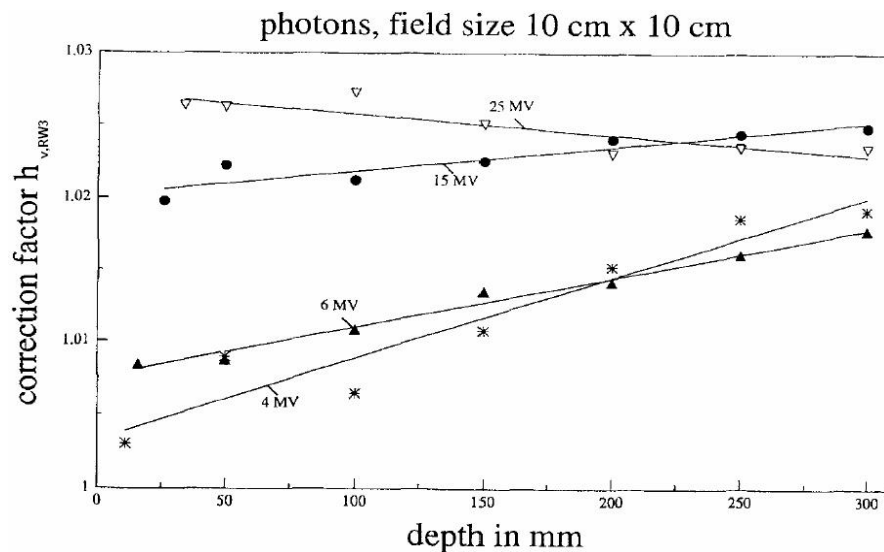
Kiihdytysjännitteellä 15 MV kerroin virheineen laskettiin samaan tapaan (Taulukko 6.3).

PTW seven29:n keskimmäisen kammion kalibroinnin epävarmuudeksi valmistaja ilmoittaa kalibroititodistuksessa 2,2 % kahden sigman eli keskihajonnan tarkkuudella eli 95 % varmuudella. Tämä tarkoittaa tavallisesti käytetyllä yhden sigman eli noin 68 % varmuudella kalibroinnin epävarmuus on 1,1 %.

Lämpötila- ja painekorjauskertoimen k_{Tp} epävarmuus on sama 0,2 % kuin Farmer-kammion mittauksissa, kuten myös toistettavuus 0,2 %. Syvyysasettelun tarkkuus arvioidaan myös samaksi kuin edellä kiinteän veden tapauksessa, eli 0,2 % virhe annokseen. Neliöllisesti nämä yhdistettynä seven29:n absorboituneen annoksen mittauksissa on 1,2 % epävarmuus.

Pohdintaa

Saadut kertoimet $1,011 \pm 0,006$ (6 MV) ja $1,023 \pm 0,006$ (15 MV) ovat erittäin lähellä Gunter Christin tutkimuksessa [23] 10 cm syvyydelle määritettyjä kertoimia $1,011 \pm 0,006$ (6 MV) ja $1,021 \pm 0,006$ (15 MV) (tarkkuudeksi ilmoitettu 0,5 %). Kertoimia käytettäessä täytyy huomioida, että ne riippuvat mittaussyvyydestä. Christ määrittäi kertoimet useilla eri syvyyksillä ja tuloksena oli, että ainakin 6 MV ja 15 MV energioilla kerroin kasvaa lähes lineaarisesti syvyyden funktiona. Esimerkiksi 5 cm syvyydellä ja 6 MV energiolla kerroin on noin 1,008. Saadut tulokset olivat erittäin hyvin yhteneväisiä Christin tutkimuksen kanssa, joten voidaan olettaa myös kertoimen syvyyskäyttäytymisen olevan vastaavanlaista (Kuva 6.23). Esimerkiksi 5 cm syvyydellä korjauskerroin olisi $1,009 \pm 0,006$.



Kuva 6.23 Vesi/RW3 -korjauskerroin mittaussyvyyden funktiona. [23]

Myös kenttään suurentamisella kenttäkokoon $25 \times 25 \text{ cm}^2$ oli tutkimuksen mukaan hiukan kertoimia kasvattava vaikutus.

Farmer-kammiolla vedessä ja seven29-mittalaitteella mitatut annokset ovat virherajojen puitteissa varsin yhtenevät. Ilman korjauskerrointa $h_{v,RW3}$ Farmer-kammion annos on odotusten

mukaisesti suurempi kuin seven29:n. Korjaus siirtää annosta oikeaan suuntaan, mutta 6 MV energialla korjaus vaikuttaisi olevan liian suuri ja ero kasvaa ilman korjausta saatuun tulokseen verrattuna. Energialla 15 MV ero pienenee.

Mittaustarkkuuden rajoissa voidaan kuitenkin sanoa, että vedessä Farmer-kammiolla tehdyt mittaukset täsmäävät kiinteässä vedessä seven29:llä tehtyjen mittausten kanssa.

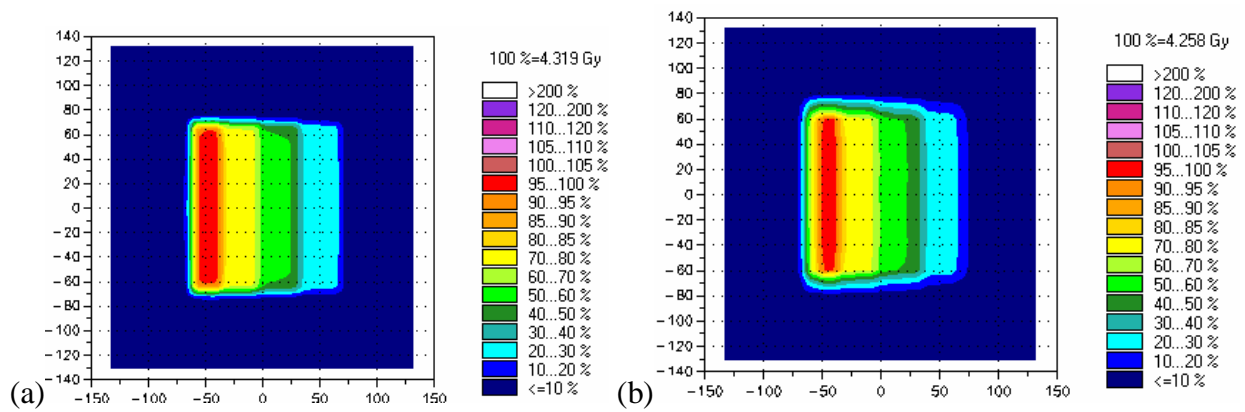
6.1.9 IMRT-kenttien gammavertailu

Eclipse-annossuunnitteluohjelmistolla laskettiin muutamia muodoltaan melko yksinkertaisia IMRT-kenttiä ja ne mitattiin seven29 -ionisaatiokammionatriisilla. Tällä pyrittiin testaamaan koko annossuunnitteluketjua suunnittelusta annosjakauman tuottamiseen ja mittaamiseen asti. Käytetyt jakaumat olivat x-suuntainen pystyporrassjakauma, y-suuntainen vaakaporrassjakauma ja vinoporrassjakauma.

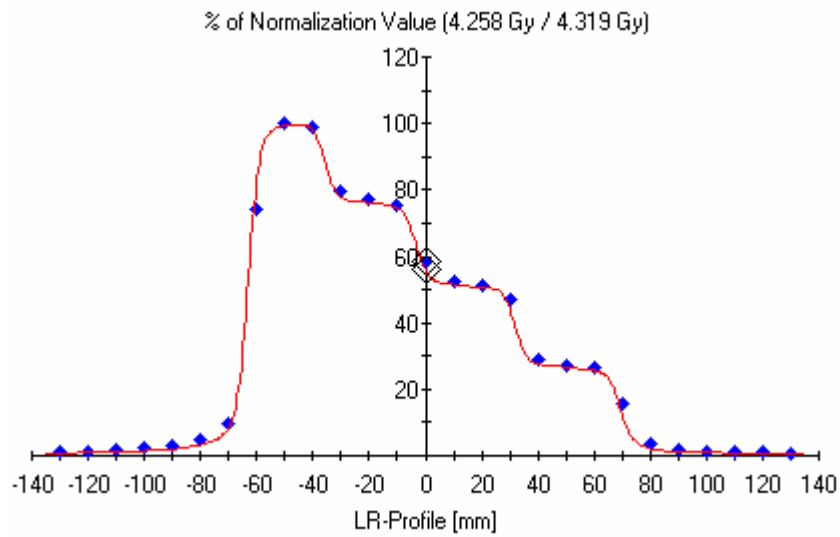
Kaikissa mittauksissa käytettiin 4,5 cm kasvupäällystä (RW3) ja 19 cm takaisinsirontamateriaalia. Kiihdytysjännitteenä oli 6 MV ja SSD oli 100 cm. Mitattuihin tuloksiin tehtiin asianmukainen lämpötila- ja painekorjaus sekä korjaus edellä (6.1.8) määritellyllä vesi/RW3 -kertoimella $h_{v,RW3,6MV}$ 5 cm syvyydellä ($1,009 \pm 0,006$). Saatuja jakaumia vertailtiin VeriSoft-ohjelmalla.

Pystyporrassjakaumassa oli neljä annosporrasta (100 %, 75 %, 50 % ja 25 %) mahdollisimman terävillä reunoilla. Vaakaporrassjakauma tuotettiin kuten pystyporrassjakaumakin, neljällä annosportalla (100 %, 75 %, 50 % ja 25 %), mutta portaat y-suuntaan. Vinoporrassjakaumassa oli niin ikään neljä annosporrasta portaat vinottain.

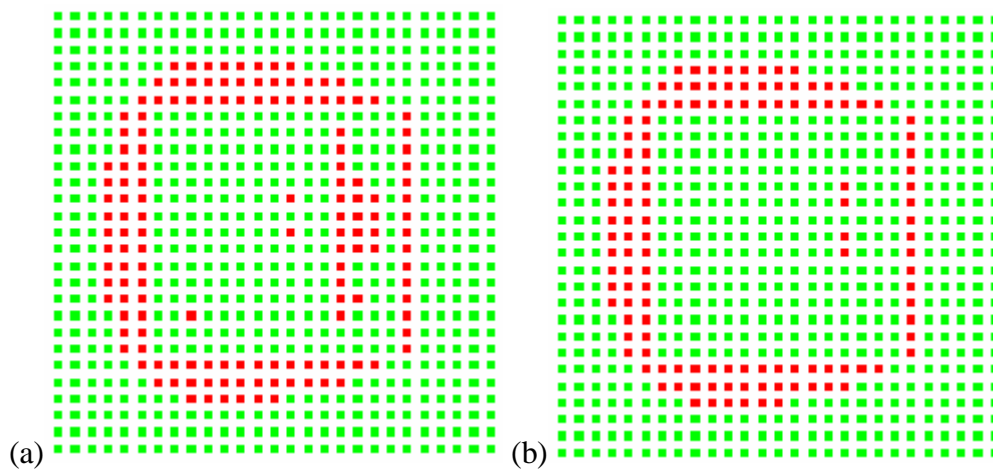
Pystyporrasjakauma



Kuva 6.24 Pystyporrasjakauman isodoosikäyräkuvat (a) Eclipsellä laskettu (b) seven29:llä mitattu.

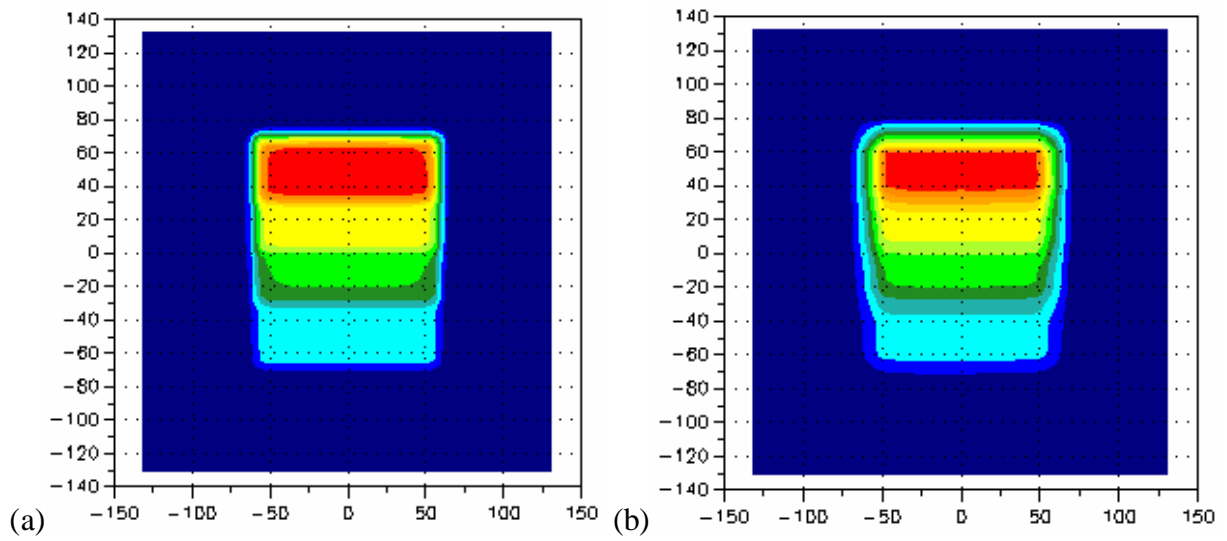


Kuva 6.25 Pystyporrasjakaumien x-suuntaiset profiilit, jatkuva viiva kuvaa laskettua ja pisteet mitattua annosta.

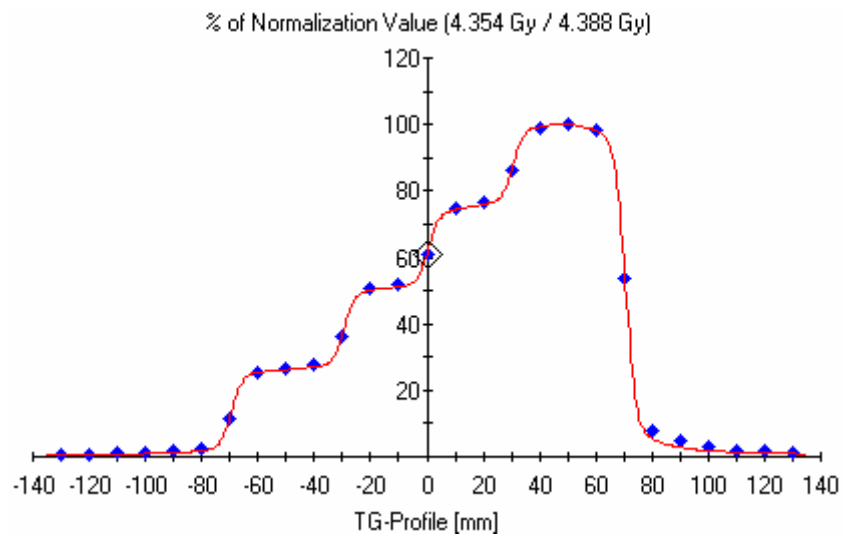


Kuva 6.26 Pystyporrasjakaumien gammavertailu, toleranssiasetukset: (a) $\Delta d_M = 2 \text{ mm}$ $\Delta D_M = 1 \%$ (b) $\Delta d_M = 2 \text{ mm}$ $\Delta D_M = 3 \%$.

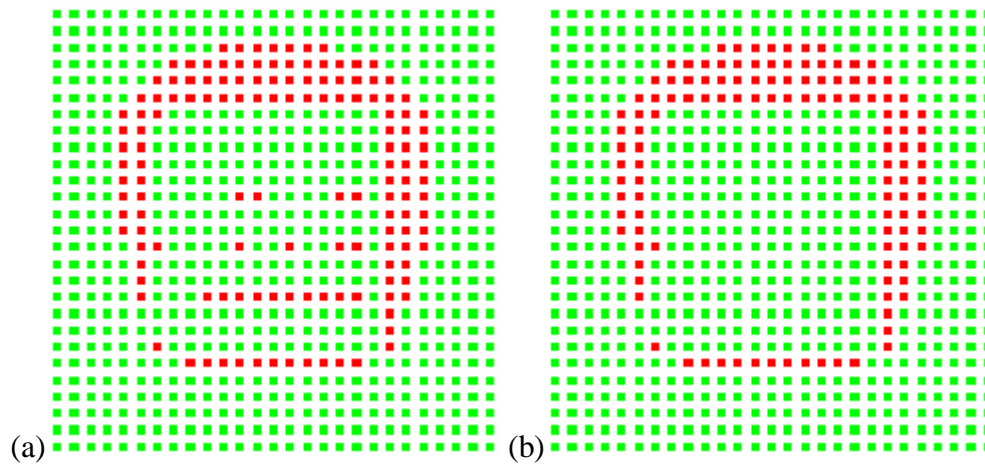
Vaakaporrasjakauma



Kuva 6.27 Vaakaporrasjakaumien isodoosikäyräkuvat (a) Eclipsellä laskettu (b) seven29:llä mitattu.

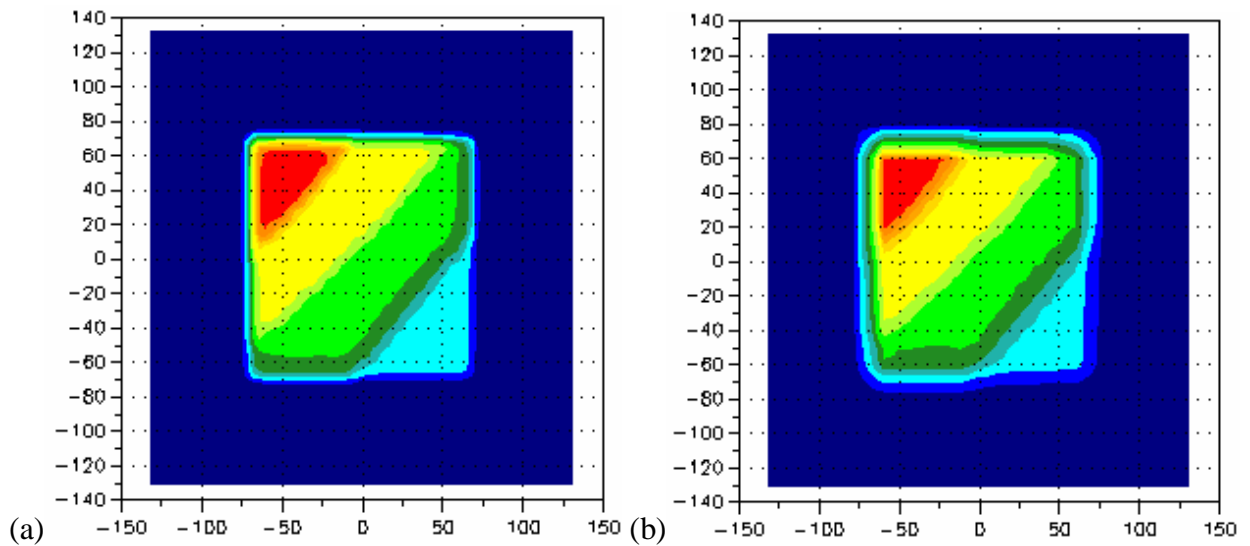


Kuva 6.28 Vaakaporrasjakaumien y-suuntaiset profiilit, jatkuva viiva kuvaa laskettua ja pisteet mitattua annosta.

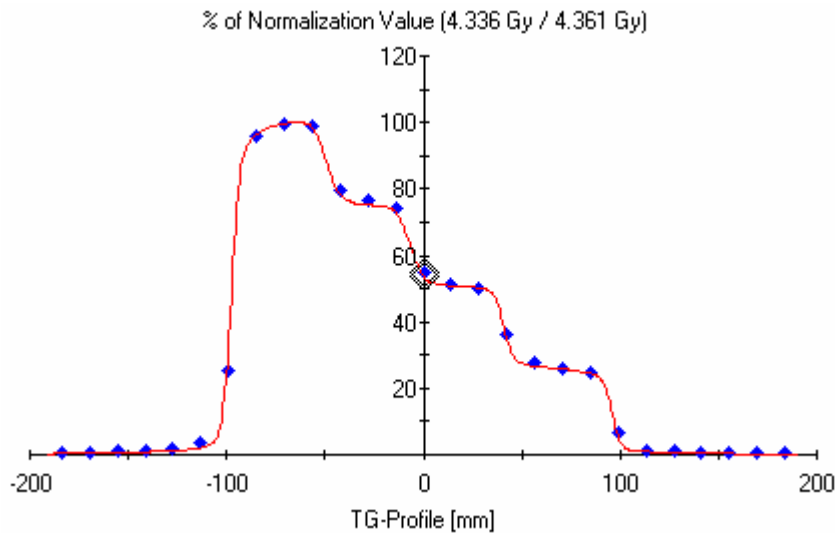


Kuva 6.29 Vaakaporrasjakaumien gammavertailu, toleranssiasetukset: (a) $\Delta d_M = 2 \text{ mm}$ $\Delta D_M = 1 \%$ (b) $\Delta d_M = 2 \text{ mm}$ $\Delta D_M = 3 \%$.

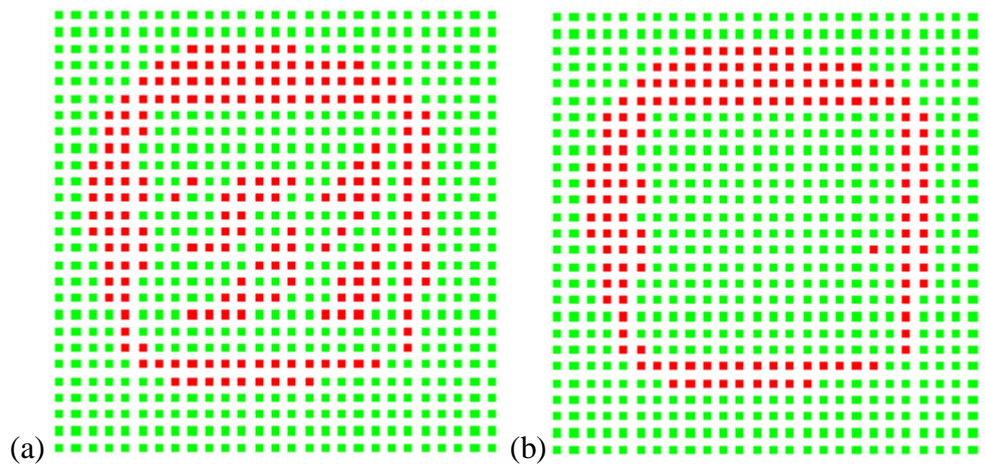
Vinoporrasjakauma



Kuva 6.30 Vinoporrasjakaumien isodoosikäyräkuvat (a) Eclipsellä laskettu (b) seven29:llä mitattu.



Kuva 6.31 Vinoporrassjakaumien xy-suuntaiset profiilit, jatkuva viiva kuvaa laskettua ja pisteet mitattua annosta.



Kuva 6.32 Vinoporrassjakaumien gammavertailu, toleranssiasetukset: (a) $\Delta d_M = 2$ mm $\Delta D_M = 1$ % (b) $\Delta d_M = 2$ mm $\Delta D_M = 3$ %.

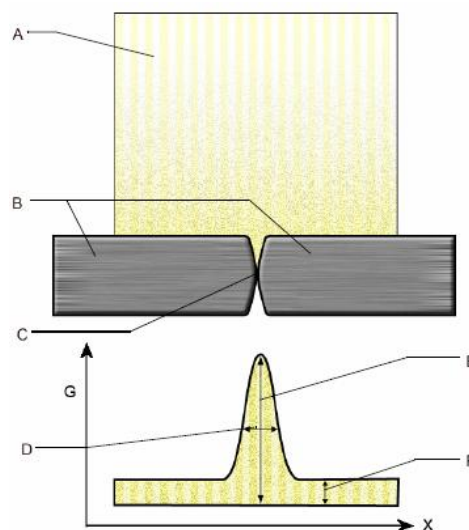
Silmämääräisesti tarkasteltuna viivaprofiilivertailut täsmäävät hyvin. Kaikki porrassjakaumille tehdyt gammavertailut kertovat erittäin hyvin täsmäävistä annosjakaumista. Kenttien reunoja ympäröivät hylättyjen pisteiden alueet kuuluvat kentän ulkopuolelle, eikä niillä näin ollen ole juurikaan merkitystä. Yksittäiset kentän sisällä havaittavat gammavertailussa hylätyt pisteet kuuluvat pääsääntöisesti suurten gradienttien alueisiin portaiden välillä. Taulukko 6.4 esittää mitattujen ja laskettujen kenttien portaiden suuntaisten viivaprofiilien keskimääräiset prosentuaaliset erot.

Taulukko 6.4 IMRT-porraskenttien vertailua. Keskimääräinen ero on mitatun ja lasketun kentän portaan suuntaisen viivaprofiilin keskimääräinen prosentuaalinen ero.

IMRT-Kenttä	Keskimääräinen ero [%]
Pysty	1,32
Vaaka	0,69
Vino	0,90

6.2 Moniliuskarajoittimen dosimetrinen aukon määrittäminen

IMRT-kenttiä tuotetaan usein DMLC-tekniikalla niin, että kunakin hetkenä vaikuttavan kentän koko on suhteellisen pieni koko hoitokentän kokoon. Tällöin merkittäväksi tekijäksi nousee moniliuskarajoittimen liuskojen läpi ja välistä pääsevä säteily. Moniliuskarajoittimen liuskojen päät on usein pyöristetty, joten vaikka liuska näyttäisikin olevan kohteen päällä, läpäisee säteily silti liuskan pään ja tuottaa annosta. Kuvassa alla dosimetrinen raon (DLS, Dosimetric Leaf Separation) määrittelmä Varianin manuaalin mukaan. Dosimetrinen raon arvoa tarvitaan annossuunnitteluohjelmiston parametriksi ja sen tarkka määrittäminen on tärkeää, jotta IMRT-hoidot voidaan laskea riittävällä tarkkuudella.



Kuva 6.33 Moniliuskarajoittimen liuskojen pyöristettyjen päiden muoto ja dosimetrinen aukon määrittäminen.

(A) säteilykeila, (B) liuskapari, (C) pyöristetyt päät, (D) liuskojen välisen aukon dosimetrinen leveys DLS, (E) pyöristettyjen päiden läpi pääsevä säteily, (F) liuskat läpäisevän säteilyn intensiteetti. [25]

Moniliuskarajoittimen dosimetrinen aukon leveys mitattiin Varianin antamien ohjeiden mukaan. [26] Varianin menetelmä perustuu erikokoisten tasaisella nopeudella liikkuvien aukkojen ajamiseen kiinteään ionisaatiokammion yli. Ionisaatiokammion lukemat sovitetaan kuvaajaan

liuskojen välisen fyysisen aukon funktiona ja korjataan liuskat läpäisevän säteilyn intensiteetillä. Kun tähän pistejoukkoon sovitetaan suora ja ekstrapoloidaan se ionisaatiokammion lukemaan 0, saadaan dosimetrinen raon leveys.

Aluksi luotiin moniliuskarajoittimen ohjaustiedostoja. Rakojen leveyksiksi valittiin 0,5 mm, 1 mm, 4 mm, 10 mm ja 20 mm. Seuraavaksi laskettiin kullekin mittaukselle tarvittava monitoriyksikkömäärä jolla muodostetun liikkuvan aukon nopeus pysyisi vakiona. Monitoriyksiköt laskettiin kaavalla

$$MU = \frac{FS}{Index\#3 \cdot v \cdot 60} \cdot \dot{D}, \quad (6.1)$$

missä

- MU* on tarvittava monitoriyksikkömäärä [MU],
FS on käytettävän kenttään leveys [cm],
Index#3 on kentän annoksen suhteellinen osuus viimeisessä vaiheessa, arvot saatiin mittausohjeessa olleesta taulukosta,
v on moniliuskarajoittimen rajaimien nopeus [cm/s],
 \dot{D} on käytetty annosnopeus [MU/min].

Tarvittava monitoriyksikkömäärä laskettiin kaikille mitattaviksi aiotuille aukon leveyksille (Taulukko 6.5). Kiihdyttimellä voidaan tuottaa annoksia vain kokonaisten monitoriyksikköjen välein. Tästä syystä laskettu monitoriyksikkömäärä pyöristettiin lähimpään kokonaislukuun ja arvojen välille määriteltiin korjauskerroin.

Taulukko 6.5 Moniliuskarajaimen dosimetrinen aukon määrittäminen. Mittausohjeissa annetulla kaavalla lasketut monitoriyksikkömäärät eri aukon leveyksille MU(laskettu). MU(kiihdytin) on laskettu arvo pyöristettynä kiihdyttimen ymmärtämään tarkkuuteen. Korjauskerroin on lasketun ja kiihdyttimen monitoriyksikköjen suhde.

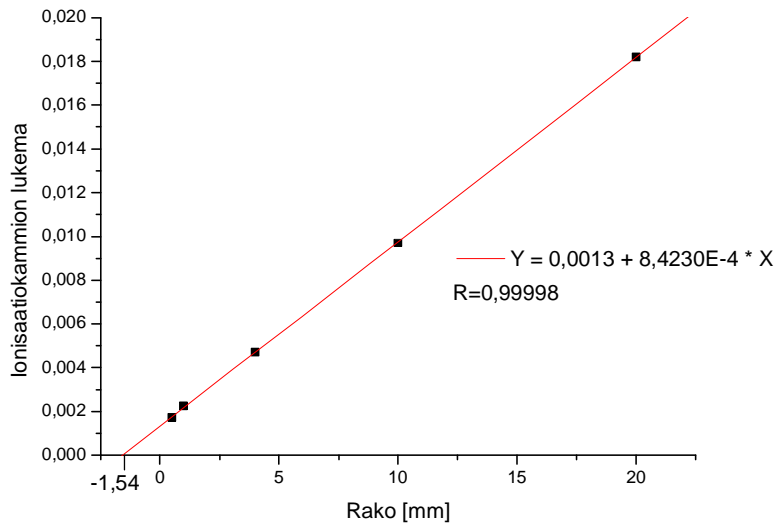
Aukko [mm]	Index#3	MU (laskettu)	MU (kiihdytin)	Korjauskerroin	Kammion lukema (6 MV)	Kammion lukema (15 MV)
0,5	0,9950	50,25126	50	1,00503	0,0032	0,003
1,0	0,9901	50,49995	50	1,00999	0,0037	0,0035
4,0	0,9615	52,00208	52	1,00004	0,0062	0,0055
10,0	0,9091	54,99945	55	0,99999	0,0112	0,0095
20,0	0,8333	60,00240	60	1,00004	0,0197	0,0165

Varsinaiset mittaukset suoritettiin seuraavasti: Farmer-tyyppisen ionisaatiokammio kiinnitettiin vapaasti ilmaan 100 cm päähän kiihdyttimen säteilyfokuksesta. Kammioon kiinnitettiin ohut kasvupäällys kasvattamaan saatavaa signaalia. Kuvassa alla on valokuva käytetystä mittausjärjestelystä. Mittaukset suoritettiin molemmilla kiihdytysjännitteillä (6 ja 15 MV).



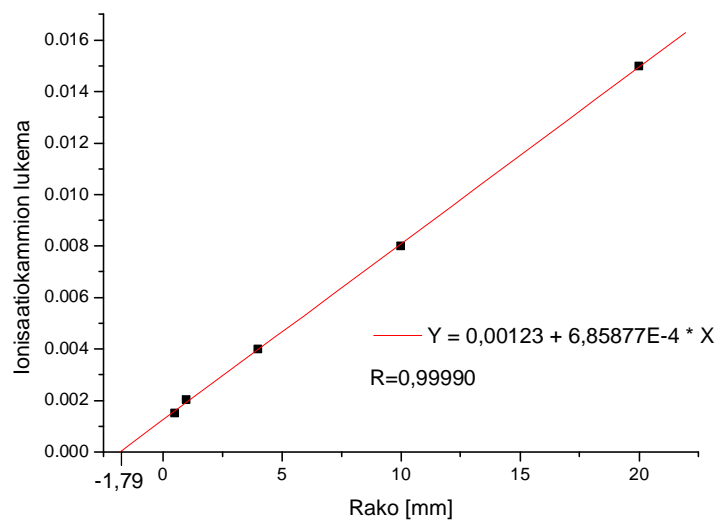
Kuva 6.34 Dosimetrisen raon määrittämisessä käytetty mittausjärjestely. Ohuella kasvupäällyksellä varustettu Farmer-kammio kiinnitettynä vapaasti ilmaan 100 cm etäisyydelle kiihdyttimen säteilyfokuksesta.

MLC-konsolille ladattiin edellä luodut ohjaustiedostot ja kiihdyttimen annokseksi asetettiin jokaisen aukon kohdalla lasketut oikeat annokset. Annokset mitattiin ionisaatiokammioilla ja siihen liitettyllä elektrometrillä. Lisäksi mitattiin liuskojen läpi pääsevän säteilyn intensiteetti. Tulokset (Taulukko 6.5) korjattiin korjauskertoimella ja liuskojen läpi pääsevän säteilyn intensiteetillä. Tulokset asetettiin kuvaajaan ja pistejoukkoon sovitettiin suora Origin-ohjelmalla (Kuva 6.35). Kiihdytysjännitteellä 6 MV suora leikkaa 0-tason raon arvolla $-1,54$ mm, virherajoiksi Origin antoi 95 % osuvuudella $\pm 0,2$ mm.



Kuva 6.35 Moniliuskarajoittimen dosimetrinen aukon määrittäminen. Kiihdytysenergia 6 MV.

15 MV kiihdytysjännitteellä suorasovitus (Kuva 6.36) tuotti aukolle arvon -1,79 mm ja virherajoiksi $\pm 0,3$ mm.



Kuva 6.36 Moniliuskarajoittimen dosimetrinen aukon määrittäminen. Kiihdytysenergia 15 MV.

DLS:n arvoksi saatiin siis kiihdytysjännitteellä 6 MV $(1,5 \pm 0,2)$ mm ja 15 MV kiihdytysjännitteellä $(1,8 \pm 0,3)$ mm.

Tulokset ovat uskottavia ja ainakin 6 MV:n arvo vastaa muualla merkiltään samalle moniliuskarajoittimelle saatuja tuloksia (1,51 mm) [27]. Kiihdytysjännitteellä 15 MV saamamme

tulos on vailla vertailuarvoja, mutta on odotetusti suurempi kuin pienemmällä energialla. Korkeaenergisempi säteily läpäisee pyöristettyjä liuskojen päitä tehokkaammin.

6.3 Varian PortalVision aS500 EPID

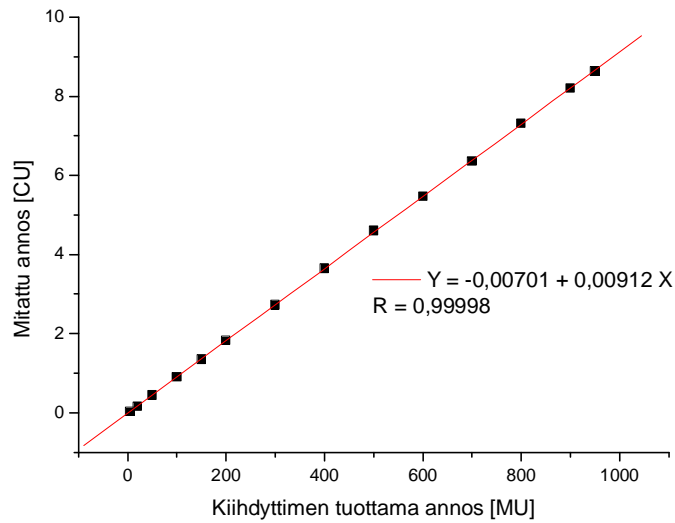
Mittauksiin käytetyllä konekuvauslaitteella oli alun perin tarkoitus yksinkertaisten perusmittausten lisäksi suorittaa samankaltaisia IMRT-kenttien mittauksia kuin ionisaatiokammimatriisillakin. Mittalaitteen varren asemointitarkkuudessa paljastuneen riittämättömyyden vuoksi näistä mittauksista jouduttiin kuitenkin luopumaan. Konekuvauslaitteella suoritettiin siis vain lineaarisuuden ja annosnopeuden vaikutusta annokseen testaavat mittaukset. Myöhemmin on tarkoitus testata myös konekuvauslaitteen käyttökelpoisuus IMRT-mittauksiin. Tähän voidaan ryhtyä, kun asemointitarkkuutta saadaan parannettua.

6.3.1 Lineaarisuus

Lineaarisuuden mittauksella pyritään testaamaan ilmaisimen saaman säteilyn ja sen ilmoittaman signaalin välistä yhteyttä. Esimerkiksi ilmaisimen saturoitumispyrkimys olisi dosimetrisesti suuri haitta, ja se havaitaan tällä mittauksella.

PortalVision aS500 ilmaisimen lineaarisuutta mitattiin samaan tapaan kuin seven29 -ionisaatiokammimatriisilla tehdyissä mittauksissa. Kiihdytin asetettiin annosnopeudelle 300 MU/min, energiaksi valittiin 6 MV, kenttäkooksi 10x10 cm² ja tuotettiin lukuisia erisuuruisia annosarvoja, jotka mitattiin konekuvauslaitteella. Analysointi tapahtui Eclipse-ohjelmalla ja mittausarvoksi otettiin annoskuvan keskimmäisen pikselin annos. Mitatut arvot piirrettiin kuvaajaan (Kuva 6.37).

Pistejoukkoon tehdyn suorasovituksen perusteella voidaan todeta, että kiihdyttimellä tuotetun annoksen ja konekuvauslaitteella mitatun annoksen suhde on käytännössä täysin lineaarinen. Origin-ohjelman pienimmän neliösumman menetelmällä tekemän suorasovituksen korrelaatiokerroin $R= 1,0000$.



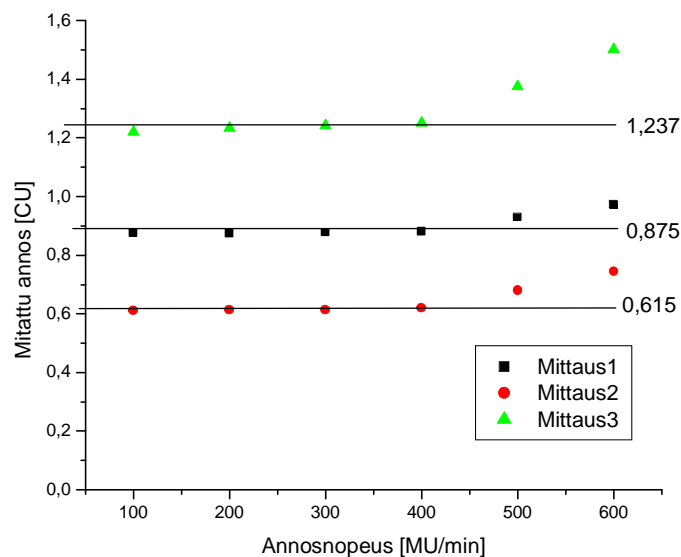
Kuva 6.37 Varian PortalVision aS500 -konekuvauslaitteen annosvasteen lineaarisuus. Korrelaatiokerroin $R=0,99998$.

6.3.2 Annosnopeuden vaikutus annokseen

Eri annosnopeuksilla suoritetuilla mittauksilla testataan konekuvauslaitteen kykyä mitata sama annos eri annosnopeuksilla. Mittaus suoritettiin tuottamalla 100 MU:n annos kaikilla hoitokoneen annosnopeuksilla (100 MU/min–600 MU/min), 6 MV energialla ja kenttäkoolla 10x10 cm². Annos mitattiin konekuvauslaitteella ja analysoitiin Eclipse-ohjelmalla. Annosarvoksi valittiin jälleen annoskuvan keskimmäinen pikseli. Mitatut arvot taulukoitiin (Taulukko 6.6) ja piirrettiin kuvaajaan (Kuva 6.38). Ensimmäisessä mittaussarjassa havaittiin erikoinen annoksen kasvuilmiö suurilla annosnopeuksilla. Tästä syystä mittaukset toistettiin myöhemmin vielä kahdesti. Ensimmäinen uusintamittaus tehtiin 100 MU annoksella ja toinen 200 MU annoksella.

Taulukko 6.6 Konekuvauslaitteen annosvasteen riippuvuus annosnopeudesta. Kolmen eri mittauskerran tulokset.

Annosnopeus [MU/min]	Annos		
	Mittaus1, 100 MU [CU]	Mittaus2, 100 MU [CU]	Mittaus3, 200 MU [CU]
100	0,877	0,611	1,221
200	0,875	0,614	1,234
300	0,878	0,613	1,242
400	0,880	0,62	1,251
500	0,930	0,68	1,375
600	0,972	0,744	1,502



Kuva 6.38 Annosnopeuden vaikutus Varian PortalVision aS500 -konekuvauslaitteella mitattuun annokseen.

Kolmen eri mittausarjan tulokset. Mittauksissa 1 ja 2 käytettiin 100 MU annosta, mittauksessa 3 annos oli 200 MU. Vaakaviivat on piirretty annosnopeuksien 100 MU/min–400 MU/min annosten keskiarvojen kohdalle.

Kuvaajasta voidaan nähdä, että annosnopeuksilla 100 MU/min–400 MU/min mitattu annos on käytännössä vakio (keskiarvo 0,88 CU). Kahdella suurimmalla annosnopeuden arvolla 500 MU/min ja 600 MU/min annos yllättäen nousee ensin 5 % ja sitten 10 % suuremmaksi. Mittaukset toistettiin myöhemmin, mutta sama ilmiö havaittiin. Mittauksessa 2 käytössä oli annos 100 MU ja mittauksessa 3 annos 200 MU. Mittauksessa 2 annosten keskiarvo annosnopeuksilla 100 MU/min–400 MU/min oli 0,615 CU. Annosnopeudella 500 MU/min mitattu annos nousi 11 % ja annosnopeudella 600 MU/min 21 % keskiarvosta. Vastaavasti mittauksessa 3 keskiarvo oli 1,237 CU ja mitatun annoksen kasvu 11 % ja 21 %

annosnopeuksilla 500 ja 600 MU/min. Mittausten 1 ja 2 välinen ero johtuu siitä, että ilmaisimen etäisyys ei ollut mittauksissa sama.

Kyseessä voi olla virhe ilmaisimen kalibroinnissa, ilmaisimen muistiefekti tai jokin muu tuntematon syy. Ilmiötä päätettiin tutkia myöhemmin lisää. Hoitokäytössä on kuitenkin vain annosnopeus 300 MU/min.

7 Johtopäätökset

Mittausten ensisijaisena tarkoituksena oli selvittää, miten hyvin PTW seven29 -mittalaitte soveltuu IMRT-kenttien mittauksiin ja laadunvalvontaan. Mittauksissa selvitettiin perusasioita, kuten mittalaitteen annosvasteen lineaarisuutta ja riippuvuutta annosnopeudesta, kalibroinnin tarkkuutta ja mittausten lyhytaikaista toistettavuutta. Lisäksi tutkittiin annosjakauman riippuvuutta kanturikulmasta ja määritettiin mittalaitteen ionisaatiokammioiden efektiivisen mittauspisteen sijainti. Mittalaitteen valmiutta IMRT-hoitojen mittaukseen ja laadunvarmistukseen selvitettiin tuottamalla ja mittaamalla useita erilaisia kiila- ja IMRT-kenttiä. Laskettuja ja mitattuja annosjakaumia verrattiin toisiinsa eri menetelmin. Veden ja tutkimuksessa käytössä olleen RW3-merkkisen kiinteän veden välille määriteltiin korjauskerroin eri väliaineissa suoritettavien annosmittausten vertailua varten.

PTW seven29 annosvasteen lineaarisuus oli erinomaista, mittausten mukaan kaikkien kammioiden tuloksiin sovitettun suoran korrelaatiokerroin R oli 1,0000. Annosvasteen riippuvuus annosnopeudesta oli suurimmillaan noin 0,1 %, mitä voidaan pitää merkityksettömänä. Perättäisten identtisten mittausten poikkeama toisistaan oli suurimmillaan 0,24 %. Kalibroinnin verifioimiseksi tehtyjen mittausten mukaan 92 % kammioista sai virherajojen $\pm 1,0$ % puitteissa saman annoksen. Kanturikulmalla ei havaittu olevan oleellista vaikutusta mitattuun annosjakaumaan. Mittalaitteen kammioiden efektiivisen mittauspisteen sijainti määritettiin mittauksin. Efektiivisen mittauspisteen sijainniksi saatiin $(6,8 \pm 0,8)$ mm 6 MV:lla ja $(6,7 \pm 0,8)$ mm 15 MV:lla. Tulokset täsmäävät virherajojensa puitteissa kirjallisuudessa mainittuihin arvoihin 6 mm [18] ja 7,5 mm [19]. Tässä efektiivisen mittauspisteen sijainti on etäisyys mittalaitteen etupaneelistä alaspäin.

Mittalaitteen kammioiden toimivuutta testattiin tuottamalla ja mittaamalla useita erilaisia kiilakenttiä. Laskettujen ja mitattujen kiilakenttien viivaprofiilien keskimääräinen ero toisistaan oli maksimissaan 2,3 %. Kentille suoritettut gammavertailut täsmäsivät hyvin.

Lisäksi määritettiin korjauskerroin vedessä ja kiinteässä vedessä tehtyjen mittausten välille. Mittaussyvyydelle 10 cm saadut kertoimet olivat $h_{v,RW3_{6MV}}=1,011\pm 0,006$ ja $h_{v,RW3_{15MV}}=1,023\pm 0,006$. Tulokset vastaavat erinomaisesti kirjallisuudessa esitettyjä arvoja 1,011±0,006 (6 MV) ja 1,021±0,006 (15 MV) [23]. Kertoimien määrittämisen yhteydessä vertailtiin Farmer-tyyppisellä sylinteri-ionisaatiokammioilla ja seven29 -mittalaitteella suoritettujen absoluuttiansosmittausten tuloksia. Ero oli (0,8±1,5) %, joten mittausvirheen puitteissa mitattu annos oli sama.

IMRT-kenttien tuottoa ja mittausta testattiin kolmella erilaisella porraskentällä. Portaiden suuntaisten laskettujen ja mitattujen viivaprofiilien keskimääräiset erot olivat maksimissaan 1,32 %. Kenttien voidaan siis sanoa vastaavan toisiaan erinomaisesti.

Yhteenvedona voidaan todeta, että PTW seven29 -ionisaatiokammio matriisi täyttää vaaditut tarkkuus- ja luotettavuusvaatimukset ja sitä voidaan käyttää kiihdyttimen ja intensiteettimuokatuksen sädehoidon laadunvarmistukseen. Tietyissä tapauksissa mittalaitteen mittausratkaisun rajallisuus saattaa aiheuttaa ongelmia. Useissa suoritetuissa mittauksissa kentissä erityisesti kenttien laidoilla esiintyneet suurten gradienttien alueet aiheuttivat hylättyjen pisteiden esiintymistä. IMRT-kentissä suuria annosgradientteja saattaa esiintyä kentän sisäosissa. Niiden mittaaminen ja varmistus voi olla mittalaitteella hankalaa, koska resoluutio on niin karkea.

Varian PortalVision aS500 -konekuvauslaitteella oli alun perin tarkoitus suorittaa vastaavia mittauksia kuin ionisaatiokammio matriisilla. Ilmaisinyksikön varren asemoinnin epätarkkuudesta johtuen vaativammista mittauksista jouduttiin kuitenkin luopumaan. Mittauksista suoritettiin vain annosvasteen lineaarisuus ja riippuvuus annosnopeudesta.

Konekuvauslaitteen annosvasteen lineaarisuusmittauksissa saatu tulos oli hyvä; annoksiin sovitettujen suoran korrelaatiokerroin oli 1,000. Annosnopeudella ei ollut käytännössä vaikutusta mitattuun annokseen annosnopeuksilla 100 MU/min–400 MU/min (poikkeama noin 2 ‰), mutta

yllättäen annosnopeus 500 MU/min poikkesi vakiosta noin 5 % ja 600 MU/min 10 %. Mittaukset toistettiin kahdesti, mutta tulos oli sama. Syytä tähän ei löydetty, mutta ilmiötä päätettiin tutkia myöhemmin lisää.

Toimiessaan konekuvauslaitteella toteutettu annosjakaumien mittaus ja laadunvarmistus olisi varsin käytännöllinen. Mittalaite on kiinteästi asennettuna hoitokoneeseen ja sen saisi mittauskuntoon automatisoidusti ilman erityisiä ja työläitä mittausrjestelyitä. Lisäksi konekuvauslaitteen annosjakauman paikkaerotuskyky on parempi kuin esimerkiksi ionisaatiokammimatriisin erotuskyky. Näin monimutkaiset ja suuria annosgradientteja sisältävät IMRT-kentät voisi mitata tarkemmin. Alan kirjallisuudesta löytyy useita raportteja, joissa vastaava järjestelmä on todettu käyttökelpoiseksi IMRT-laadunvarmistukseen. Keski-Suomen keskussairaalan sädehoito-osastolla konekuvauslaitteen käyttöön intensiteettimuokatus sädehoidon laadunvarmistuksessa varmasti siis palataan, kunhan havaittuun varren asetteluvirheeseen löydetään ratkaisu.

Ionisaatiokammimatriisilla ja konekuvauslaitteella suoritettujen mittausten lisäksi määritettiin käytössä olleen moniliuskarajoittimen dosimetrinen aukon arvo perinteisellä sylinteri-ionisaatiokammioilla. Tieto tarvittiin IMRT-hoitojen annosuunnitteluohjelmiston parametriksi. Tuloksiksi saatiin kiihdytysjännitteellä 6 MV ($1,5\pm 0,2$) mm ja 15 MV kiihdytysjännitteellä ($1,8\pm 0,3$) mm. Pienemmälle 6 MV kiihdytysjännitteelle saatu arvo vastaa erinomaisesti kirjallisuudessa samanmerkkiselle moniliuskarajoittimelle määriteltyä dosimetrinen aukon arvoa 1,51 mm [27]. Kiihdytysjännitteelle 15 MV ei dosimetrinen aukon referenssiarvoa löytynyt.

Intensiteettimuokattu sädehoito on uusi menetelmä, eikä sen käytöstä ole vielä pitkäaikaisia kokemuksia. Menetelmän edut ovat kuitenkin ilmeiset ja IMRT otetaan varmasti lähitulevaisuudessa käyttöön useissa sairaaloissa. Tämän tutkielman puitteissa tutkitut Keski-Suomen keskussairaalassa IMRT-hoitoihin hankkimat järjestelmät ja mittalaitteet ovat toimivia ja tarkoituksenmukaisia.

8 Kirjallisuus

- [1] O. Pukkila (toim.), *Säteily- ja ydinturvallisuus 3: Säteilyn käyttö*, Säteilyturvakeskus, 2004.
- [2] T. K. Ikäheimonen (toim.), *Säteily- ja ydinturvallisuus 1: Säteily ja sen havaitseminen*, Säteilyturvakeskus, 2002.
- [3] J. Deng et. al, *Photon beam characterization and modelling for Monte Carlo treatment planning*, Physics in Medical Biology 45, 2000.
- [4] E. B. Podgorsak, *Radiation oncology physics: A handbook for teachers and students*, IAEA, Vienna, 2005.
- [5] J. Valve, J. Haanpää, J. Niemelä, R. Parviainen, *Sädehoitokiihdytin Varian Clinac 2100 C/D*, Keski-Suomen keskussairaala, 2002. Julkaisematon lähde.
- [6] H. Joensuu, M. Kouri, M. Tenhunen, *Intensiteettimuokattu sädehoito – uusi tekniikka parantane hoitotuloksia*, Duodecim 2001;117(4).
- [7] H. Järvinen, T. Komppa, S. Hyödynmaa, A. Ojala, P. Ruotsalainen, T. Väyrynen, *Sädehoitofysiikan sanasto*, Säteilyturvakeskus, 1997.
- [8] A. Kosunen, P. Sipilä, R. Parkkinen, I. Jokelainen, H. Järvinen, *Sädehoidon annosmittaukset Ulkoisen sädehoidon suurenergisten foton- ja elektronisäteilykeilojen kalibrointi*, Säteilyturvakeskus, 2005.
- [9] R. Mohan, *Intensity-Modulated Radiotherapy Part I: Planning and Delivery*, Handout for ASTRO 2000 Refresher Course, 42nd Annual Scientific Meeting of The American Society for Therapeutic Radiology and Radiation Oncology, Boston, 2000.
- [10] E. Boman, *Dynaamisen kiilan optimointi sädehoidon annossuunnittelussa*, Pro gradu-tutkielma, Kuopion yliopisto, 2001.

- [11] P. Manser, *Verification of Intensity Modulated Radiotherapy with an Amorphous Silicon Portal Imaging Device*, A thesis submitted to the Swiss federal institute of technology Zurich for the degree of Doctor of the Natural Sciences, 2003.
- [12] M. Tenhunen, *Kaksi vuotta intensiteettimuokkausta*, PowerPoint-esitys, HYKS Syöpätautien klinikka, 2002. Julkaisematon lähde.
- [13] G. A. Ezzell, J.M. Galvin, D. Low, J. R. Palta, I. Rosen, M. B. Sharpe, P. Xia, Y. Xiao, L. Xing & C. X. Yu, *Guidance document on delivery, treatment planning, and clinical implementation of IMRT: Report of the IMRT subcommittee of the AAPM radiation therapy committee*, Medical Physics 30, 2003.
- [14] *RapidArc™ - the next dimension in speed and precision*, http://www.varian.com/us/oncology/treatments/treatment_techniques/rapidarc/, viitattu 29.3.2008.
- [15] J. Bohsung, *The 2D-ARRAY seven29 A new way of dosimetric verification of IMRT beams*, Application note, PTW-Freiburg, 2005.
- [16] D. A. Low, W.B. Harms, S. Mutic ja J. A. Purdy, *A technique for the quantitative evaluation of dose distributions*, Medical Physics 25, 1998.
- [17] T. Depuydt, A. Van Esch & D.P. Huyskens, *A quantitative evaluation of IMRT dose distributions: refinement and clinical assessment of the gamma evaluation*, Radiotherapy and Oncology 62, 2002.
- [18] The Medical Physics Group, KFJ Hospital, Institute for Radiooncology, Vienna - Austria, <http://www.wienkav.at/kav/kfj/91033454/physik/irohome.htm>, viitattu 10.2.2008.
- [19] *User Manual 2D-ARRAYseven29 (T10024) and 2D-ARRAY (T10017)*, PTW-Freiburg, 2006.

- [20] B. Poppe, A. Blechschmidt, A. Djouguela, R. Kollhoff, A. Rubach, K. C. Willborn, D. Harder, *Two-dimensional ionization chamber arrays for IMRT plan verification*, Medical Physics 33 1005, 2006.
- [21] A. Van Esch, T. Depuydt, D. P. Huyskens, *The use of an aSi-based EPID for routine absolute dosimetric pre-treatment verification of dynamic IMRT fields*, Radiotherapy and Oncology 71, 2004.
- [22] D. Létourneau, M. Gulam, D. Y., M. Oldham, J. W. Wong, *Evaluation of 2D diode array for IMRT quality assurance*, Radiotherapy and Oncology 70, 2004.
- [23] G. Christ, *White polystyrene as a substitute for water in high energy photon dosimetry*, Medical Physics 22, 1995.
- [24] J. Secoa, P. M. Evans, *Assessing the effect of electron density in photon dose calculations*, Medical Physics 33, 2006.
- [25] *Reference Guide For Eclipse Algorithms*, Varian Medical Systems Inc., 2004.
- [26] J. Bohsung, *Hands on: Measurement of the dosimetric leaf gap*, Varian Medical Systems Inc., Varian – Charité IMRT School, 2007.
- [27] A. K. Bhardwaj, T. S. Kehwar, S.K. Chakarvarti, A. S. Oinam, S. C. Sharma, *Dosimetric and qualitative analysis of kinetic properties of millennium 80 multileaf collimator system for dynamic intensity modulated radiotherapy treatments*, Journal of Cancer Research and Therapeutics 3, 2007.
- [28] J. Bocanek, *Portal Dosimetry using Portal Vision*, Varian Medical Systems, 2003.
www.aifmcaldirola.net/2003_imaging_radioterapia/PDF/Varian%20BW.pdf, viitattu 10.2.2008.
- [29] R. Mohan, Q. Wu, M. Arnfield, R. Schmidt-Ullrich, *Intensity-Modulated Radiotherapy*, ASTRO American Society for Therapeutic Radiology and Oncology, 1998.

- [30] S. Qamhiyeh, *A Monte Carlo study of the accuracy of CT-numbers for range calculation in Carbon ion therapy*, Submitted to the Combined Faculties for the Natural Sciences and for Mathematics of the Ruperto-Carola University of Heidelberg, Germany for the degree of Doctor of Natural Sciences, 2007.