

Puolijohdediodit ulkoisen sädehoidon potilasannosmittauksissa

Laura Tuomikoski



Pro gradu -tutkielma
Jyväskylän yliopisto
Fysiikan laitos
Kesäkuu 2008

Kiitokset

Ensimmäiseksi haluan kiittää Pro gradu -tutkielmani ohjaajaa Maunu Pitkästä kärsivällisyydestä ja kannustuksesta, sekä saamastani loistavasta mahdollisuudesta tutustua sädehoidon maailmaan. Kiitän Simo Hyödynmaata hyviä ideoista tutkielmani kehittämiseksi ja innostuneesta osallistumisesta moniin hyödyllisiin keskusteluihin. Kiitokseni menevät myös kaikille muille Pikonlinnassa kesän 2007 aikana työskennelleille fyysikoille, joista jokainen on tavalla tai toisella auttanut tämän tutkielman hahmottumisessa. En myöskään halua unohtaa Pikonlinnan muuta henkilökuntaa, joka loi kotoisan ja lämminhenkisen työilmapiirin - kiitos siitä. Lopuksi haluan vielä kiittää Seppo Verhoa KOKSista, joka on hienovaraisesti patistanut ja auttanut minua eteenpäin kohti valmistumista.

Tiivistelmä

Sädehoidon aikana voidaan potilaaseen absorboitunutta säteilyannosta mitata erilaisin menetelmin. Tällaista potilasannosmittausta kutsutaan in vivo -dosimetriaksi, ja se on ainoa keino varmistaa, että potilas saa täsmälleen sellaisen säteilyannoksen kuin on suunniteltu. Tässä tutkielmassa perehdyttiin ulkoisen sädehoidon potilasannosmittauksiin puolijohdediodeilla. Diodimittausten virhelähteitä jäljitettiin käyttäen hyväksi Tampereen yliopistollisessa sairaalassa kerättyä, noin kuudensadan fotonikentän mittauksesta koostuvaa potilasannosmittausaineistoa. Jokaista mitattua absorboitunutta annosta verrattiin annosuunnittelussa laskettuun kenttäannokseen. Mittausmenetelmässä pyrittiin $\pm 5\%$:n tarkkuuteen.

Mittausaineistosta karsittiin suoraan pois virheellisiä tuloksia tuottaneet kiilakentät ja hoitopöydän alta tehdyt mittaukset. Systemaattista virhettä eliminoitiin jäljelle jääneestä aineistosta määrittämällä säteilytetyisyyden, kenttäkoon ja lämpötilan korjauskertoimet. Koko mittausaineisto poikkesi annosuunnittelussa määritetyistä vertailuarvoista keskimäärin $3,1\% \pm 10\%$ (1 SD). Korjatun mittausdatan keskimääräinen poikkeama referenssiarvoista oli $0,6\% \pm 4,8\%$. Mittaustuloksista 77 % mahtui $\pm 5\%$:n virhemarginaalin sisään. Loput virheelliset mittaustulokset aiheutuivat mittausteknisistä ongelmista, kuten diodin asettamisesta liian lähelle säteilykentän reunaa tai väärälle etäisyydelle säteilylähteestä.

Sisältö

1	Johdanto	1
2	Säteilyn fysiikkaa	3
2.1	Säteily ja sen vuorovaikutus aineen kanssa	3
2.1.1	Sähkömagneettinen säteily	4
2.1.2	Elektronisäteily	7
2.2	Säteilyn tuottaminen lineaarikiihdyttimellä	8
2.3	Sädehoidon dosimetriaan liittyviä käsitteitä	11
2.4	Säteilykeilan ominaisuuksia	13
2.4.1	Syväannos	14
2.4.2	Kenttäkoko ja säteilykeilan profiili	17
2.4.3	Isodoosit ja kiilakenttä	18
3	In vivo -dosimetria	20
3.1	Sädehoidon periaatteet	20
3.1.1	Sädehoitoketju	21
3.2	Dosimetriset menetelmät	23
3.2.1	Termoloistekiteet	24
3.2.2	Puolijohdediodit	24
3.2.3	MOSFET-ilmaisimet	25
3.2.4	EPID-dosimetria	26
4	Puolijohdediodit säteilyilmaisimina	27
4.1	Puolijohdefysiikkaa	27
4.1.1	Pn-liitos diodissa	29
4.2	Diodin puolijohdekomponentin herkkyysriippuvuudet	30

4.3	In vivo -dosimetriassa käytettävien diodien rakenne	32
5	Potilasannosmittaukset TAYS:ssa	34
5.1	Laitteisto	35
5.2	Diodien kalibrointi	35
5.3	Potilasannosten mittauskäytäntö	36
6	Virhelähteet diodimittauksissa	38
6.1	Diodin ominaisuuksiin liittyvät epätarkkuustekijät	38
6.2	Hoitogeometriaan liittyvät epätarkkuustekijät	40
6.3	Diodin asettelun merkityksestä	43
7	Mittausaineisto	46
7.1	Eclipse-annossuunnitteluohjelmistolla lasketut hoitokentät . . .	46
7.1.1	Korjauskertoimien vaikutus mittausaineistoon	48
7.2	”Muu annos” -ohjelmalla lasketut hoitokentät	54
7.3	Esimerkki mittaustarkkuudesta yksittäisessä hoitokohteessa: etu- rauhanen	55
8	Päätelmät	56

Luku 1

Johdanto

Sädehoito on monivaiheinen prosessi, jonka suunnitteluun ja toteutukseen osallistuu useita ammattiryhmiä yhteistyössä. Hoitoprosessin eri vaiheisiin voi liittyä epätarkkuustekijöitä, jotka aiheuttavat virheitä potilaan ulkoisessa sädehoidossa saamaan säteilyannokseen. Näitä virheitä voidaan havaita sijoittamalla säteilyilmaisimien potilaan iholle tai sisälle kehon onkaloihin sädehoidon aikana ja mittaamalla näin absorboituvaa säteilyannosta. Tällaista menetelmää kutsutaan in vivo -dosimetriaksi. Säteilyturvakeskus on julkaissut sädehoidon laadunvarmistusta käsittelevän säteilyturvaohjeen ST 2.1 [29], jossa suositellaan in vivo -dosimetriaa potilaiden säteilyannosten varmistamiseksi.

Itse mittaustilanteeseen liittyy kuitenkin monenlaisia virhetekijöitä, ja monissa Suomen sädesairaaloissa onkin luovuttu systemaattisista potilasannosmittauksista, koska käytetyt mittausmenetelmät on koettu liian epätarkoiksi. Mittauksia tehdään lähinnä muutamissa erikoistapauksissa, kuten koko kehon sädehoidon yhteydessä tai silloin kun halutaan valvoa kriittisen elimen, kuten silmän, saamaa säteilyannosta. Esimerkiksi Ruotsissa tilanne on toisenlainen, laki velvoittaa sädehoitoklinikat tekemään systemaattista in vivo -dosimetriaa. Tässä tutkielmassa syvennyttään Tampereen yliopistollisessa sairaalassa rutiinikäytössä olevaan in vivo -dosimetrian menetelmään: potilasannosmittauksiin puolijohdediodeilla. Työn tavoitteena on tunnistaa erilaiset diodimittauksiin liittyvät virhelähteet ja arvioida niiden vaikutusta mittaustuloksiin. Arvioinnin pohjana on Pikonlinnan syöpätautien yksikössä kesän 2007 aikana kerätty, noin kuudestasadasta mittaustuloksesta koostuva potilasannosten mit-

tausaineisto.

Aiheeseen tutustuminen aloitetaan säteilyfysiikan perusteista ja sädehoidossa lineaarikiihdyttimillä tuotettavien säteilykeilojen kuvaamisesta. Luvussa 3 käydään lyhyesti läpi sädehoidon periaatteet ja sädehoidon toteuttaminen vaihe vaiheelta. Tämä osio auttaa ymmärtämään sitä, miksi potilasannosmittauksia ylipäänsä tehdään. Seuraavaksi esitellään in vivo -dosimetrian yleisimmät menetelmät. Tarkemmin perehdytään puolijohdediodeihin ja niiden ominaisuuksiin säteilynilmaisimina luvussa 4. Tähän päättyy tutkielman teoreettinen osuus, seuraavaksi siirrytään tarkastelemaan diodimittauksia käytännössä. Aluksi selvitetään potilasannosmittausten kulku TAYS:ssa. Luvussa 6 eritellään mittaustuloksiin vaikuttavia virhetekijöitä ja määritetään muutamia korjauskertoimia systemaattisen virheen eliminoimiseksi mittaustuloksista. Lopuksi luvussa 7 esitetään kerätty potilasmittausaineisto ja sovelletaan siihen edellisessä kappaleessa määritettyjä korjauskertoimia.

Luku 2

Säteilyn fysiikkaa

Tämä tutkielma käsittelee säteilyn mittaamista puolijohdediodeilla. Aiheen teoreettinen tarkastelu pyrkii vastaamaan kahteen yksinkertaiseen kysymykseen; *mitä* diodeilla mitataan ja *miten*? Kysymyksistä ensimmäinen edellyttää perehtymistä sädehoidon fysiikkaan, siihen kuinka sädehoitokone eli lineaarikiihdytin toimii ja millaisia ominaisuuksia on säteilyllä, jota sillä tuotetaan. Tässä luvussa tarkastellaan juuri näitä seikkoja lähtien liikkeelle aivan säteilyfysiikan perusteista. Vastaus jälkimmäiseen kysymykseen hahmottuu vasta kahdessa seuraavassa luvussa, joissa käsitellään säteilyn mittaamista eri menetelmin.

2.1 Säteily ja sen vuorovaikutus aineen kanssa

Säteily voidaan jakaa kahteen eri luokkaan - sähkömagneettiseen säteilyyn ja hiukkassäteilyyn. Sähkömagneettinen säteily on valon nopeudella etenevää sähkömagneettista aaltoliikettä, joka koostuu fotoneista eli massattomista energiapaketeista. Hiukkassäteily voi koostua sähkövarauksellisista hiukkasista kuten elektroneista ja protoneista, tai varauksettomista hiukkasista kuten neutroneista. Tämän työn kannalta olennaisia ovat sähkömagneettinen ja elektronisäteily ja niiden vuorovaikutukset aineen kanssa. Säteilyn kulkiessa väliaineessa se vuorovaikuttaa aineen atomien kanssa ja siten luovuttaa niille energiaansa. Mikäli tämä energia on tarpeeksi suuri, säteily voi irrottaa elektroneja

väliaineen atomeista ja näin aiheuttaa ionisaatiota. Tällöin säteilyä kutsutaan ionisoivaksi säteilyksi. Säteilyn mittaaminen perustuu juuri atomien ionisaation tai virittymisen havainnointiin.

2.1.1 Sähkömagneettinen säteily

Fotonien vuorovaikutustapa aineen kanssa riippuu niiden energiasta. Tämä energia on suoraan verrannollinen sähkömagneettisen aaltoliikkeen taajuuden lauseen

$$E = h\nu = \frac{hc}{\lambda} \quad (2.1)$$

mukaisesti, jossa h on Planckin vakio ($h = 6,63 \cdot 10^{-34}$ Js), ν on aaltoliikkeen taajuus ja λ sen aallonpituus, c on valon nopeus tyhjiössä. Sähkömagneettinen säteily on välillisesti ionisoivaa, eli se vapauttaa väliaineeseen suorasti ionisoivia varauksellisia hiukkasia. Sädehoidossa käytettävillä energioilla elektroneja vapautuu väliaineeseen lähinnä kolmen vuorovaikutusprosessin kautta. Nämä prosessit ovat valosähköinen absorptio, Comptonin sironta ja parinmuodostus.

Valosähköisessä absorptiossa väliaineeseen saapuva fotoni luovuttaa kaiken energiansa yhdelle atomiin sidotulle elektronille, jonka seurauksena elektroni sinkoutuu ulos atomista. Elektronin saama liike-energia vastaa fotonin energiaa, josta on vähennetty elektronin sidosenergia atomissa. Jotta valosähköinen absorptio voisi tapahtua, tulee fotonin energian olla suurempi kuin atomiytimen elektroniin kohdistama sidosenergia. Pienillä fotonien energioilla elektroni sinkoutuu kohtisuoraan kulmaan fotonin tulo-suuntaan nähden, suuremmilla energioilla elektronin liikesuunta alkaa kääntyä samansuuntaiseksi fotonin tulo-suunnan kanssa. Valosähköisen absorptio todennäköisyys riippuu voimakkaasti väliaineen järjestysluvusta, eli elektronien määrästä atomissa.

Comptonin sironnassa fotoni vuorovaikuttaa vapaan elektronin kanssa. Tässä yhteydessä vapaalla elektronilla tarkoitetaan sellaista elektronia, jonka sidosenergia atomissa on huomattavasti pienempi kuin fotonin energia. Prosessissa fotoni törmää elektroniin ja luovuttaa tälle osan energiastaan. Elektroni lähtee törmäysimpulssin vaikutuksesta liikkeelle kulmassa θ fotonin alkuperäiseen

liikesuuntaan nähden ja fotonin siroaa kulmaan ϕ . Elektroni saa törmäyksessä liike-energian E ,

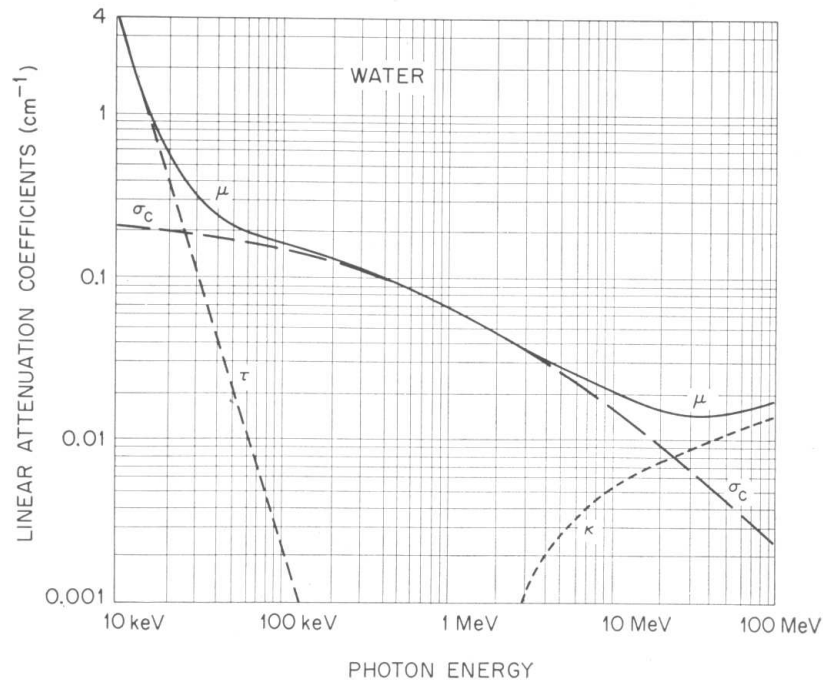
$$E = h\nu_0 \frac{\alpha(1 - \cos \phi)}{1 + \alpha(1 - \cos \phi)} , \quad (2.2)$$

missä $h\nu_0$ on fotonin alkuperäinen energia ja $\alpha = h\nu_0/m_0c^2$, jossa m_0c^2 on elektronin lepoenergia (511 keV). Koska energian täytyy säilyä prosessissa, fotonille jää energia $h\nu_0 - E$. Elektronin ja fotonin liikesuunnat saadaan relaatiosta

$$\cot \theta = (1 + \alpha) \tan(\phi/2) . \quad (2.3)$$

Parinmuodostus on mahdollinen prosessi, kun fotonin energia ylittää 1,022 MeV. Siinä fotonin hajoaa atomiytimen sähkömagneettisessa kentässä elektroniksi ja tämän antihukkaseksi eli positroniksi. Fotonin energia muuntuu siis elektronin ja positronin lepoenergiaksi eli massaksi $2 \cdot 511$ keV, ja ylijäämä puolestaan näiden hiukkasten liike-energiaksi. Syntynyt positroni menettää elektronin lailla jatkuvasti energiaansa kulkiessaan väliaineessa. Lopulta se annihiloituu eli yhdistyy vapaan elektronin kanssa tuottaen kaksi fotonia, joiden molempien energia on 511 keV. Liikemäärän säilymisen nojalla fotonit lähtevät liikkeelle vastakkaisiin suuntiin.

Neljäs vuorovaikutustapa fotoneille on elastinen sironta, jossa fotonin vuorovaikuttaa atomin elektronin kanssa niin, että fotonin kulkusuunta muuttuu hieman mutta energia pysyy samana. Koska tässä prosessissa energiaa ei siirry säteilystä väliaineeseen ja koska elastisen sirontan todennäköisyys korkeilla fotonien energioilla on hyvin pieni, se ei ole sädehoidon kannalta merkittävä prosessi. Korkeaenergiset fotonit voivat puolestaan aiheuttaa fotodydinreaktioita, joissa atomiydin absorboi fotonin lähettäen matkaan protonin tai neutronin. Näitä reaktioita tapahtuu kuitenkin sädehoidossa hyvin vähän suhteessa esim. parinmuodostukseen, joten ne jätetään yleensä huomioimatta. Todennäköisyys tietyn vuorovaikutusprosessin tapahtumiselle riippuu fotonin energiasta ja väliaineen järjestysluvusta. Yleisesti ottaen valosähköinen absorptio tapahtuu todennäköisimmin matalaenergisille fotoneille, Comptonin sironta on todennäköisin keskisuurilla ja parinmuodostus korkeilla fotonien energioilla. [15]



Kuva 2.1. Fotonisäteilyn lineaarisen vaimennuskertoimen muodostuminen vedessä eri vuorovaikutusprosessien summana. Sädehoidon energia-alueella (n. 20 keV - 30 MeV) comptionsironta on hallitseva vuorovaikutusprosessi. [30]

Sähkömagneettisen säteilyn vaimeneminen väliaineessa on eksponentiaalista. Se voidaan laskea relaation

$$I(x) = I_0 e^{-\mu x} \quad (2.4)$$

mukaisesti, jossa x on väliainekerroksen paksuus ja $I(x)$ sen läpi pääsevän säteilyn intensiteetti, I_0 on alkuperäinen säteilyn intensiteetti ja μ säteilylle ja aineelle ominainen lineaarinen vaimennuskerroin. Jokaiselle edellä kuvatulle vuorovaikutusprosessille on oma vaimennuskertoimensa, ja μ on niiden summa. Usein tämä vaimennuskerroin jaetaan väliaineen tiheydellä, jolloin saadaan massavaimennuskerroin μ/ρ . Eksponentiaalinen vaimeneminen pätee tarkasti ottaen vain yksienergiselle säteilylle. Monienergistä säteilyä kuvataan usein puoliintumispaksuuden avulla, jolla tarkoitetaan sitä väliainekerroksen paksuutta, jonka läpi fotonisäteilyn tulee kulkea jotta sen intensiteetti pienenee puoleen alkuperäisestä. Fotonisäteily vuorovaikuttaa harvasti

väliaineessa. Se etenee suoraviivaisesti ja on hyvin läpitukenavaa. Fotonit voivat kulkea pitkiäkin matkoja aineessa ilman vuorovaikutuksia.

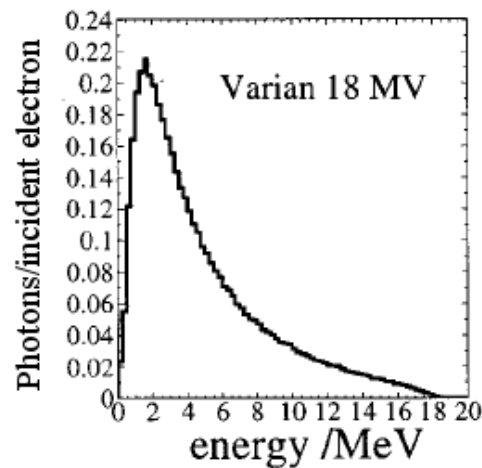
Kuvassa 2.1 on esitetty eri vuorovaikutusprosessien todennäköisyys vedessä fotonien energian funktiona. Tässä τ on valosähköisen absorptio, σ_c Compton-sironnan ja κ parinmuodostuksen aiheuttama lineaarinen vaimennuskerroin ja μ on näiden summasta koostuva kokonaisvaimennuskerroin. Valosähköinen absorptio on todennäköisin vuorovaikutustapa vedessä matalilla, alle 20 keV:n fotonien energioilla. Sen todennäköisyys pienenee voimakkaasti energian kasvaessa, ja noin 30 keV:n fotoneilla Compton-sironnasta alkaa selkeästi hallita. Kun fotonien energia ylittää 1,022 MeV, tulee parinmuodostus mahdolliseksi, mutta vasta yli 20 MeV:n energioilla se alkaa olla todennäköisempi vuorovaikutusprosessi kuin Compton-sironnasta. Kuvatussa säteilyn vaimenemisesta ja sironnasta voidaan kehon pehmytkudoksia approksimoida vedellä, sillä näiden väliaineiden elektronitiheydet ovat hyvin lähellä toisiaan. Sädehoidossa käytettävillä fotonien energioilla Compton-sironnasta on hallitseva vuorovaikutustapa. [4, 15]

2.1.2 Elektronisäteily

Koska elektronit ovat sähköisesti varattuja hiukkasia, ne vuorovaikuttavat jatkuvasti aineen atomiytimien ja niiden elektroniverhojen kanssa. Vuorovaikutusta säätelee Coulombin laki. Edetessään väliaineessa elektronit menettävät energiaansa sironnan ja jarrutussäteilyn kautta. Elektronien törmätessä väliaineen atomien elektroneihin siirtyy osa niiden energiasta kohde-elektroneille. Tämä aiheuttaa virityksiä ja ionisaatiota aineessa. Lisäksi alkuperäinen elektroni muuttaa liikesuuntaansa. Prosessia kutsutaan epäelastiseksi sironnaksi. Elektronit voivat sirota myös elastisesti atomin elektroniverhosta, jolloin elektronin energia pysyy samana mutta liikesuunta muuttuu.

Kiihtyvässä liikkeessä oleva sähkövarauksellinen hiukkanen lähettää sähkömagneettista säteilyä. Raskaan atomiytimen voimakentässä elektroni voi vuorovaikuttaessaan sähköisesti muuttaa jyrkästi suuntaansa. Tällöin se menettää energiaansa lähettäessään sähkömagneettista säteilyä, jota kutsutaan jarrutussäteilyksi. Elektroni voi luovuttaa energiansa fotonille joko osittain tai kokonaan, syntyvän jarrutussäteilyn energia on aina korkeintaan alkuperäisen

elektronin energian suuruinen. Tätä säteilymekanismia hyödynnetään sädehoidon lineaarikiihdyttimissä, joiden tuottama korkeaenerginen fotonisäteily on jarrutussäteilyä. Kuvassa 2.2 on esitetty tällaiselle jarrutussäteilylle tyypillinen jatkuva energiaspektri. Matalan järjestysluvun aineissa, kuten vedessä ja kudoksissa, jarrutussäteilyn muodostuminen on vähäistä törmäyksiin verrattuna. Koska varaukselliset hiukkaset kokevat jatkuvan sähköisen vuorovaikutuksen aineessa, niillä on äärellinen, hiukkasen energiasta riippuva kantama väliaineessa. Elektronien liikeradat ovat sironnan vuoksi mutkittavia. [15]



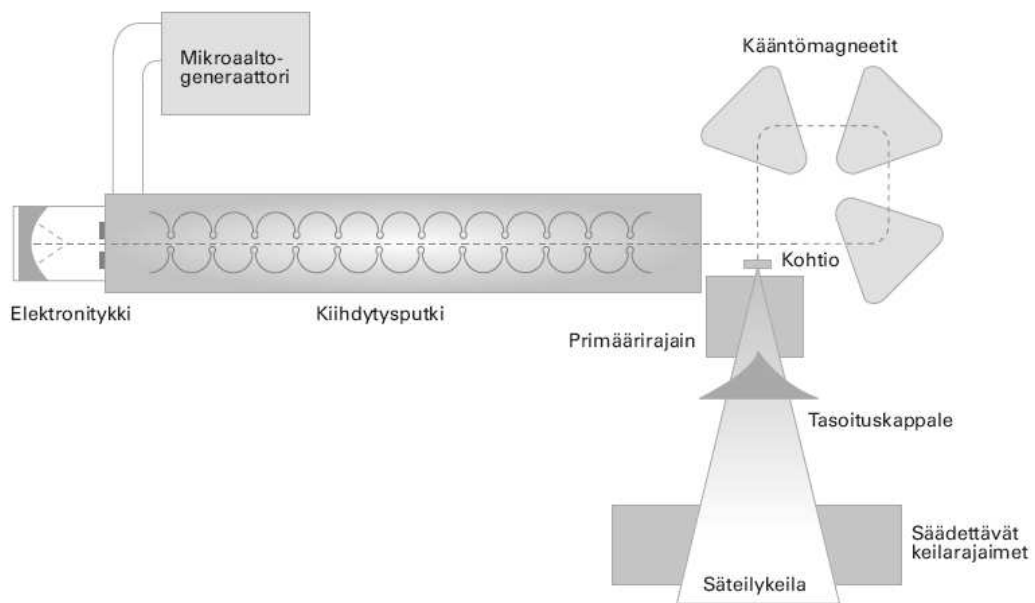
Kuva 2.2. Tyypillinen lineaarikiihdyttimellä tuotetun fotonikeilan energiaspektri. Kuvan spektri on laskettu Varianin kiihdyttimen 18 MV:n fotoneille Monte Carlo-simulaatiota käyttäen. [27]

2.2 Säteilyn tuottaminen lineaarikiihdyttimellä

Ulkoisessa sädehoidossa käytetään tyypillisesti fotoni- tai elektronisäteilyä, joka tuotetaan lineaarikiihdyttimellä. Siinä elektronit kiihdytetään sähkökentän avulla lähes valon nopeuteen. Tuotettu korkeaenerginen elektronisuihku voidaan ohjata suoraan hoidettavaan kohdealueeseen tai se voidaan törmäyttää raskasmetallikohtioon, jolloin syntyy sähkömagneettista säteilyä. Koska

elektronien kantama väliaineessa on lyhyt, elektronisäteilyä käytetään pinnallisten kudoksien hoitoon. Jos puolestaan kohdealue sijaitsee syvällä kehossa, tarvitaan fotonisäteilyä, joka läpäisee kudoksia paremmin kuin elektronit. Useimmin sädehoidossa käytetään fotoneja.

Sädehoidossa käytettävän lineaarikiihdyttimen näkyvin osa on kanturi, joka sisältää säteilyn tuottamiseen ja säteilykeilan muotoiluun liittyviä komponentteja. Kanturi pyörii 360° potilaan ympäri, jolloin potilasta voidaan säteilyttää eri suunnista. Pistettä, jossa säteilykeilan keskiakseli leikkaa kanturin pyörimisakselin kutsutaan isosentriksi.



Kuva 2.3. Lineaarikiihdyttimen toimintaperiaate. [21]

Kuvassa 2.3 näkyy yksinkertaistettu poikkileikkaus lineaarikiihdyttimestä. Elektronitykissä tuotetaan kiihdytettäviä elektroneja metallilangasta kuumentamalla. Nämä elektronit siirretään kiihdytinputkeen modulaattorista saatavan tasajännitepulssein avulla. Samanaikaisesti mikroaaltogeneraattori tuottaa

pulssitettuja mikroaaltoja, jotka ohjataan myös kiihdytinputkeen. Tyhjiöputkeen syntyy laitteen rakenteesta riippuen joko seisova tai etenevä sähkömagneettinen aalto, josta putkeen syötetyt elektronit saavat liike-energiaa ja kiihtyvät suureen nopeuteen. Elektronit tulevat putkesta ulos ohuena, pulssitettuna suihkuna, jonka halkaisija on millimetrin luokkaa. Korkeiden energioiden kiihdytinputket ovat sen verran pitkiä, että ne on sijoitettava vaakatasoon. Tällöin elektronisuihku on käännettävä magneettien avulla 90° tai 270° .

Kiihdytyksen jälkeen elektronisuihku ohjataan ns. hoitopäähän, jossa se muokataan halutunlaiseksi säteilykeilaksi. Tätä varten elektronit kulkevat joko metallikohtion tai sirontakalvon läpi, riippuen siitä, halutaanko käyttää fotonivai elektronisäteilyä. Raskasmetallikohtioon törmätessään elektronit menettävät nopeasti liike-energiaansa, joka muuntuu jarrutussäteilyksi. Syntyy suurienergistä fotonisäteilyä, jolla on jatkuva energiaspektri. Fotonien keskimääräinen energia on noin kolmasosa jarrutussäteilyn maksimienergiasta, joka on yhtä suuri kuin elektronien energia ennen törmäystä. Primaarisuihkon elektronit absorboituvat kohtioon ja jarrutussäteily siroaa kaikkiin avaruuskulmiin, mutta suurin osa siitä jatkaa kuitenkin matkaa elektronien liikesuunnassa. Välittömästi kohtion jälkeen sijaitsee primäärirajain, joka rajaa fotoneista kartionmallisen säteilykeilan.

Fotonisäteilyn intensiteetti on suurimmillaan rajatun keilan keskiakselilla, ja se pienenee kohti reunoja. Tämän vuoksi fotoneille käytetään metallista tasoituskappaletta, joka on paksuimmillaan säteilykeilan keskiakselilla ja ohenee reunoille päin. Kappale tasoittaa säteilyn intensiteettijakaumaa absorboimalla siitä osan. Samalla fotonisäteilyn keskimääräinen energia kasvaa, sillä tasoituskappale absorboi eniten matalaenergisiä fotoneja. Elektroneilla hoidettaessa tasoituskappaleen tilalla on ohut metallinen sirontakalvo. Kiihdytysputkesta ulos saatava kapea elektronisuihku viedään sirontakalvon läpi, jolloin suihku leviää ja hiukkaset jakautuvat tasaisesti säteilykeilaan.

Seuraavaksi säteily kulkee monitorikammion läpi, joka koostuu yhdestä tai useammasta ionisaatiokammioista. Kammioiden avulla tarkkaillaan säteilyn annosnopeutta, annosta ja säteilykeilan symmetriaa. Fotonikeila rajataan lopullisesti halutun kokoiseksi suorakaiteen tai neliön muotoiseksi säteilyken-

täksi säädettävillä keilanrajoittimilla. Lisäksi nykyaikaisissa kiihdyttimissä on moniliuskarajoitin (MLC, *engl. multi-leaf collimator*), jonka kapeiden rajoitinliuskosten avulla kenttiä voidaan muokata epäsäännöllisen muotoisiksi. Moniliuskarajoittimilla on myös mahdollista muuttaa kentän muotoa säteilytyksen aikana, jolloin puhutaan IMRT:stä (*engl. intensity modulated radiation therapy*). Elektronisäteily rajataan erillisillä keilanasettimilla hoitopään ulkopuolella. Rajaamisen tulee tapahtua mahdollisimman lähellä hoitokohdetta, sillä elektronit muuttavat herkästi kulkusuuntaansa sirotessaan ilman molekyyleistä. [15, 21]

Hoitopäässä sijaitsee myös kenttävalo, eli peilin avulla säteilyn kulkusuuntaan heijastettu valokeila, joka säteilytettävällä pinnalla on yhtenevä varsinaisen säteilykentän kanssa. Valokenttään on heijastettu keskiristi, joka osoittaa säteilykeilan keskiakselin paikan kentässä. Toinen potilaan asettelua helpottava optinen apuväline on mitta-asteikkovalo, joka ilmaisee SSD:n, eli etäisyyden säteilykeilan akselilla säteilylähteen etupinnasta potilaan iholle.

Yhdellä lineaarikiihdyttimellä voidaan yleensä tuottaa useita eri elektronienergioita ja niiden lisäksi yksi tai kaksi erilaista fotonikeilaa. Elektronikeilat ovat lähestulkoon yksienergisiiä, tyypillisesti välillä 4 – 25 MeV. Koska fotonikeilat ovat monienergisiiä, niitä kuvataan sillä nimellisjännitteellä, jolla elektronit on niiden tuottamiseksi tyhjiöputkessa kiihdytetty, esim. 6 MV tai 18 MV.

2.3 Sädehoidon dosimetriaan liittyviä käsitteitä

Käydään seuraavaksi läpi muutamia säteilyyn ja sen mittaamiseen liittyviä käsitteitä. Määritellään aluksi joitakin tarpeellisia suureita. Fotonisäteilyä kuvataan usein *hiukkaskertymän* Φ avulla,

$$\Phi = \frac{dN}{da} , \quad (2.5)$$

missä dN on ympyrän muotoiseen pinta-ala da saapuvien fotonien määrä. *Hiukkasvuon tiheys* φ on hiukkaskertymän muutos aikayksikössä dt ,

$$\varphi = \frac{d\Phi}{dt} . \quad (2.6)$$

Dosimetriassa hyvin käyttökelpoinen suure on *energiakertymä* Ψ , joka mittaa hiukkasten alueeseen da tuomaa säteilyenergiaa R ,

$$\Psi = \frac{dR}{da} . \quad (2.7)$$

Energiakertymä voidaan vielä jakaa aikayksiköllä, jolloin saadaan *energiakertymänopeus* ψ ,

$$\psi = \frac{\Psi}{dt} . \quad (2.8)$$

Absorboitunut annos on sädehoidon kansainvälisesti käytetty annosuure. Tämä suure kuvaa parhaiten säteilyn aiheuttamien vaurioiden määrää kudoksissa. Absorboitunut annos on keskimääräinen ionisoivasta säteilystä tarkastelukohteeseen siirtynyt energia $d\bar{\epsilon}$ massayksikköä dm kohti,

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm} . \quad (2.9)$$

Absorboituneen annoksen yksikkö on gray [Gy], $1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg}$. Keskimääräinen siirtynyt energia määritellään kaikkien tarkastelukohteeseen saapuvien ja siitä poistuvien ionisoivien hiukkasten säteilyenergioiden erotuksen avulla. Tähän lisätään vielä kohteessa vuorovaikutusprosesseihin osallistuvien hiukkasten ja atomiydinten sidosenergioiden kokonaismuutos ΣQ , joka on positiivinen kun sidosenergiaa vapautuu ja negatiivinen kun sidosenergia aineessa kasvaa. Keskimääräistä energiaa voidaan siis kuvata lausekkeella [12]

$$d\bar{\epsilon} = R_{\text{sisään}} - R_{\text{ulos}} + \Sigma Q . \quad (2.10)$$

Absorptioannosnopeus on absorboituneen annoksen muutos aikayksikössä,

$$\dot{D} = \frac{dD}{dt} . \quad (2.11)$$

Sädehoidossa annosnopeus ilmoitetaan yleensä yksiköissä [Gy/min].

Varauksisten hiukkasten tasapaino on tila, jossa jokainen säteilytettävän aineen tilavuusalkiosta poistuva varauksellinen hiukkanen korvautuu tilavuusalkioon tulevalla identtisillä hiukkasella.

Monitoriyksikkö (MU) on lineaarikiihdyttimen annosmonitorikammion herkyyttä kuvaava yksikkö. Sädehoitokone annostelee hoitoannoksen MU-yksiköissä. Tietyn annoksen tuottamiseen tarvittavat monitoriyksiköt määritetään lineaarikiihdyttimen annoskalibroinnissa. Suhde MU/Gy riippuu säteilykentän parametreista, sen arvot tietyissä kenttägeometrioissa annetaan jokaiselle hoitokoneelle ominaisessa annostaulukossa. Jokaisen yksilöllisen sädehoitosuunnitelman monitoriyksiköt voidaan laskea joko tietokonepohjaisella annosuunnitteluohjelmalla tai käsin. [13, 26]

2.4 Säteilykeilan ominaisuuksia

Tarkastellaan seuraavassa lineaarikiihdyttimellä tuotettujen fotonikeilojen ominaisuuksia. Ensimmäiseksi tulee mainita, että kiihdyttimen fotonikeilat eivät koskaan koostu pelkästään fotoneista, vaan niissä on aina mukana jonkin verran elektronikontaminaatiota. Nämä sekundaarielektronit syntyvät kun fotonit vuorovaikuttavat hoitopään rakenteiden, kuten keilanrajoittimien, tai ilman kanssa. Kontaminaatioelektroneilla on merkittävä vaikutus fotonikeilan annosjakauman muodostumisessa. Sama pätee kääntäen elektronikeiloihin, niissä on aina mukana jarrutussäteilynä syntyneitä kontaminaatiofotoneja.

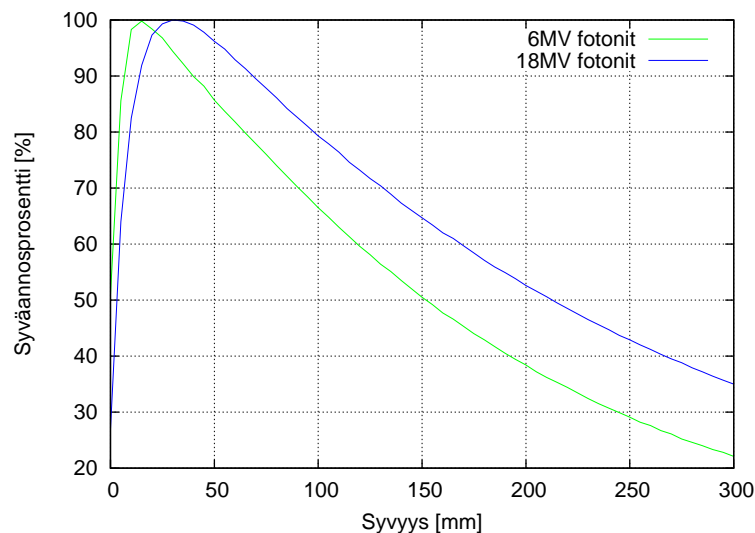
Sädehoidon fotonikeilat ovat divergoivia, eli ne hajaantuvat pienestä alueesta kohtiassa, jota kutsutaan fokukseksi. Pistemäisen säteilylähteen lähettämän fotonisäteilyn hiukkaskertymä tietyllä etäisyydellä lähteestä on kääntäen verrannollinen kyseisen etäisyyden neliöön. Tätä kutsutaan etäisyyden neliölakiksi. Vaikka lineaarikiihdyttimen jarrutussäteilyä lähettävä fokus ei ole pistemäinen, sädehoidossa käytettävät SSD:t ovat käytännössä niin suuria (yli 70 cm), että fokuksen dimensiot ovat merkityksettömät tarkasteltaessa fotonien hiukkaskertymää hoitoetäisyyksillä [15]. Siksi etäisyyden neliölakia sovelletaan myös lineaarikiihdyttimellä tuotettuihin fotonikeiloihin. Väliaineessa etenevään fotonisäteilykeilaan vaikuttaa etäisyyden neliölain lisäksi säteilyn vaimeneminen ja sironta.

2.4.1 Syväannos

Kun säteily etenee aineessa, muuttuu aineeseen absorboitunut annos syvyyden funktiona. Säteilykentän keskiakselille absorboituvaa annosta kuvataan usein syväannosprosentilla P , joka ilmaisee mihin tahansa kentän keskiakselin pisteeseen absorboituneen annoksen D suhteessa jollakin tietyllä syvyydellä sijaitsevan referenssipisteen annokseen D_0 ,

$$P = \frac{D}{D_0} \cdot 100\% . \quad (2.12)$$

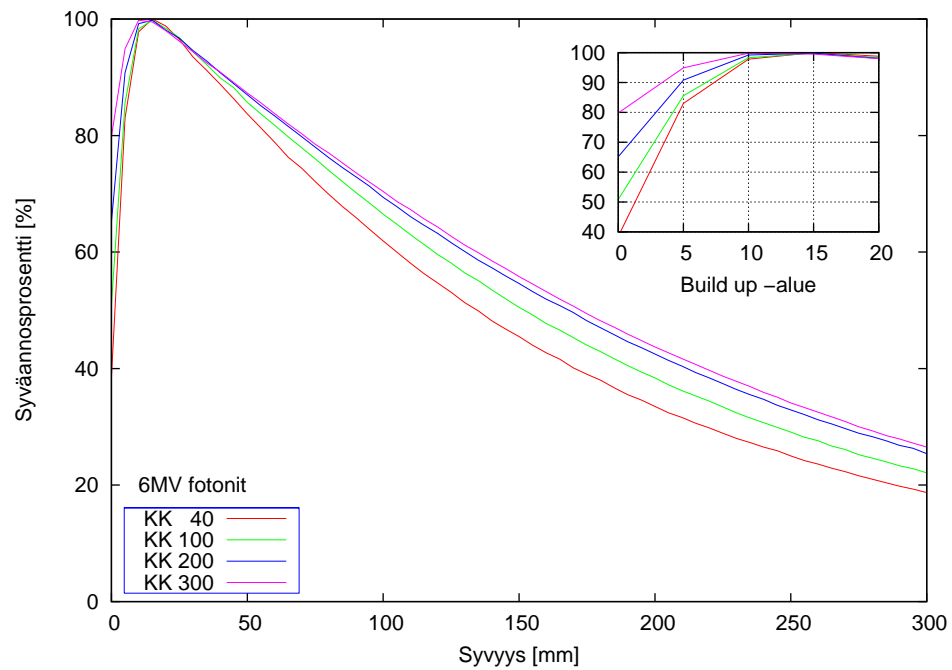
Sädehoidossa referenssipisteen syvyydeksi valitaan annosmaksimin syvyys, eli kohta, jossa aineeseen absorboituva annos on suurimmillaan. Säteilykentän keskiakselin annosjakauma voidaan kuvata syväannoskäyränä. Annosjakauksen muotoon vaikuttavat säteilylaji, säteilyn energia, kentän koko ja muoto sekä SSD. Kuva 2.4 esittää 6 ja 18 MV:n fotonisuihkujen syväannoskäyrät vedessä $10 \times 10 \text{ cm}^2$:n kenttäkoolla kun $\text{SSD} = 100 \text{ cm}$. Säteilykentän tuottamaa absorboitunutta annosta keilan keskiakselilla annosmaksimin syvyydessä kutsutaan kenttäannokseksi.



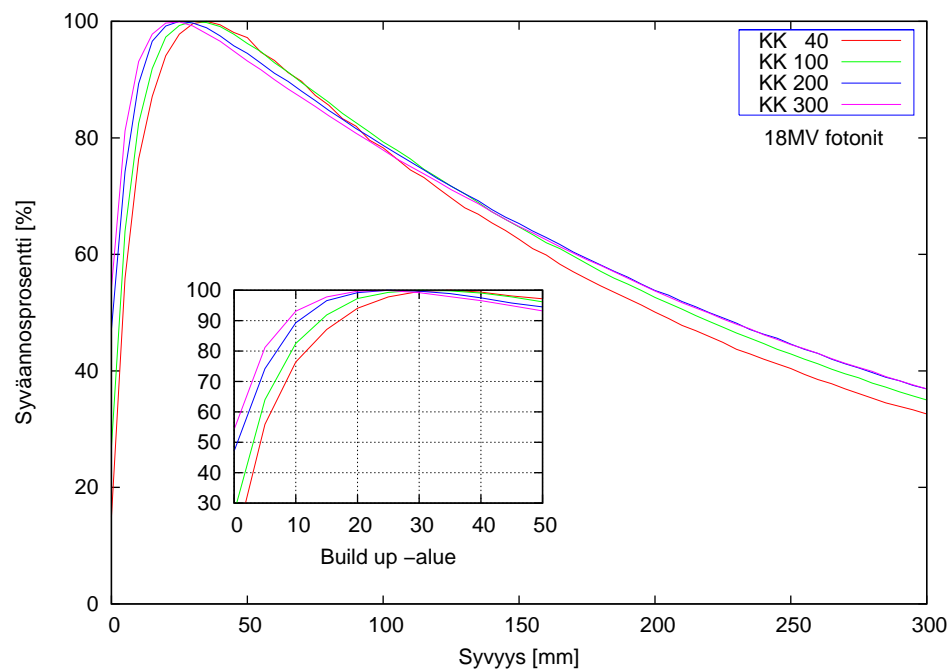
Kuva 2.4. 6 ja 18 MV:n fotonien syväannoskäyrät vedessä, kenttäkoko $10 \times 10 \text{ cm}^2$, $\text{SSD} = 100 \text{ cm}$.

Kuvasta 2.4 nähdään, että absorboitunut annos aivan veden pinnassa on huomattavasti annosmaksimia pienempi. Tämä ns. pinta-annos on alhaisempi suuremmille fotonien energioille. Annosmaksimia edeltävää aluetta, jossa absorboitua annos kasvaa syvyyden funktiona, kutsutaan build up -alueeksi. Annosjakauman muoto voidaan selittää aineeseen vapautuvien sekundaarielektronien avulla. Fotonisäteily vapauttaa nopeita elektroneja väliaineeseen valosähköisen ilmiön, Compton-sironnan ja parinmuodostuksen kautta. Nämä elektronit ehtivät kulkeutua tietyn matkan aineessa luovuttaen samalla energiaansa. Sekundaarielektronien kertymä ja näin ollen myös absorboitunut annos kasvaa syvyyden myötä, kunnes saavutetaan annosmaksimi. Fotonien hiukkaskertymä kuitenkin pienenee kuljetun etäisyyden myötä säteilyn vaimenemisen ja etäisyyden neliölain vuoksi. Tällöin myös sekundaarielektroneja syntyy vähemmän ja maksimin saavuttamisen jälkeen syväannos alkaa laskea. Mitä korkeampi energia fotonisuihkulla on, sitä vähemmän se vuorovaikuttaa ja vaimenee kulkiessaan väliaineessa. Korkeammilla energioilla annosmaksimin paikka siirtyy syvemmälle aineessa, ja maksimin jälkeinen syväannosprosentti on korkeampi.

Fotonikeilan energian lisäksi säteilykentän koko vaikuttaa syväannoskäyrän muotoon. Suurilla kentillä annosprosentti build up -alueella kasvaa. Tämä johtuu siitä, että suurissa kentissä on enemmän keilanrajoittimen reuna-alueilla ja ilmassa syntyneitä kontaminaatioelektroneja, jotka kasvattavat pinta-annosta. Suurien kenttien annosmaksimi on lähempänä pintaa kuin pienien kenttien. Pinta-annoksen kertymiseen vaikuttavat lisäksi ilmasta ja hoitopäästä kenttään sironneet matalaenergiset fotonit ja syvemmältä väliaineesta takaisin pintaan sironneet fotonit. Hoitokenttään saapuu sitä enemmän sironneita fotoneja, mitä suurempi on kenttäkoko. Väliaineessa sironneiden fotonien määrä myös kasvaa syvemmälle aineeseen edetessä. Siksi annosmaksimin jälkeisellä syväannoskäyrän laskevalla osalla suurien kenttien annosprosentti on korkeampi kuin pienien. Tämä kenttäkoon vaikutus on vähäisempi korkeaenergisille fotoneille, sillä ne siroavat aineessa vähemmän ja pienempiin kulmiin kuin matalaenergiset fotonit. Kuvassa 2.5 on 6 ja 18 MV:n fotonikeilojen syväannoskäyrät vedessä neljälle eri kenttäkoolle.



(a)



(b)

Kuva 2.5. Syväannoskäyrät (a) 6 MV:n ja (b) 18 MV:n fotoneille vedessä neljällä eri kenttäkoolla. KK-arvo ilmaisee neliökentän sivun pituuden yksiköissä [mm].

Myös SSD vaikuttaa syväannokseen. Hiukkaskertymä ja sen myötä annosnopeus pienenee etäisyyden neliölain mukaisesti, kun matka säteilylähteestä kasvaa. Pienillä SSD:n arvoilla annosnopeus laskee etäisyyden neliölain vaikutuksesta nopeammin kuin suurilla SSD:n arvoilla. Siksi lyhyemmillä etäisyyksillä absorboitunut annos pienenee nopeammin suhteessa referenssipisteen annokseen ja syväannoskäyrä laskee jyrkemmin. Tämän vuoksi sädehoidossa SSD:n arvot pidetään suurina (yli 70 cm), mutta toisaalta myös tarpeeksi pieninä, jotta kohteeseen saadaan riittävä annosnopeus. [15, 20]

2.4.2 Kenttäkoko ja säteilykeilan profiili

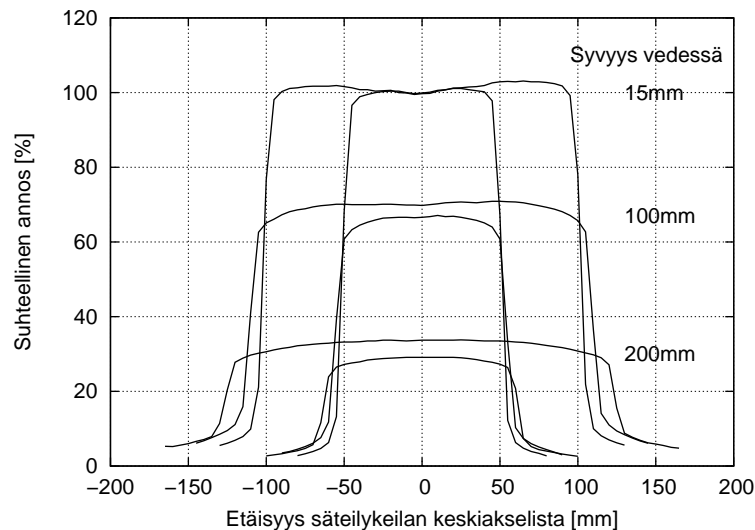
Fotonikeilasta rajataan halutun muotoinen hoitokenttä keilanrajoittimien ja MLC:n avulla. Mikäli näillä ei saada aikaan haluttua kentän muotoa, tai kun halutaan muotoilla elektronikenttiä, käytetään erillisiä muotoiltuja suojia, jotka kiinnitetään telineeseen hoitopään ja potilaan välissä. Kaikille mielivaltaisen muotoisille hoitokentille voidaan esittää vastaava neliön tai ympyrän muotoinen kenttä, jolla saadaan aikaan samanlainen syväannos. Vastaava neliökenttä suorakaiteen muotoiselle säteilykentälle voidaan laskea helposti yhtälön

$$\alpha_{eq} = \frac{2ab}{a+b} \quad (2.13)$$

avulla, jossa α_{eq} on vastaavan neliökentän sivun pituus ja a ja b ovat suorakulmion sivujen pituudet. Tämä perustuu ns. Dayn sääntöön, jonka mukaan näille eri muotoisille kentille suhde A/P , eli pinta-ala jaettuna kentän piirillä, tulee olla sama [15]. Kentän reuna määritellään käyttäen hyväksi säteilyn annosjakamaa kohtisuorassa tasossa keilan keskiakselin suhteen. Hoitokentän reuna sijaitsee paikassa, jossa annos on 50 % kentän keskiakselin annoksesta.

Kolmiulotteisen annosjakaman määrittämiseksi aineessa tarvitaan syväannoskäyrän lisäksi tietoa siitä, kuinka annos muuttuu kun siirrytään pois päin säteilykeilan keskiakselilta. Kuvassa 2.6 on tyypilliset 6 MV:n fotonikeilan profiilit mitattu kahdelle eri kenttäkoolle 15 mm:n, 10 cm:n ja 20 cm:n syvyyksillä vedessä. Siinä absorboitunut annos on esitetty suhteessa kyseisen kent-

täkoon fotonikeilan syväannokseen keskiakselilla. Profiilissa näkyy tasainen keskialue, jonka reunoilla annos laskee jyrkästi. Keskialueen tasaisuuteen vaikuttavat kohtiossa käytetty materiaali, siihen törmäytettävien elektronien energia ja tasoituskappaleen ominaisuudet. Jyrkästi laskevan annoksen aluetta profiilissa kutsutaan puolivarjoksi, sen muotoon vaikuttavat keilanrajoittimien läpi pääsevä säteily, säteilylähteen koko ja säteilytettävässä kohteessa siroavat hiukkaset. Kuvasta 2.6 nähdään, että annosprofiili annosmaksimin syvyydessä on tasaisempi pienemmällä kenttäkoolla. Tämä johtuu siitä, että fotonikeilan energiakertymä laskee kun etäisyys keskiakselilta kasvaa. Fotonikeilan tasoituskappale on yleensä suunniteltu niin, että se antaa tasaisen profiilin 10 cm:n syvyydellä vedessä. [20]



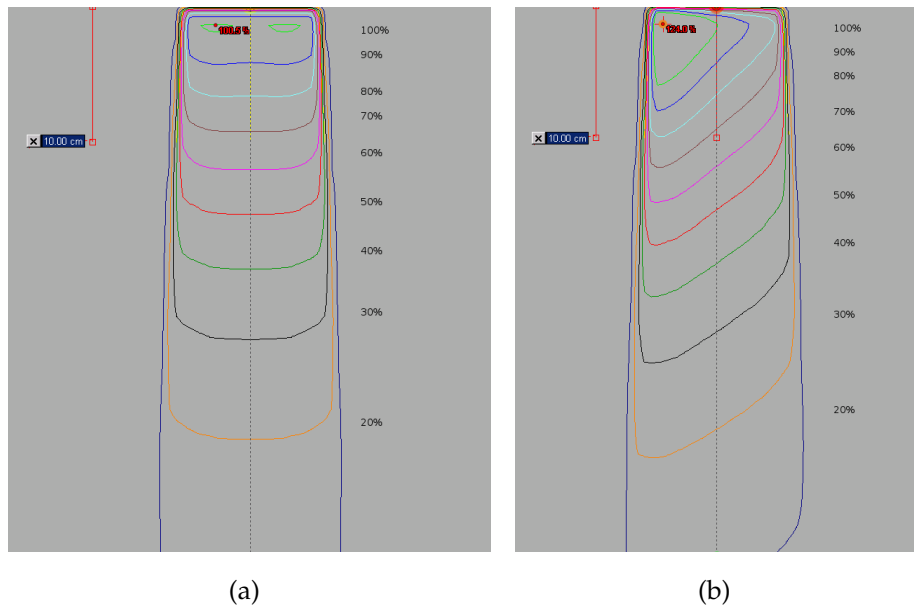
Kuva 2.6. 6 MV:n $10 \times 10 \text{ cm}^2$:n ja $20 \times 20 \text{ cm}^2$:n fotonikenttien profiilit 15 mm:n (d_{\max}), 1 cm:n ja 2 cm:n syvyyksillä vedessä.

2.4.3 Isodoosit ja kiilakenttä

Sädehoidon annossuunnittelussa kohdealueeseen absorboitunutta annosta arvioidaan isodoosikäyrien avulla. Ne ovat käyriä, jotka saadaan yhdistämällä saman annoksen saavat pisteet säteilytettävässä kohteessa. Isodoosit ilmaistaan usein annosprosenttina suhteessa tietyn referenssipisteen annokseen.

Kuvassa 2.7(a) on annossuunnitteluohjelmalla laskettu 6 MV:n fotonien $10 \times 10 \text{ cm}^2$:n kentän isodoosikäyrästä vedessä. Tässä 100 %:n isodoosi on määritetty annoksena säteilykentän keskiakselilla annosmaksimin syvyydessä.

Joskus fotonikentän annosjakaumaa on tarpeellista muuttaa epätasaiseksi niin, että kentän toiseen reunaan saadaan korkeampi annos kuin toiseen. Tällainen vino annosjakauma voidaan saada aikaan kiilan avulla. Kiila voi olla mekaaninen, kiilan muotoinen metallikappale, jonka läpi fotonikeila suodatetaan. Yleisemmin käytössä ovat dynaamiset kiilat, jotka saadaan aikaan liikuttamalla säädettävää keilanrajoitinta säteilytyksen aikana kentän reunasta toiseen. Kiilakulma määrittellen kulmaksi, johon isodoosikäyrä tietyllä syvyydellä vedessä on kallistunut suhteessa säteilykentän keskiakseliin normaaliin. Määrittelysyvyytenä on usein 10 cm. Kiilakentän muodostama isodoosikäyrästä 6 MV:n fotoneille $10 \times 10 \text{ cm}^2$:n kentällä on esitetty kuvassa 2.7(b). Käytetty kiilakulma on 45° . Dynaamisilla kiiloilla saadaan aikaan kulmia väliltä $0^\circ - 60^\circ$.



Kuva 2.7. Isodoosikäyrästä Eclipse-annossuunnitteluohjelman laskemana 6 MV:n fotonikeilalle $10 \times 10 \text{ cm}^2$:n kenttäkoolla (a) ilman kiilaa ja (b) 45° :n kiilalla.

Luku 3

In vivo -dosimetria

Sädehoidon in vivo -dosimetrialla tarkoitetaan potilaaseen absorboituneen säteilyannoksen mittaamista sädehoidon aikana. Tällainen potilasannosmittaus on ainoa keino varmistaa, että potilas saa juuri sellaisen hoitoannoksen kuin on suunniteltu. Säteilyturvakeskus on julkaissut sädehoidon laadunvarmistusta käsittelevän säteilyturvaohjeen ST 2.1 [29]. Tämän ohjeen mukaan jokainen yksilöllinen annossuunnitelma tulee tarkastaa annossuunnittelujärjestelmästä mahdollisimman riippumattomalla menettelyllä. Lisäksi on määrätty, että jokaiseen koko kehon sädehoitoon on sisällyttävä in vivo -annosmittaus. Myös muissa hoidoissa Säteilyturvakeskus suosittelee in vivo -annosmittausta käytettäväksi. Pohjustuksena potilasannosmittauksiin käydään tässä luvussa ensin läpi sädehoidon kulku yleisesti.

3.1 Sädehoidon periaatteet

Säteilyn vuorovaikutukset kudoksessa käynnistävät kemiallisia reaktioita, joiden tuloksena yksittäisiä soluja tuhoutuu ja kudoksesta vaurioituu. Syöpäkasvainsolut eivät pysty uusiutumaan ja korjaamaan säteilyn aiheuttamia vaurioita yhtä tehokkaasti kuin terveet solut. Tähän ominaisuuteen perustuu sädehoidon vaikutus. Sädehoito jaetaan yleensä useisiin pienempiin annoksiin eli fraktioihin, jolloin normaalikudos ehtii toipua ja uusiutua fraktioiden välillä syöpäkudosta paremmin. [16]

Sädehoidon suunnittelussa lääkäri määrittää hoidon kohdealueen ja siihen halutun säteilyannoksen. Tämän säteilyannoksen tulee kattaa mahdollisimman hyvin ja oikean suuruisena koko kohdealue. Kansainvälisten suositusten mukaan sädehoidon epätarkkuuden tulisi korkeintaan keskimäärin olla $\pm 5\%$, eli kohdealueeseen absorboitunut annos saisi poiketa suunnitellusta annoksesta keskimäärin korkeintaan viisi prosenttia [19]. Ulkoista sädehoitoa käytettäessä myös normaalikudokset altistuvat aina säteilylle. Annossuunnittelu tulee toteuttaa niin, että normaalikudosten saama säteilyannos on mahdollisimman pieni.

3.1.1 Sädehoitoketju

Ulkoisessa sädehoidossa on monta eri vaihetta ennen varsinaista hoitoa. Aluksi tehdään päätös potilaan hoitoasennosta. Potilaan asennon tulee pysyä samana suunnittelukuvausten ja eri hoitokertojen ajan. Asennon varmistamiseksi käytetään apuvälineinä erilaisia muotteja, tyynyjä ja telineitä. Pään ja kaulan alueen hoidoissa käytetään erityistä termoplastisesta muovista valmistettua maskia. Sen avulla minimoidaan potilaan liike säteilytyksen aikana ja saadaan potilaan asettelu toistettua tarkasti eri hoitokerroilla.

Kun asento on päätetty, kohdealue kuvataan annossuunnittelua varten. Tavallisesti tähän käytetään tietokonetomografiaa, jolla saadaan riittävän tarkka kolmiulotteinen kuva kohteesta. Tomografialeikkeisiin määritetään kohdealue ja ns. kriittiset elimet hoidettavan alueen ympäristössä. Ulkoinen sädehoito annetaan kohdealueelle yhdestä tai useammasta suunnasta. Annossuunnittelussa käytetään tietokonepohjaista ohjelmaa, jossa leikekuviin asetellaan halutut hoitokentät. Suunnittelija päättää itse käytettävän säteilylajin, energian sekä kenttien suunnan ja muotoilun, jolloin ohjelma laskee annosjakauksen kohdealueessa ja tarvittavat monitoriyksiköt jokaiselle säteilykentälle. Periaatteenä on saada kohdealueelle mahdollisimman tasainen, lääkärin määräämä säteilyannos ja minimoida terveiden kudosten, erityisesti kriittisten elinten saama annos. IMRT –menetelmän suunnittelussa lähestymistapa on käänteinen; käyttäjä määrittää kohdealueeseen ja sen ympäristöön halutun annosjakauksen, ja ohjelma laskee moniliuskarajainten liikkeitä, joilla haluttu annosjakau-

ma saadaan aikaan.

Kaikkien potilaiden annossuunnitelmia ei kuitenkaan tehdä tietokonetomografialeikkeisiin. Joskus esim. palliatiivisissa eli oireenmukaisissa hoidoissa, joissa ei pyritä taudin parantamiseen, potilas voidaan kuvata konventionaalisessa simulaattorissa, mikäli sellainen on sairaalassa käytössä. Tällöin kohdealue ja hoitokentät voidaan määrittää suoraan simulaattorissa otetuista röntgenkuvista. Kenttien monitoriyksiköt lasketaan käsin tai yksinkertaisella tietokoneohjelmalla kiihdyttimen annostaulukoiden ja käytettävän säteilylaadun syväannoskäyrien avulla. Sädehoito voidaan toteuttaa isosentrisesti, eli säteilyä annetaan useista eri suunnista siten että säteilykenttien keskiakselit yhtyvät yhdessä pisteessä kasvaimen sisällä. Näin säästetään kasvainta ympäröiviä normaalikudoksia säteilyvaurioilta. Palliatiiviset hoidot toteutetaan usein vakioetäisyshoitoina, joissa käytetään kiinteää SSD:n arvoa potilaan iholla.

Viimeinen vaihe ennen varsinaista hoitoa on sädehoidon simulointi. Sen tehtävänä on määrittää isosentrin paikka potilaassa. Konventionaalinen sädehoidon simulaattori vastaa mekaanisilta ominaisuuksiltaan varsinaista sädehoitokoneetta, mutta korkeaenergisestä säteilystä sijaan se tuottaa vain matalaenergistä röntgensäteilyä. Lämpivalaisun ja röntgenkuvien avulla voidaan luisten rakenteiden perusteella määrittää isosentrin ja kenttien paikat potilaassa. Nykyään on yhä enemmän siirrytty simuloimaan tietokonetomografian avulla, jolloin potilaasta otetaan uusi leikekuvapakka ja isosentrin sijainti määritetään siitä. Monissa paikoissa käytetään vielä perinteistä simulaattoria ja tietokonetomografialaitetta rinnakkain. Simuloinnin yhteydessä potilaan iholle piirretään kohdistusmerkit. Sädehoidossa potilasasettelu tehdään kohdistamalla hoituhuoneen laservalot potilaan iholle piirrettyihin pisteisiin. Asettelu varmistetaan yleensä vielä ottamalla säteilykentistä hoidon yhteydessä erilliset konekuvat digitaalista konekuvausjärjestelmää (EPID, engl. *electronic portal imaging device*) käyttäen. [13]

Jokaisessa sädehoitoketjun vaiheessa voi tapahtua virheitä, jotka vaikuttavat potilaan sädehoidossa saaman kokonaisannoksen epätarkkuuteen. In vivo -dosimetrian avulla havaittavat virheet voidaan jakaa kolmeen luokkaan. Ensimmäinen niistä on inhimilliset virheet tiedon siirrossa, tavallisesti annos-

suunnittelun ja sädehoitokoneen välillä. Monesti palliativisten, yhden tai kahden vastakkaisen kentän hoitojen monitoriyksiköt lasketaan erillistä "kotitekoista" tietokoneohjelmaa käyttäen. Tässä tapauksessa kenttäparametrit eivät siirry automaattisesti hoidonvarmistusjärjestelmään, vaan ne joudutaan syöttämään sinne käsin, jolloin virheen mahdollisuus kasvaa. Potilasannosmittauksilla voidaan hoitotilanteessa huomata virhe monitoriyksiköissä, kiilan puuttuminen tai väärän kokoinen kiila, suojatelineen puuttuminen tai turha läsnäolo säteilykentässä ja joskus jopa väärä säteilyn laji tai energia. Toinen virheiden ryhmä liittyy sädehoidon laitteiston vikatiloihin. Muutokset kiihdyttimen säteilyntuotossa havaitaan helposti in vivo -dosimetrian mittauksissa. Lisäksi uuden annossuunnitteluohjelmiston käyttöönoton tai päivityksen jälkeen in vivo -dosimetrian avulla voidaan huomata virheitä ohjelmiston toiminnassa. Kolmas ryhmä sisältää potilaan väärästä asettelusta aiheutuvat virheet hoitokoneella. Käytännössä huomataan sellaiset virheet potilaan asettelussa, joissa hoidossa toteutuva SSD poikkeaa suunnitellusta. [6, 10]

3.2 Dosimetriset menetelmät

Potilasannosmittauksissa säteilyilmaisimella voidaan asettaa potilaan iholle, kehon onkaloihin tai potilaan taakse. Potilaan iholla mitataan joko tuloannosta, lähtöannosta tai molempia. Tuloannos (*engl. entrance dose*) on säteilykeilan keskiakselilla potilaan pinnalla säteilyn tulosuunnan puolella mitattu absorboitunut annos. Sekä fotonien että elektronien tuloannoksia voidaan mitata. Lähtöannos (*engl. exit dose*) mitataan vastaavasti säteilytetyn kohteen takapinnalla. Näistä kahdesta yhdessä voi myös laskea annoksen potilaan sisällä hoitokohteessa. In vivo -dosimetriaa käytetään yleisesti myös kriittiseen elimeen, kuten silmään, absorboituvan annoksen mittaamiseen.

IMRT-hoitojen yleistyminen asettaa uusia vaatimuksia laadunvarmistukseen potilastasolla. IMRT-hoitokentässä annosnopeus vaihtelee hoitokentän eri pisteissä. Tuloannoksen mittaaminen yhdessä pisteessä ei siis anna tarpeeksi informaatiota koko kentän annosjakaumasta. Yksittäisten pisteannosten mittaamisessa ongelmallista on ilmaisimen asettelu hoitokenttään, äärellisen kokoi-

sella ilmaisimella ei annosta tulisi mitata jyrkän annosgradientin kohdalla. IMRT-hoitojen laadunvarmistus on usein ratkaistu niin, että yksittäisen potilaan annossuunnitelma mitataan fantomissa pistemäisten ilmaisinten matriisilla.

Yleisimmin käytetyt välineet in vivo -potilasannosmittauksissa ovat termoloistekiteet, puolijohdediodit, MOSFET -ilmaisimet (*engl. metal oxide silicon field effect transistor*) ja elektroninen portaalikuvaus (EPID). Seuraavaksi esitellään lyhyesti nämä in vivo -dosimetrian eri menetelmät.

3.2.1 Termoloistekiteet

Termoloistedosimetriassa (TLD) säteilyannosta potilaan iholla mitataan pienillä termoloistekiteillä. Säteily saa aikaan kiteessä metastabiileja viritystiloja, siten osa absorboituneesta energiasta varastoituu kiteeseen. Säteilytyksen jälkeen kiteitä lämmitetään, jolloin syntyneet viritystilat purkautuvat lähettäen valoa, joka mitataan valomonistinputkella. Lämmitettäessä emittoituneen valon intensiteetti on verrannollinen kiteeseen absorboituneeseen säteilyannokseen. Termoloistekiteitä voidaan tehdä kudosekvivalentista materiaalista ja niitä on saatavana monessa muodossa, kuten jauheena, siruina tai sauvoina.

TL-dosimetria on menetelmänä hidas, sillä mittaustulos ei ole luettavissa välittömästi kiteen säteilytyksen jälkeen. Toisaalta taas tieto absorboituneesta annoksesta säilyy kiteessä varsin pitkään, lukuun ottamatta vähäistä signaalin heikkenemistä, joka johtuu huoneenlämmössä tapahtuvasta spontaanista valon emissiosta. Termoloistekiteen herkkyys on riippuvainen säteilyn energiasta ja annosnopeudesta. Menetelmän etuihin voidaan lukea ilmaisinten pieni koko ja se, ettei niitä tarvitse kytkeä kaapelilla elektrometriin. [6, 20]

3.2.2 Puolijohdediodit

Puolijohdediodi on p- ja n-tyyppisten puolijohhteiden liitos. Säteily tuottaa puolijohhteessa elektroni-aukko -pareja, jotka puolestaan tuottavat jännitesignaalin diodiin kytkettyyn elektrometriin. Sädehoidossa käytetään yleensä seostetusta piistä valmistettuja diodeja ilman ulkoista biasjännitettä. Diodin puolijohde-

sirun ympärillä on metallinen build up -kerros, jonka ansiosta absorboitunutta annosta voidaan mitata säteilyn syväannoskäyrän annosmaksimin kohdassa. Eri säteilylajeille ja energioille on omat diodinsa.

Diodit ovat suosittuja in vivo -dosimetriassa, sillä ne ovat erittäin herkkiä ilmaisimia, kohtalaisen pienikokoisia ja mekaanisesti stabiileja. Hyvin tärkeä ominaisuus on myös se, että diodin mittaustulos on välittömästi luettavissa. Mikäli mittauksessa havaitaan eroavaisuutta vertailuarvoon, voidaan hoitoparametrit tarkastaa kun potilas on vielä hoitopöydällä. Diodimittauksiin vaikuttavat kuitenkin puolijohteen sisäiset herkkyysriippuvuudet ja ilmaisimen rakenteesta aiheutuvat epätarkkuustekijät. Puolijohdefysiikkaan ja sädehoidossa käytettävien diodien ominaisuuksiin perehdytään syvällisemmin seuraavassa luvussa. [6]

3.2.3 MOSFET-ilmaisimet

Transistorissa on periaatteessa kaksi vastakkain asetettua diodia, siinä on pnp- tai npn-tyyppiset puolijohdet liitettyinä peräkkäin. MOSFET-dosimetrin säteilyherkkä alue on ohut piidioksidikerros, joka sijaitsee alumiinisen hilan alla. Hilan jännitettä säätämällä vaikutetaan transistorin nielun ja lähteen välisessä kanavassa kulkevan virran suuruuteen. Jotta transistori kytkeytyisi päälle tai pois päältä, tarvitaan tietyn suuruinen kynnysjännite. Kun ionisoiva säteily kulkee piidioksidikerroksen läpi, syntyy elektroni-aukko -pareja. Osa syntyneistä aukoista jää loukkuun oksidikerroksen alle aiheuttaen muutoksen hilan kynnysjännitteessä. Jännitteen muutos on verrannollinen absorboituneeseen annokseen.

MOSFETin herkkyys ei ainakaan merkittävästi riipu ilmaisimeen kumuloituneesta säteilyannoksesta tai mittaustilasta. Mittaustulos ei myöskään riipu säteilyn annosnopeudesta. Samalla MOSFET-ilmaisimella on mahdollista mitata kaikilla energia-alueilla, sillä säteilyn energia ei vaikuta ilmaisimen herkkyyteen. Transistoriin tarvitaan pieni biasjännite, joka vaikuttaa mitattavaan signaaliin. MOSFETin mittaustarkkuus on huonompi kuin esim. diodeilla, ja niiden käyttöikä on lyhyt. Pienen kokonsa ansiosta MOSFETit soveltuvat

hyvin ontelon sisäisiin annosmittauksiin ja jopa IMRT:n annosmittauksiin. Tu-
loannoksen mittaamista varten ilmaisimelle tulisi rakentaa build up -kerros
elektronitasapainon saavuttamiseksi, kaupallisesti valmistetuissa laitteissa ei
sellaista ole valmiina. [14, 20]

3.2.4 EPID-dosimetria

Elektronisia konekuvausjärjestelmiä käytetään varmistamaan potilaan oikea
asettelu sädehoitokoneella. Viime aikoina on keksitty yhdistää tämä ns. por-
taalikuvaus in vivo -dosimetriaan. Amorfisesta piistä valmistetun kuvauslevyn
avulla muodostetaan digitaalinen kuva säteilykentästä, joka voidaan muuntaa
tiedoksi lähtöannoksesta hoitokentän eri pisteissä. Tämän menetelmän suu-
rin haaste on EPID-järjestelmän riittävän tarkka kalibrointi, konekuvan muun-
taminen annoskuvaksi ei ole täysin yksinkertaista. EPID-dosimetria on lupaa-
va työkalu IMRT-hoitojen potilasannosmittauksiin. [8]

Luku 4

Puolijohdediodit säteilyilmaisimina

Seostetusta piistä valmistettuja puolijohdediodeja on käytetty yleisesti potilasannosmittauksiin noin 1980-luvulta lähtien. Ne soveltuvat absorboituneen annoksen mittaamiseen potilaan iholla sekä sisällä kehon onkaloissa. Diodilla mittaaminen on nopeaa ja helppoa. Ilmaisimen oikeaan asetteluun säteilykentässä tulee kuitenkin kiinnittää huomiota. Mahdollisimman tarkkojen annosmittausten saavuttamiseksi on puolijohdeilmaisimen herkkyysriippuvuudet myös otettava huomioon erilaisin korjauskertoimin.

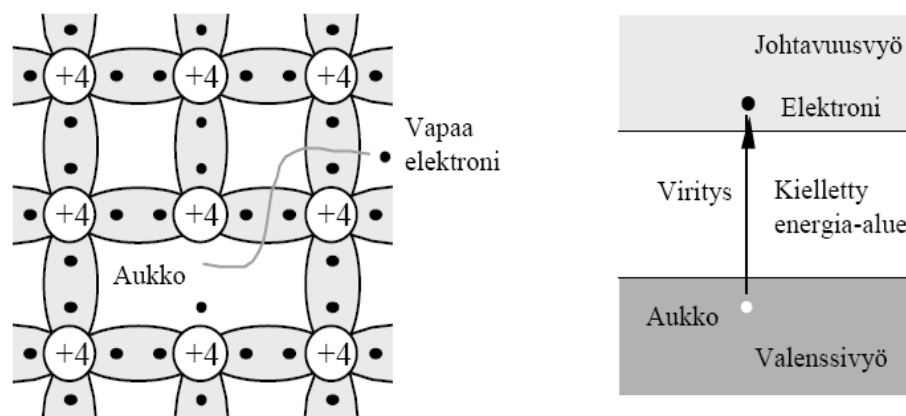
4.1 Puolijohdefysiikkaa

Yksittäisten atomien energiatilat ovat kvantittuneet siten, että jokaisella alkuaineella on tietyt energiatasot, joilla atomin elektronit voivat sijaita. Elektronit noudattavat Paulin kieltoääntöä, jonka mukaan kaksi identtistä fermionia ei voi olla samanaikaisesti samassa kvanttitalassa. Kiinteässä aineessa atomit ovat lähellä toisiaan ja vuorovaikuttavat sähköisesti naapureidensa kanssa. Tällöin elektronien aaltofunktiot, jotka ilmaisevat elektronin todennäköisen paikan atomissa, menevät osittain päällekkäin. Atomien energiatasot hajoavatkin kiinteässä aineessa energiavöiksi, jotka koostuvat lukuisista lähekkäisistä energiatasoista. Kun atomien määrä aineessa on suuri, voidaan tällaisen vyön energijakaumaa pitää jatkuvana. Vierekkäisten vöiden väleissä on alueita, joissa ei ole sallittuja energiatasoja. Ulointa täynnä olevaa elektronivyötä

kutsutaan valenssivyöksi ja ensimmäistä tyhjää tai osittain miehitettyä vyötä kutsutaan johtavuusvyöksi.

Kiinteät aineet voidaan jakaa johteisiin, eristeisiin ja puolijohteisiin niiden vyörakenteen perusteella. Johteessa johtavuusvyö on osittain miehitetty. Kun johde asetetaan ulkoiseen sähkökenttään, uloimman vyön elektronit voivat absorboida energiaa, siirtyä energiatilalta toiselle ja näin ollen liikkua kiteessä. Eristeessä valenssivyö on täynnä ja johtavuusvyö puolestaan kokonaan tyhjä. Koska uloimman miehitetyn vyön kaikki energiatilat ovat täynnä, elektronin täytyisi virittyä johtavuusvyölle voidakseen liikkua kiteessä. Tämä vaatii kuitenkin erityisen paljon ylimääräistä energiaa, sillä eristeissä valenssi- ja johtavuusvyön välinen energia-aukko on suuri.

Puolijohteen vyörakenne on samanlainen kuin eristeillä, mutta energia-aukko valenssi- ja johtavuusvyön välissä on pieni. Näin ollen valenssivyön elektronit voivat virittyä johtavuusvyölle termisen energian tai ulkoisen sähkökentän vaikutuksesta (kuva 4.1). Täydestä valenssivyöstä poistunut elektroni jättää vyöhön tyhjän elektronitilan eli aukon, joka käyttäytyy positiivisen vapaan varauksen tavoin. Normaalilämpötiloissa puolijohteissa on siis termisesti viritettyjä vapaita elektroneja ja aukkoja, jotka johtavat heikosti sähköä. Lämpötilan kasvaessa puolijohdemateriaalin johtavuus kasvaa nopeasti.



Kuva 4.1. Elektronin virittyminen valenssivyöltä johtavuusvyölle puolijohdemateriaalissa. [33]

Puolijohdemateriaalin sähkönjohtavuuteen voidaan vaikuttaa lisäämällä siihen epäpuhtausatomeja. N-tyyppin puolijohde syntyy, kun IV-ryhmän alkuaineen (neljä valenssielektronia atomissa, esim. pii ja germanium) kiderakenteeseen lisätään pieni määrä V-ryhmän alkuainetta. Nämä ns. donoriatomit luovuttavat kukin kidehilaan yhden ylimääräisen elektronin. Ylimääräiset elektronit sijaitsevat hieman johtavuusvyön alapuolella kielletyssä energia-alueessa ja virittyvät helposti johtavuusvyölle, jolloin ne toimivat enemmistövarauksenkuljettajina puolijohdeessa. P-tyyppin puolijohde voidaan puolestaan muodostaa III-ryhmän alkuaineella seostamalla. Tällöin ns. akseptoriatomit ottavat kiderakenteesta yhden elektronin, jolloin kiteeseen jää vapaa aukko. Nämä aukot luovat ylimääräisen vapaan energiatason kiellettyyn alueeseen hieman valenssivyön yläpuolelle. Valenssivyöstä virittyvät elektronit voivat täyttää tämän tason jättäen jälleen enemmistövarauksenkuljettajana toimivan aukon valenssivyölle.

Ylimääräisiä energiatiloja valenssi- ja johtavuusvyön välissä kutsutaan loukuiksi tai rekombinaatiokeskuksiksi, riippuen siitä, kaappaavatko ne ainoastaan yhdenlaisia varauksenkuljettajia vai sekä elektroneja että aukkoja. Jälkimmäisessä tapauksessa kyseessä on rekombinaatiokeskus, jossa elektronit ja aukot voivat annihiloitua keskenään. Nämä ylimääräiset energiatilat johtuvat epäpuhtausatomeista ja kidevirheistä puolijohdemateriaalissa. [12, 17]

4.1.1 Pn-liitos diodissa

Puolijohdediodi koostuu yhteen liitetystä p- ja n-tyyppin puolijohdeista. Käytännössä liitos saadaan aikaan lisäämällä akseptoriatomeja n-tyyppin piihin tai vastaavasti lisäämällä donoriatomeja p-tyyppin piihin. Vaihtelemalla saostusastetta kiteen eri osissa muodostuu alue, jossa p- ja n-tyyppin piit ovat suorassa kontaktissa toisiinsa. Diffuusion vaikutuksesta enemmistövarauksenkuljettajat kulkeutuvat pn-rajapinnan yli siten, että elektronit kulkeutuvat n-puolelta p-puolelle ja aukot päinvastoin p-puolelta n-tyyppin puolelle. Koska donoriatomit ovat lähtötilanteessa sähköisesti neutraaleja, jää diffuusion vaikutuksesta n-puolelle positiivisesti varautuneita ioneja ja p-tyyppin puolelle negatiivisia ioneja. Syntyneet sähkövaraukset virittävät pn-liitoksen yli sähkökentän,

joka lopulta pysäyttää enemmistövarauksenkuljettajien diffuusion puolelta toiselle. Tällä sähköisesti varautuneella alueella ei ole vapaita varauksenkuljettajia, ja sitä kutsutaan tyhjennysalueeksi.

Ilmaisimeen saapuva ionisoiva säteily synnyttää elektroni-aukko -pareja diodissa. Vapautuneet vähemmistövarauksenkuljettajat kulkeutuvat diffuusion vaikutuksesta tyhjennysalueelle, josta varauksenkuljettajat pyyhkiytyvät liitoksen sisäisen sähkökentän vaikutuksesta diodin päihin liitetyille elektrodeille. Diodi kytketään aina elektrometriin, joka mittaa elektrodeille saapuvan sähkövarauksen määrää, joka puolestaan on verrannollinen absorboituneeseen annokseen.

Diodin yli voidaan kytkeä ulkoinen biasjännite, jolloin tyhjennysalue laajenee ja säteilyn vaikutuksesta alueella syntyneet varaukset kulkeutuvat nopeasti ja tehokkaasti keräyselektrodeille kiteen päissä. Sädehoidossa käytettävissä diodeissa ei kuitenkaan ole ulkoista biasjännitettä, sillä mitattavat annokset ovat tarpeeksi suuria tuottamaan riittävän varauksenkuljettajien virran elektrodeille. Näin päästään eroon vähemmistövarauksenkuljettajien aiheuttamasta vuotovirrasta, joka biasoidussa diodissa häiritsee mittaussignaalia. Elektrometrillä on kuitenkin oltava pieni offset-jännite, jolla syntynyt varaus saadaan kerättyä. [1, 4]

4.2 Diodin puolijohdekomponentin herkkyysriippuvuudet

Diodin herkkyys voidaan määritellä kerätyn sähkövarauksen määränä absorboituneen annoksen yksikköä kohti. Kaikki säteilyn vapauttama varaus ei pääse kulkeutumaan elektrodeille asti, vaan se voi jäädä kiinni loukkuihin ja rekombinaatiokeskuksiin. Diodin herkkyys riippuukin varauksenkuljettajien elinajasta ennen niiden rekombinoitumista. Koska epäpuhtausatomit lisäävät loukkujen määrää puolijohdeessa, tulisi seostusasteen olla alhainen, jotta diodista saadaan mahdollisimman korkea signaali. Diodin herkkyys on hyvin korkea, jopa yli kymmentuhatkertainen ionisaatiokammioon verrattuna, minkä ansiosta ilmaisimen puolijohdesiru voi olla hyvin pieni. Puolijohdeilmaisimen

herkkyys muuttuu säteilyn annosnopeuden, energiaspektrin, ilmaisimen lämpötilan ja kumuloituneen annoksen funktiona. [6, 22]

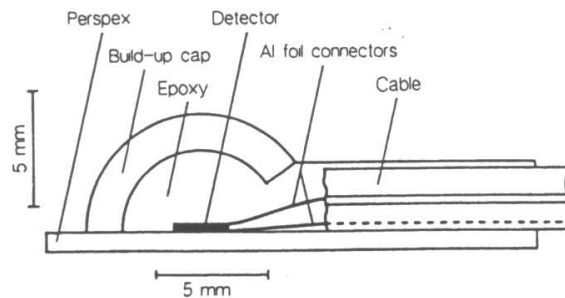
Diodin säteilytyksessä syntyvien sekundaarielektronien törmäykset kidehilan atomeihin aiheuttavat rakennevirheitä piikiteeseen. Tällöin kiteeseen syntyy loukkuja ja rekombinaatiokeskuksia, rekombinoituminen lisääntyy ja vapaiden varausten elinaika lyhenee. Seurauksena on, että puolijohdeilmaisimen herkkyys laskee kumuloituneen annoksen myötä. Tämän vuoksi diodit tulee kalibroida säännöllisin väliajoin. Kiteessä syntyvien säteilyvaurioiden määrä riippuu säteilyn lajista ja sen energiasta. Kun säteilyvaurioiden tiheys kiteessä lisääntyy, diodin herkkyuden muutosnopeus pienenee. Tästä syystä in vivo -dosimetriassa käytettäviä diodeja yleensä säteilytetään tietyllä annoksella ennen niiden käyttöönottoa, jolloin diodin herkkyys muuttuu käytössä vähemmän.

Puolijohteen sähkönjohtavuus riippuu sen lämpötilasta. Lämpötilan kasvattaminen lisää lämpöliikettä kidehilassa, jolloin varausten kulku kiteessä vaikeutuu. Toisaalta varauksenkuljettajien elinaika pitenee, sillä loukkuuntuneet varaukset vapautuvat helpommin loukuistaan. Suuremmilla lämpötiloilla kiteessä on enemmän termisesti virittyneitä vapaita varauksia, jolloin vuotovirran osuus diodilla mitatussa signaalissa on suurempi. Diodin herkkyuden muutos lämpötilan funktiona koostuu näiden tekijöiden summasta.

Diodin herkkyys muuttuu myös annosnopeuden mukana. Kun säteilyn annosnopeus kasvaa, puolijohdekiteessä syntyy enemmän vapaita varauksenkuljettajia. Rekombinaatiokeskusten määrä pysyy kuitenkin samana. Tällöin elektrometriin kerätyn varauksen määrä kasvaa suhteessa rekombinaatioihin, ja diodin herkkyys kasvaa. Piikiteeseen absorboitunut annos muuttuu myös epälineaarisesti säteilyn energian funktiona. Potilasannosmittauksessa diodilla mitattu varaus säteilytettyä monitoriyksikköä kohti yleensä muuttuu energian mukaan, mutta tämä johtuu enemmänkin ilmaisimen kuorikerroksen rakenteesta kuin puolijohdesirun energiaherkkyysriippuvuudesta. Diodin herkkyysriippuvuudet ovat lisäksi kytköksissä toisiinsa. Annosnopeus- ja lämpötilariippuvuus muuttuvat diodiin kumuloituneen annoksen myötä. [1, 24]

4.3 In vivo -dosimetriassa käytettävien diodien rakenne

Potilasannosmittauksissa käytetään yleensä esisäteilytettyjä p-tyypin piidiodeja, sillä säteilyn annosnopeus ei vaikuta merkittävästi niiden herkkyYTEEN, ja niiden annosvaste muuttuu lineaarisesti lämpötilan funktiona [22]. Kuvassa 4.2 on esitetty kaupallisesti valmistetun puolipallon muotoisen diodin poikkileikkaus. Kaikissa saman valmistajan diodeissa puolijohdesiru on samanlainen, mutta build up -kerroksen rakenteessa on eroja. Build up -kerroksen tehtävä on tuoda säteilyn annosmaksimikohta syväannoskäyrällä puolijohdesirun efektiiviseen mittausalueeseen. Tällöin ilmaisimessa vallitsee elektronitasapaino. Kerroksen paksuus määritetään fotoneille tarkoitetuilla diodeilla mitattavan säteilyn energia-alueen mukaan, ja jokainen ilmaisin kalibroidaan jollekin tietylle energialle.



Kuva 4.2. Potilasannosmittauksiin käytettävän puolipallon muotoisen diodin poikkileikkaus (Scanditronix Wellhöfer).

Esimerkiksi 6 MV:n fotonikeiloille annosmaksimin syvyys vedessä on keskimäärin 1,5 cm. Mikäli build up -kerros tehtäisi vesiekvivalentista materiaalista, ilmaisimista tulisi epäkäytännöllisen kookkaita. Tämä ongelma on ratkaistu valmistamalla build up -kerros tiheimmästä metallista, kuten ruostumattomasta teräksestä, jolloin kerroksesta voidaan tehdä hyvin ohut. Fotoni-ilmaisimen build up -kerroksen tulisi olla tarpeeksi paksu, jotta hoitopäästä sironneet kontaminaatioelektronit absorboituisivat siihen, eivätkä vaikuttaisi merkittävästi mittaustuloksiin. Toisaalta taas ylimääräinen build up -kerros potilaan pinnalla aiheuttaa diodin alla sijaitsevassa kudoksessa aliannostuk-

sen, joka on korkeintaan noin viiden prosentin luokkaa [2, 23]. Tämä tekijä rajoittaa yksittäiselle potilaalle tehtävien diodimittausten toistojen määrää. Elektroneille käytetään yleensä samaa diodia niiden energiasta riippumatta.

Diodin lukema monitoriyksikköä kohti riippuu siitä, missä kulmassa säteily tulee diodiin. Tämä johtuu osittain diodin rakenteesta ja osittain siitä, että säteilyn takaisinsironta muuttuu tulokulman mukaan. Mittausten tulisi tapahtua niin, että diodin symmetria-akseli on samansuuntainen säteilykeilan keskiakselin kanssa. Puolipallon muotoisen diodin annosvaste kasvaa kun näiden akselien välistä kulmaa kasvatetaan. Kaupallisesti valmistetuille diodeille kulmariippuvuuden suuruus on tiedossa ja sen maksimiarvo ilmoitetaan.

Taulukko 4.1. Valmistajan (Scanditronix Wellhöfer) ilmoittamia ominaisuuksia EDP10- ja EDP20-diodeille.

	EDP10	EDP20
Suosittelut energia-alue	4 - 8 MV	10 - 20 MV
Vesiekvivalentin build up -kerroksen paksuus	10 mm	20 mm
Herkkyyden lasku /250Gy	<1 %	<1,2 %
Kulmariippuvuus välillä $\pm 45^\circ$	< 2 %	< 2 %
Herkkyyden nousu / $^\circ\text{C}$	0,4 %	0,4 %

TAYS:n potilasannosmittauksissa käytetään lähinnä Scanditronixin EDP10 (6 MV:n fotonit) ja EDP20 (18 MV:n fotonit) -diodeja. Niissä puolijohdesirun taso on kohtisuorassa säteilyn tulosuuntaan, säteily läpäisee ohuen, korkeasti seostetun n-kerroksen ennen kuin se pääsee säteilyherkkään, matalan seostusasteen p-kerrokseen [24]. Build up -kerros on valmistettu ruostumattomasta teräksestä tai tantaalista, sidosaineena on epoksia ja ulkokuori on perspexmuovia. Taulukossa 4.1 on listattu muutamia valmistajan ilmoittamia ominaisuuksia diodeille EDP10 ja EDP20.

Luku 5

Potilasannosmittaukset TAYS:ssa

Kesällä 2007 Tampereen yliopistollisen sairaalan sädehoidossa oli käytössä neljä lineaarikiihdytintä: yksi Philipsin ja kolme Varianin laitetta. Simulaattorina toimi Varianin konventionaalinen simulaattori, mutta osittain oltiin jo siirtymässä simulointiin tietokonetomografian avulla. Annossuunnitteluohjelmisto oli Eclipse, jonka lisäksi käytössä oli itse tehty tietokoneohjelma yhden tai kahden vastakkaisen hoitokentän palliatiivisten hoitojen monitoriyksiköiden laskentaan.

TAYS:ssa in vivo -mittaukset ovat vakiintuneet osaksi sädehoidon laadunvalvontajärjestelmää. Potilasannosmittauksia puolijohdediodeilla on tehty systemaattisesti noin 1980-luvun puolivälistä lähtien. Sädehoitoprosessin aikaiseen laadunvalvontaan kuuluvat potilasdosimetrian lisäksi tietokonepohjainen verifiointi, jolla varmennetaan hoitoparametreja sähköisesti ja konekuvaus, jolla varmennetaan hoidon geometrinen osuvuus. Potilaan annossuunnitelmassa laskettujen monitoriyksiköiden oikeellisuus varmistetaan vertaamalla mitattuja potilasannoksia annossuunnittelussa laskettuihin kenttäannoksiin. Mikäli nämä arvot poikkeavat toisistaan yli 5 %, mittaus toistetaan seuraavalla hoitokerralla. Mikäli virhe edelleen esiintyy, määritellään mahdolliset jatkotoimenpiteet. Diodimittauksilla tarkkaillaan myös kriittisten elinten, erityisesti silmän, sädehoidossa saamaa annosta.[11]

5.1 Laitteisto

Diodimittausjärjestelmä koostuu Scanditronix Wellhöferin DPD-12 12-kanavaisesta in vivo -dosimetrialaitteistosta emX 12-kanavaisella elektrometrillä. Jokaisella hoitokoneella on jatkuvasti käytössä diodit kaikille tarvittaville fotonienenergioille, EDP10 5 MV:n ja 6 MV:n fotoneille, EDP20 18 MV:n fotoneille sekä EDP5 tai EDD5 silmäannoksen mittausta varten. Diodityyppien EDP10 ja EDP20 ominaisuuksia on lueteltu taulukossa 4.1. Ilmaisimet on asennettu sädehoitohuoneessa hoitopöydän yläpuolelle kattoon kiinnitettyyn sylinterinmuotoiseen telineeseen.

Elektrometristä tiedot luetaan tietokoneelle OmniPro-InViDos -ohjelmaan. Tämä ohjelma mahdollistaa in vivo -dosimetrian hallinnan yksittäisellä työasemalla tai verkkokonfiguraatiossa. Optiona on potilastietojen lataus verifikaatiojärjestelmästä. Ohjelma korjaa mittaustulokset automaattisesti viimeksi määritetyillä kalibraatiokertoimilla. Mahdollista olisi myös automaattinen yksittäisten mittausten korjaus erikseen määritetyillä korjauskertoimilla. InViDos pitää kirjaa ilmaisinten kumulatiivisesta annoksesta ja sisältää työkalun kalibrointivälien optimointiin. TAYS:ssa tätä ohjelmaa kuitenkin käytetään ainoastaan annoksen mittaamiseen, muita oheistoimintoja ei ole katsottu tarpeellisiksi. [31]

5.2 Diodien kalibrointi

Jotta diodin keräämän sähkövarauksen määrästä voitaisi suoraan lukea todellinen kudokseen absorboitunut annos, tulee diodit kalibroida. Diodit on kalibroitu mittaamaan tuloannosta siten, että asetettaessa ihon pinnalle ne mittaavat kudokseen absorboituvaa säteilyannosta annosmaksimin syvyydessä tietyissä referenssioloissa. Kunkin diodin kalibrointi tehdään sillä nimellisellä fotonienenergialla, jolla kyseistä diodia on tarkoitettu potilasmittauksissa käyttämään. Referenssioloiksi on valittu $10 \times 10 \text{ cm}^2$:n kenttäkoko ja SSD 100 cm.

Koska diodien herkkyys muuttuu kumulatiivisen annoksen myötä, tarkkailaan diodien annosvastetta viikoittain sädehoitokoneiden laadunvalvontamit-

tausten yhteydessä. Mittaustulosta referenssioloissa verrataan ionisaatiokammioilla mitattuun vastaavaan lukemaan. Jos nämä lukemat poikkeavat toisistaan huomattavasti, suoritetaan diodin kalibrointi.

Käytännössä annosvasteen seuranta tapahtuu niin, että diodien alla on Victoreen-ionisaatiokammiolevy ja pleksifantomi. Diodit kiinnitetään teipillä kenttävalon avulla säteilykentän keskiakselille. EDP10-diodit säteilytetään 5 MV:n (Philips) tai 6 MV:n (Varian) energialla hoitokoneesta riippuen ja EDP20 vastaavasti 18 MV:n energialla 1 Gy:n annosta vastaavalla monitoriyksikkömäärällä. Lisäksi tehdään silmäannoksen mittaukseen tarkoitettun EDP5- tai EDD5-diodin kalibrointi 6 MV:n fotonien energialla. Diodin lukemaa verrataan ensisijaisesti Farmer-ionisaatiokammioilla mitattuun annoslukemaan, mutta mikäli Farmer-mittauksista ei ole tehty, tehdään vertaus Victoreen double check -laitteiston mittaukseen. Mikäli ionisaatiokammion ja diodin lukemat poikkeavat toisistaan yli 2 %, tulee diodi kalibroida. Tällöin InViDos-ohjelmaan syötetään sekä diodilla että ionisaatiokammioilla mitatut annoslukemat ja InViDos laskee näiden suhteena kalibraatiokertoimen

$$F_{\text{cal}} = \left(\frac{D_{\text{ic}}}{R_{\text{d}}} \right)_{\text{ref}}, \quad (5.1)$$

jossa D_{ic} on ionisaatiokammioilla mitattu annos ja R_{d} diodin lukema. Tällä kertoimella InViDos-ohjelma skaalaa automaattisesti kaikki jatkossa tehtävät diodimittaukset. Diodien lukemat tallennetaan lopuksi Excel-taulukkoon, jossa voidaan seurata diodien annosvastetta ajan funktiona suhteessa ionisaatiokammioilla tehtyihin mittauksiin.

5.3 Potilasannosten mittauskäytäntö

In vivo -diodimittaukset suoritetaan yleensä potilaan ensimmäisen sädehoitokerran yhteydessä, tarvittaessa mittaus voidaan toistaa toisella käyntikerralla. Jokaisen hoitokentän tuloannos mitataan erikseen käyttäen kyseiselle säteilyenergialle tarkoitettua diodia. Vain fotonikentät mitataan. Pään alueen hoidoissa

sa mitataan silmään absorboituvaa annosta erillisellä silmämittausdiodilla. Myös koko kehon sädehoitoon sisällytetään in vivo -annosmittaus.

Röntgenhoitajat suorittavat annosmittaukset hoitokoneella lukuun ottamatta silmämittausta, jonka tekee fyysikko. Diodi kiinnitetään teipillä potilaan iholle kenttävalon keskiristin kohdalle. Epäsymmetrisissä tai suojatuissa kentissä tämä keskiakselin kohta ei aina ole säteilykentän reunojen sisäpuolella, tällöin diodi laitetaan suurin piirtein keskelle valokenttää. Diodin asettamista aivan valokentän reunoille pyritään välttämään, ettei ilmaisin osuisi puolivarjoalueelle. Jos kanturi on käännetty hoitopöydän alapuolelle, eli hoitokenttä tulee potilaaseen pöydän läpi takaapäin, diodi kiinnitetään hoitopöydän alapintaan.

TAYS:ssa diodimittauksille ei ole määritetty korjauskertoimia, joilla mitattuja annoksia korjataan silloin, kun säteilyolosuhteet poikkeavat huomattavasti kalibraation referenssioloista. Diodimittauksissa on mahdollista päästä hyvään, 1 – 2 %:n tarkkuuteen, mutta tällaisen tarkkuuden edellytyksenä on tarpeellisten korjauskertoimien määrittäminen [2, 6]. Tampereella diodimittauksilla pyritäänkin tunnistamaan vain hyvin karkeita virheitä.

Luku 6

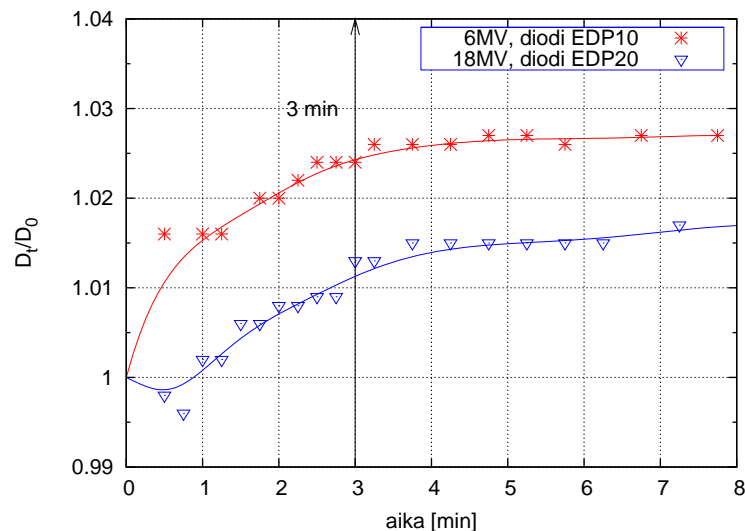
Virhelähteet diodimittauksissa

Diodimittauksen tulokseen vaikuttavat tekijät voidaan karkeasti jakaa kahteen eri ryhmään. Osa virheellisistä mittaustuloksista aiheutuu diodin rakenteesta ja puolijohdeilmaisimen herkkyuden muutoksista esim. lämpötilan funktiona. Toiset taas johtuvat siitä, että hoitogeometria poikkeaa diodin kalibrointitilanteesta, jolloin säteilyolosuhteet ilmaisimessa ovat erilaiset. Lisäksi diodin virheellinen asettelu potilaan iholla voi aiheuttaa muutoksia mittaustulokseen, mutta nämä virheet palautuvat aina edellä mainittuihin ryhmiin. Toinen tapa luokitella virheitä on jakaa ne systemaattisiin ja satunnaisiin virheisiin.

6.1 Diodin ominaisuuksiin liittyvät epätarkkuustekijät

Kappaleessa 4.2 tarkasteltiin diodin herkkyuden riippuvuutta lämpötilasta. Potilasannosmittauksissa diodi saattaa olla potilaan iholla useita minuutteja. Diodi lämpenee, sillä se pyrkii termiseen tasapainoon ihon ja huoneen lämpötilan kanssa. Lämpeneminen on voimakkainta aluksi, vähitellen se hidastuu ja lopulta pysähtyy saavuttaessaan stabiilin tasapainolämpötilan. Tämä kestää yleensä muutamia minuutteja, diodista riippuen. Ihon pinnan keskimääräinen lämpötila on hieman yli 30°C riippuen mittauskohdasta keholla [7], sädehoituhuoneen lämpötila on tyypillisesti noin 22°C. Puolijohdeliitoksen lopullinen lämpötila riippuu diodin rakenteesta, build up –materiaalista ja suojakerroksen tyypistä. Usein se jää muutamaa astetta ihon pintalämpötilaa alhaisemmaksi [32].

TAYS:ssa käytettävien diodien lämpötilariippuvuuden tutkimiseksi tehtiin yksinkertainen mittausta EDP10- ja EDP20 -diodeille. Elintarvikemuovista valmistettu kanisteri täytettiin noin 37-asteisella vedellä, diodi kiinnitettiin teipillä kanisterin pinnalle ja sitä säteilytettiin diodin kalibrointitilannetta vastaavissa olosuhteissa ($SSD = 100 \text{ cm}$, kenttäkoko $10 \times 10 \text{ cm}^2$) 6 tai 18 MV:n fotoneilla, ilmaisimen energia-alueesta riippuen. Diodia säteilytettiin useita kertoja peräkkäin 50 MU:n annoksella ja samalla mitattiin, kuinka paljon oli kulunut aikaa diodin kiinnittämisestä kanisterin pintaan. Lopuksi kanisteri täytettiin huoneenlämpöisellä (noin 23°C) vedellä ja toistettiin mittausta muutamia kertoja. Näin pystyttiin vertaamaan lämpenevällä diodilla mitattuja annoksia huoneenlämpöisellä ilmaisimella mitattuun ja siten arvioimaan diodin lämpenemisestä aiheutuvaa annosvasteen muutosta.



Kuva 6.1. Lämpenevän diodin annosvasteen muutos ajan funktiona suhteessa kalibrointilämpötilaan.

Kuvasta 6.1 näkyy kuinka lämpenevällä diodilla mitattu annos muuttuu ajan funktiona. Ensimmäisten 3 – 4 minuutin aikana annos nousee jyrkästi ja alkaa sitten hiljattellen tasaantua. Diodilla EDP10 on mitattu voimakkaampi annoksen nousu kuin diodilla EDP20. Suuremman energian ilmaisimella on massiivisempi build up -kerros kuin pienen energian diodilla, joten se myös lämpenee hitaammin. Esimerkiksi kolmen minuutin kohdalla EDP10-diodi mit-

taa noin prosentin enemmän annosta suhteessa kalibrointilämpötilaan kuin EDP20. Kuvaajan alemmassa käyrässä tapahtuu pieni notkahdus kun aikaa on kulunut alle minuutti, tämä aiheutuu diodin sisäisen mittaustarkkuuden epävarmuudesta. Lämpötilan aiheuttama muutos mittaustulokseen näyttäisi olevan korkeintaan noin 3 % diodille EDP10 ja 2 % diodille EDP20. Tulos on varsin yhteneväinen valmistajan ilmoituksen kanssa, jonka mukaan lämpötilan vaikutus on 0,4 %/°C, jolloin mitatut muutokset diodin lukemissa vastaisivat noin 6°C:n lämpötilan nousua.

Diodien kulmariippuvuudesta aiheutuva virhe mittaustulokseen on valmistajan mukaan korkeintaan 2 % (taulukko 4.1), kun diodin symmetria-akseli poikkeaa säteilyn tulosuunnasta korkeintaan $\pm 45^\circ$. Yksittäisissä potilasannosmittauksissa on kuitenkin hyvin vaikea määrittää diodin kallistuskulmaa, joten vaikka kulmariippuvuus on tiedossa, on sitä hieman vaikeaa soveltaa käytännössä mittaustulosten korjaamiseen. TAYS:ssa diodit kalibroidaan, kun niiden lukemat poikkeavat 2 % ionisaatiokammioilla mitatuista arvoista. Kumulatiivisen annoksen aiheuttama virhe diodin mittaustuloksiin voi siis suurimmillaan olla kaksi prosenttia. Scanditronixin elektrometrin mittauserätarkkuudeksi on ilmoitettu alle 1 %.

6.2 Hoitogeometriaan liittyvät epätarkkuustekijät

Diodit kalibroidaan etäisyydellä $SSD = 100$ cm. Potilasannosmittauksissa säteilylähteen etäisyys diodiin vaihtelee käytännössä välillä 80 – 120 cm. Kappaleessa 2.4 kerrottiin etäisyyden neliölaista ja SSD:n vaikutuksesta fotonien syväannoskäyrään. Kun SSD pienenee, annosnopeus diodissa kasvaa etäisyyden neliölain mukaisesti. Annos uudella etäisyydellä (D_{SSD}) voidaan yksinkertaistaen saada annoksesta kalibraatioetäisyydellä (D_{cal}),

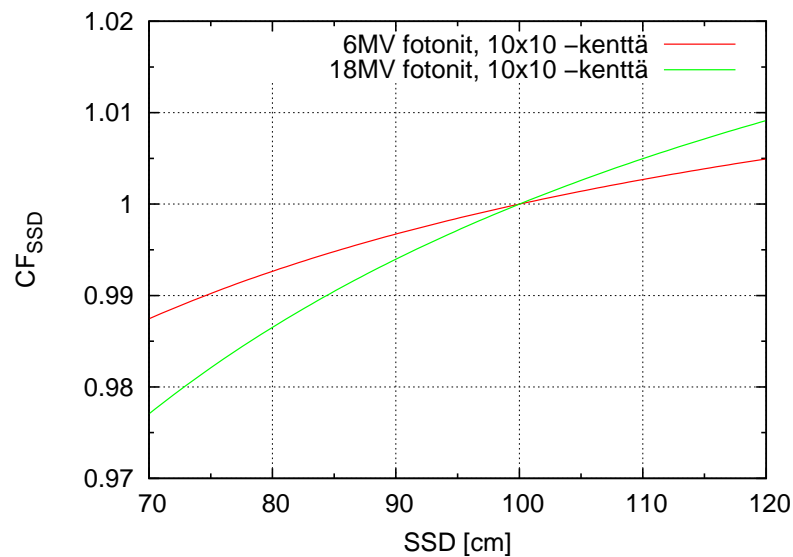
$$D_{SSD} = \left(\frac{100 \text{ cm}}{SSD} \right)^2 \cdot D_{cal} . \quad (6.1)$$

Diodi on kalibroitu mittaamaan absorboitunutta annosta annosmaksimin syvyydessä (d_{max}), kun SSD on 100 cm. Jos SSD muuttuu, kalibrointiin käytet-

tävä ionisaatiokammio siirtyy etäisyydeltä $100 \text{ cm} + d_{\text{max}}$ uudelle etäisyydelle $\text{SSD} + d_{\text{max}}$, jolloin sen mittaama annos muuttuu etäisyyden neliölain mukaisesti. Potilasannosmittauksessa diodi kuitenkin mittaa annosta potilaan iholla, eikä annosmaksimin syvyydessä, joten sen etäisyys muuttuu 100 cm :n SSD:stä uuteen SSD:n arvoon. Tämä voidaan ottaa huomioon kertomalla diodimittauksessa saatu annos korjauskertoimella CF_{SSD} ,

$$\text{CF}_{\text{SSD}} = \frac{\left(\frac{\text{SSD}}{100 \text{ cm}}\right)^2}{\left(\frac{\text{SSD} + d_{\text{max}}}{100 \text{ cm} + d_{\text{max}}}\right)^2}, \quad (6.2)$$

jossa d_{max} on annosmaksimin syvyys tietyllä energialla ja kenttäkoolla. Tämän korjauksen suuruutta on havainnollistettu kuvassa 6.2. Korkeammalla energialla annosmaksimi siirtyy syvemmälle aineessa, ja SSD:n muutoksen vaikutus mittaustuloksiin on suurempi, kuitenkin korkeintaan noin 1,5 % käytetyillä hoitoetäisyyksillä.



Kuva 6.2. SSD-korjauskertoimen etäisyyden funktiona, annosmaksimin syvyydelle käytetty $10 \times 10 \text{ cm}^2$:n kentän likimääräisiä arvoja 15 mm (6 MV :n fotonit) ja 28 mm (18 MV :n fotonit).

Etäisyyden neliölain soveltaminen ei kuitenkaan kerro koko totuutta tilanteesta. Pienemmällä SSD:llä puolijohdekiteeseen kantautuu myös enemmän kontaminaatioelektroneja ja hoitopäästä sironneita matalaenergisiä fotoneja, mikäli build up -kerros ei ole riittävän paksu. Tämä saattaa aiheuttaa lisää epä-tarkkuutta mitattuun annokseen. SSD vaikuttaa myös fotonien keskimääräiseen energiaan. Mutta yllä oleva tarkastelu on suuntaa antava, saman suuruusluokan tuloksia on mitattu ja raportoitu julkaisuissa. [10, 14, 18, 25]

Kenttäkoon vaikutusta syväannoskäyrään on havainnollistettu kuvassa 2.5. Koska diodimittaukset tehdään ihon pinnalla eikä annosmaksimin syvyydessä, kudoksista sironnut säteily ei juurikaan vaikuta mittaustulokseen. Sitä vastoin hoitopäästä sironneen säteilyn vaikutus on suuri, mikäli diodin build up -kerroksen paksuus ei ole riittävä. Olettamalla, että build up -kerros on tarpeeksi paksu estämään kontaminaatioelektronien pääsyn puolijohdeliitokseen ja että diodiin kudoksista takaisinsiroava säteily on vähäistä, voitaisi sanoa että diodin mittaustulos ei juurikaan riipu kenttäkoosta. Näillä oletuksilla asetetaan korjauskerroin sen mukaan mitä diodin tulisi mitata, mikäli sen päällä olisi build up -kerrosta vastaava paksuus vettä. 6 MV:n fotonien syväannoskäyrästä arvioituna 10 mm:n syvyydellä vedessä esim. 15x15 cm²:n kentällä mitattava annos tulisi olla hieman alle prosentin suurempi kuin 10x10 cm²:n kentällä, vastaavasti 8x8 cm²:n kentällä mitatun arvon pitäisi olla noin prosentin pienempi. Vastaavat luvut 18 MV:n fotoneille 20 cm:n syvyydessä ovat 1 % ja 2 %. Kenttäkoon vaikutuksesta diodimittauksiin on raportoitu monenlaisia tuloksia, jotkut julkaistut korjauskertoimet ovat saman suuntaisia edellä määritettyjen kanssa. [3, 10, 28]

Mekaaninen kiila säteilykentässä vaikuttaa säteilyn annosnopeuteen ja energiaspektriin. Koska diodin herkkyys on riippuvainen niistä, olisi kiilakentille hyvä määrittää korjauskertoimet. Nykyään käytetään useimmiten dynaamisia kiiloja, jotka eivät vaadi erillisiä korjauskertoimia. Kiilakenttä asettaa kuitenkin vaatimuksia diodin tarkalle asetellulle säteilykentän keskiakselin suhteen. Käytettäessä erillisiä valettuja fotonisuoja (*engl. shielding blocks*) lähteen ja potilaan väliin tulee teline, johon suojat asetellaan. Tämän telineen käyttö lisää kontaminaatioelektroneja säteilykentässä. Elektronien määrä riippuu puoles-

taan säteilyn kenttäkoosta. Se kuinka paljon nämä elektronit vaikuttavat mitaustulokseen, riippuu jälleen diodin build up -kerroksen paksuudesta.

Lineaarikiihdyttimen säteilyntuotossa on pientä päivittäistä vaihtelua, ja pidemmällä aikavälillä voidaan laadunvalvontamittauksissa nähdä joko nouseva tai laskeva linja ionisaatiokammioilla mitatuissa annoksissa. Hoitokoneiden säteilyntuottoa kuitenkin tarkkaillaan säännöllisesti ja kiihdyttimiä säädetään siten, että tuotettavan säteilyannoksen epätarkkuus on korkeintaan 2 %. Tämä tuo oman lisänsä potilasannosmittausten epätarkkuuteen.

6.3 Diodin asettelun merkityksestä

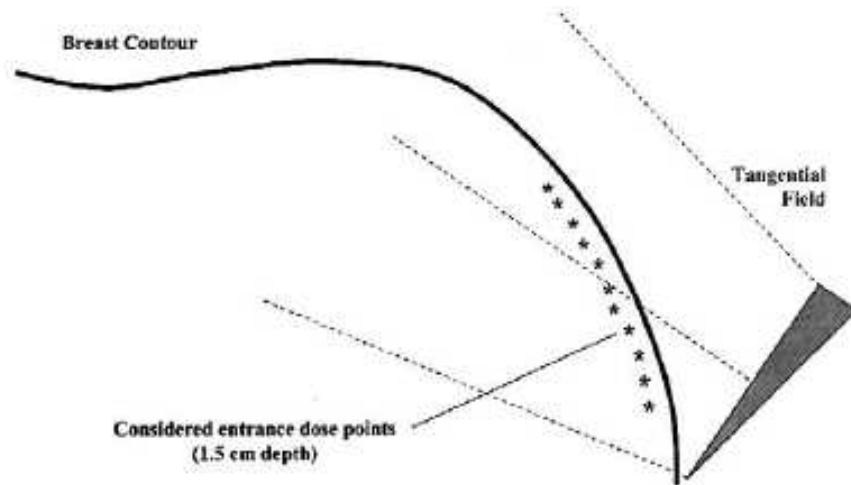
Diodin oikealla asettelulla potilaan iholle on tärkeä merkitys mittauksen onnistumisen kannalta. Diodi tulisi asettaa mahdollisimman tarkasti säteilykentän keskiakselille. Vaikka kiilattoman säteilykentän profiili on normaalisti hyvin tasainen, saattaa diodin siirtyminen pois keskiakselilta aiheuttaa muutoksen suunniteltuun SSD:hen. Kentän reuna-alue ei ole hyvä mittausta paikka, sillä liian lähellä reunaa diodi voi olla osittain säteilykentän puolivarjon alueella, jonka kohdalla on jyrkkä annosgradientti. Epäsymmetrisessä kentässä diodia ei voi laittaa kentän keskiakselille, jolloin ilmaisin tulisi asettaa kenttään mahdollisimman lähelle keskiakselia, mutta ei kuitenkaan liian lähelle kentän reunaa. Tällöin taas SSD usein eroaa suunnitellusta.

Kiilakentässä olisi erityisen tärkeää saada diodi aseteltua kentän keskiakselin kohdalle. Jo yhdenkin senttimetrin siirtymä dynaamisen kiilan liikesuunnassa voi aiheuttaa lähes kymmenen prosentin muutoksen annoksessa jyrkissä kiilakentissä. Jos kyseessä on epäsymmetrinen kiilakenttä, on diodi mahdotonta asettaa kentän keskiakselille, jolloin potilasannosmittauksen toleranssiarvosta joudutaan tinkimään. [9]

Toisinaan on tilanteita, jolloin diodia ei voida asettaa potilaan iholle. Kun potilasta hoidetaan hoitopöydän läpi, esim. 180°:n takakentällä, joudutaan diodi kiinnittämään hoitopöytään. SSD jää silloin suunniteltua lyhyemmäksi ja sirontaolosuhteet takaisinsironnan osalta muuttuvat. Huonossa tapauksessa

vielä potilaan iho ei ole kiinni hoitopöydässä, vaan väliin jää ilmaa tai jonkinlainen lisäalusta, jolloin SSD pienenee entisestään.

Pään ja kaulan alueen hoidoissa käytetään vaihtelevan paksuisia tukia niskan alla. Toisen ongelman pään ja kaulan alueen hoidoissa muodostaa niissä käytettävä maski, jolla potilas fiksoidaan hoitopöytään. Annosmittaukset tehdään maskin pinnalla. Joissakin kohdissa maskin ja ihon väliin jää ilmatilaa. Kuten hoitopöydän tapauksessa, tässäkin SSD eroaa suunnitellusta, ja takaisinsironnan määrä muuttuu. Bolukset ovat kudosekvivalentista aineesta valmistettuja kappaleita, jotka lisätään hoidon ajaksi potilaan iholle muuttamaan annosjakamaa. Boluksen tarkoituksena on lisätä pinta-annosta ja tasoittaa potilaan ääriiviivan epäsäännöllisyyksiä säteilykentän alueella. Diodimittauksessa joudutaan toisinaan mittaamaan boluksen päällä, jolloin jälleen SSD muuttuu suunnitellusta.



Kuva 6.3. Esimerkki diodimittauksesta tangentialisessa kiilakentässä rinnan sädehoidossa. Diodin paikkaa rinnan pinnalla muuttamalla (merkitty tähdillä) SSD vaihtelee huomattavasti. [5]

Kaarevalla pinnalla diodin symmetria-akseli on vaikea asetella samansuuntaiseksi säteilyn keskiakselin kanssa, jolloin diodin kulmariippuvuus vaikuttaa mittaustulokseen. Pinnoilla, joilla on paljon ihokarvoitusta, voi diodi olla vaikeaa saada pysymään ihossa kiinni ja paikallaan. Mitattaessa diodi voi myös liikkua säteilykentässä potilaan hengitysliikkeen mukana. Hyvä esimerkki ongelmallisesta tapauksesta diodin asettelun suhteen on rinta, jota sädehoidetaan usein kahdella tangentialisella kentällä. Rinnan pinta on tavallisesti hyvin kaareva, ja diodi on usein mahdotonta kiinnittää niin, että se olisi kohtisuorassa säteilyn tulosuuntaa vastaan. Pienikin siirtymä pois kentän keskiakselilta voi aiheuttaa suuren muutoksen SSD:ssä. Lisäksi tangentialikentissä on yleensä kiilat, mikä lisää asettelun vaatimuksia. Tilannetta on havainnollistettu kuvassa 6.3.

Luku 7

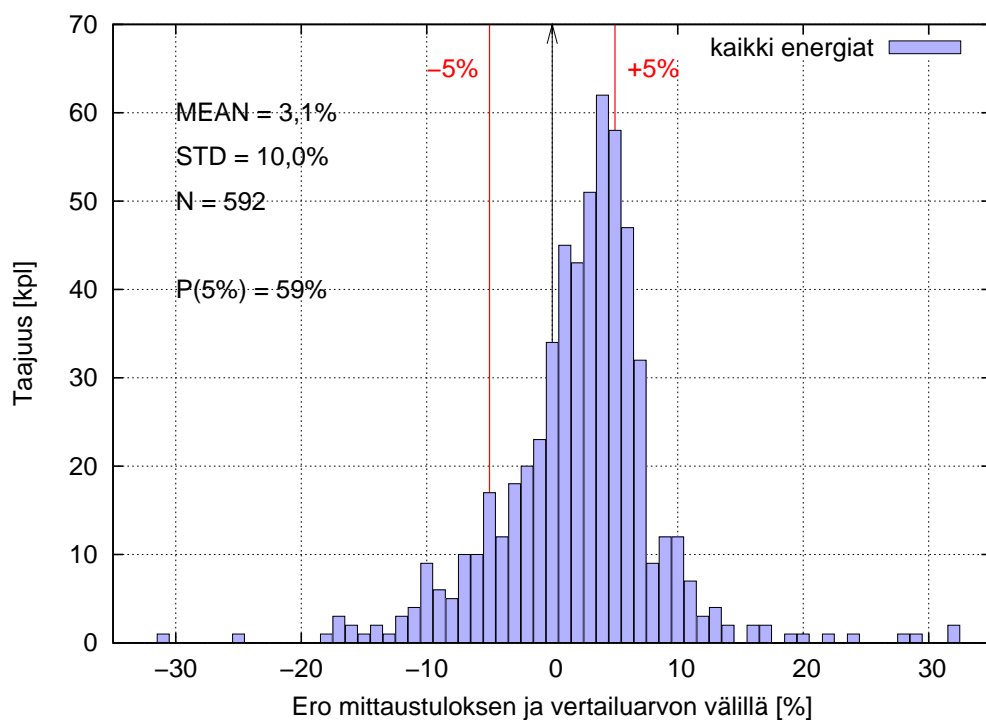
Mittausaineisto

Tässä luvussa käsitellään TAYS:ssa kesän 2007 aikana kerättyjen potilasannosmittausten tuloksia. Lähdetään liikkeelle mittausaineistosta, joka sisältää 180 potilaan jokaisen fotonikentän annosmittauksen, yhteensä 592 mitattua kenttää. Käsitellään eri fotonienenergioille tehtyjä mittauksia omana ryhmänään, ja sovelletaan muutamia edellisessä luvussa määritettyjä korjauskertoimia mitausdataan. Erikseen tarkastellaan pientä 25 potilaan joukkoa, joille ei ole tehty annossuunnitelmaa Eclipsellä, vaan monitoriyksiköt on laskettu erillisellä ns. ”muu annos” -ohjelmalla. Lopuksi tarkastellaan eturauhasen sädehoidon yhteydessä tehtyjä potilasannosmittauksia esimerkkinä mittaustarkkuudesta yksittäisessä hoitokohteessa.

7.1 Eclipse-annossuunnitteluohjelmistolla lasketut hoitokentät

Korjaamaton mittausaineisto on esitetty histogrammina kuvassa 7.1, lukuun ottamatta kymmentä mitaustulosta, jotka eroavat yli 35 % vertailuarvosta ja näin ollen jäävät skaalan ulkopuolelle. Kuvassa x-akselin prosenttiarvo kertoo, kuinka paljon diodimittauksen tulos eroaa annossuunnittelussa Eclipsellä lasketusta referenssiarvosta. Mittaustulokset on niputettu lähimmän kokonaisen prosenttiyksikön alle, puolikkaat prosenttiyksiköt (0,5 %, 1,5 % jne.)

on pyöristetty alaspäin. Keskimääräinen (*engl. mean*) poikkeama referenssiarvoista on +3,1 %, ja poikkeamien keskihajonta (STD, *engl. standard deviation*) on 10 %. Mittaustuloksista 59 % mahtuu ± 5 %:n virhemarginaalin sisään. Diodeilla mitatut kenttäannokset ovat siis keskimäärin 3,1 % suurempia kuin Eclipsessä lasketut arvot. Tämä viittaa systemaattiseen virheeseen mittausprosessissa, joka todennäköisesti aiheutuu siitä, ettei diodimittauksille ole määritetty korjauskertoimia.



Kuva 7.1. Diodimittausten tulokset ilmoitettu poikkeamana annossuunnittelussa lasketuista referenssiarvoista. Kuvaajan ulkopuolelle jää kymmenen mittaustulosta, jotka poikkeavat referenssiarvosta yli +35 %. Nämä kuvaajasta puuttuvat arvot on kuitenkin laskettu mukaan keskiarvoon ja keskihajontaan.

Jotta systemaattisen virheen alkuperää voitaisi selvittää, tarkastellaan seuraavaksi mittausaineistoa kvalitatiivisesti. Edellisessä luvussa puhuttiin siitä, kuinka mittaustulos muuttuu jos diodi joudutaan kiinnittämään hoitopöytään. Karsitaan nyt mittausten joukosta pois kaikki ne kentät, jotka on hoidettu kanturikulmilla $180^\circ \pm 45^\circ$. Lisäksi poistetaan kaikki kiilakentät 6 ja 18 MV:n fo-

tonikenttien joukosta. Philipsin kiihdyttimellä hoidetuissa 5 MV:n fotonikentissä on käytännössä aina jonkin asteinen kiila. Tällä tavoin karsitut mittaustulokset on esitetty kuvassa 7.2, jokainen fotonien energia erikseen. Jakauman hahmottamisen helpottamiseksi jokaisen eri energian mittausdataan on sovitettu gaussinen käyrä.

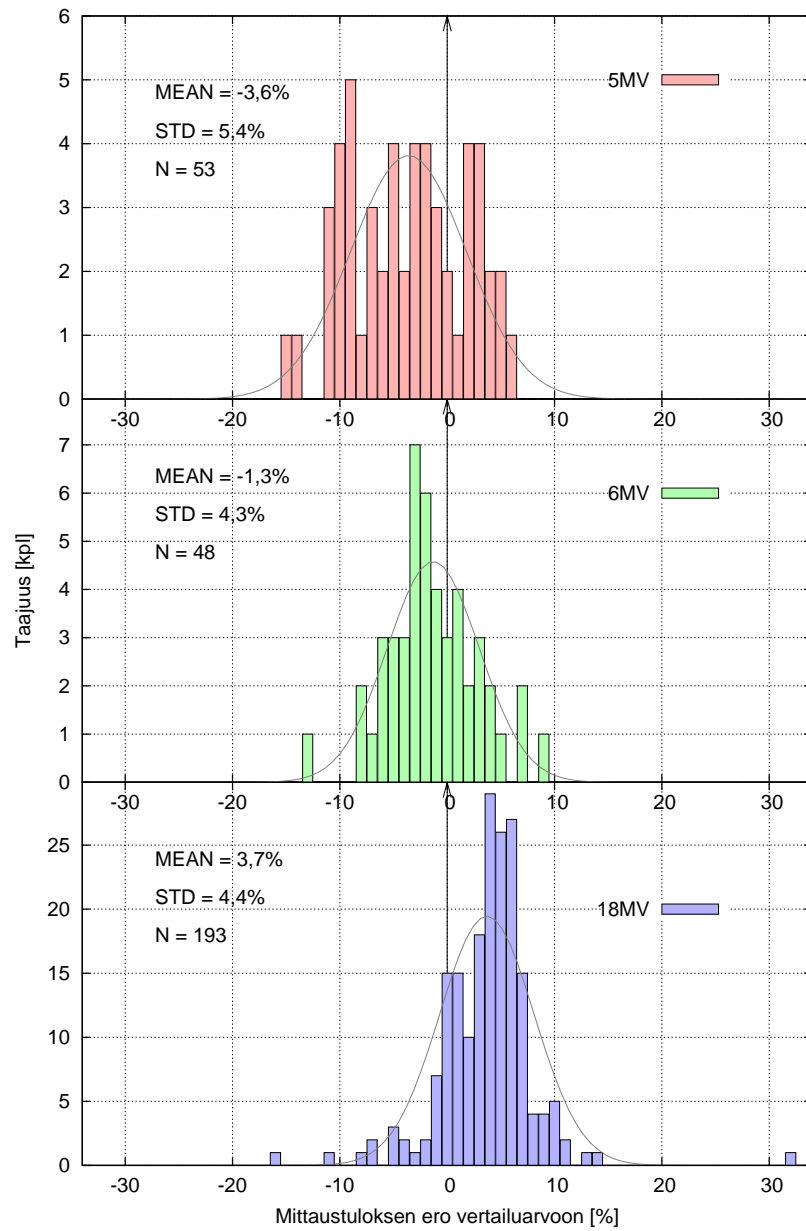
Nyt kaikkein karkeimmat virheet ovat poistuneet, yksi +32 %:n mittaus on 18 MV:n mittaustulosten joukossa, muuten poikkeamien arvot mahtuvat välille –16 % – 14 %. Huomataan, että mittaukset 6 MV:n energialla noudattavat parhaiten gaussista jakaumaa, niiden keskiarvo on myös lähinnä nollaa prosenttia. Suurin määrä annosmittauksia on tehty 18 MV:n fotoneille, niiden mittaustulokset keskittyvät voimakkaasti y-akselin oikealle puolelle, keskiarvo on +3,7 %. Philipsin hoitokoneella 5 MV:n fotoneilla mitatuissa annoksissa näyttää olevan eniten hajontaa. Jätetään nämä tulokset jatkossa tarkastelun ulkopuolelle ja keskitytään vain uudemmilla Varianin kiihdyttimillä suoritettuihin mittauksiin.

7.1.1 Korjauskertoimien vaikutus mittaussaineistoon

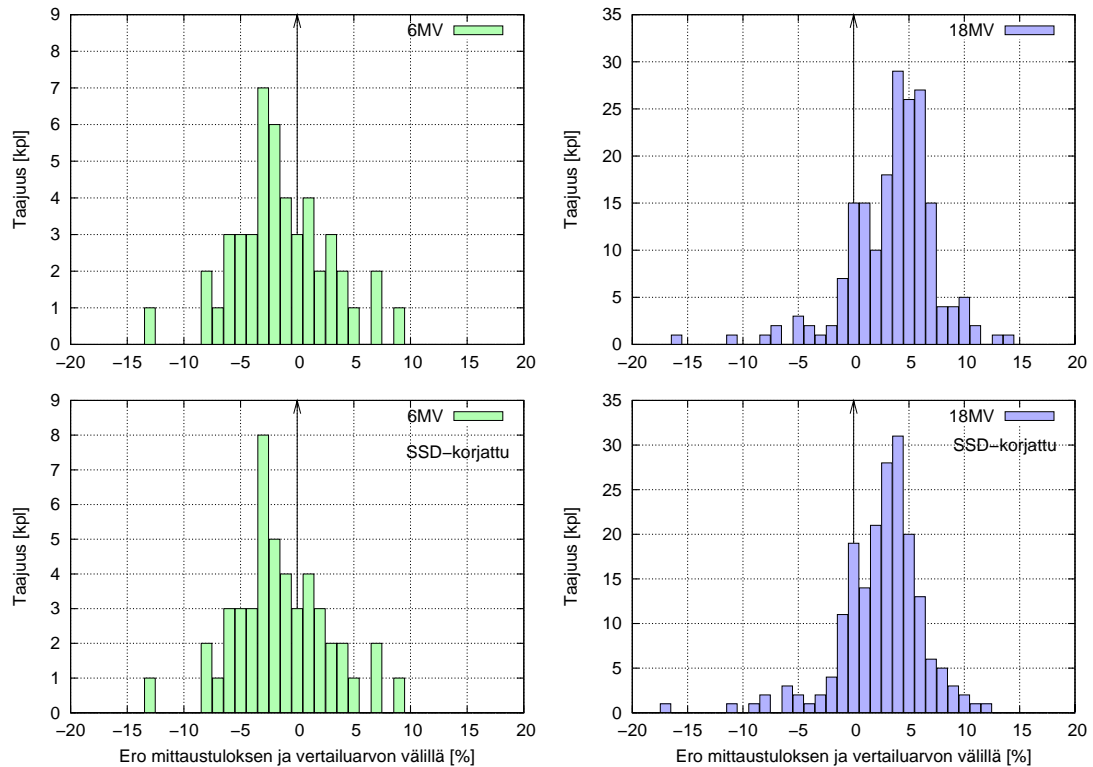
Sovelletaan 6 ja 18 MV:n fotonikenttiin luvussa 6 määritettyjä SSD:n, kenttäkoon ja lämpötilan korjauskertoimia. Korjattu annoslukema saadaan tällöin kertomalla mittaustulosta edellä mainituilla korjauskertoimilla,

$$D = CF_{SSD} \cdot CF_{FS} \cdot CF_T \cdot D_m , \quad (7.1)$$

jossa siis CF_{SSD} , CF_{FS} ja CF_T ovat korjauskertoimet SSD:lle, kenttäkoolle ja lämpötilalle, D_m on diodimittauksesta saatu lukuarvo. Ensimmäiseksi tehdään SSD-korjaus lausekkeen 6.2 mukaisesti. Käytetään annosmaksimin syvyydelle keskimääräisiä arvoja $d_{max} = 15$ mm (6 MV) ja $d_{max} = 28$ mm (18 MV). Kaikissa mitatuissa kentissä SSD on ollut 100 cm tai lyhyempi, joten korjauskertoimen lukuarvo on aina pienempi tai yhtä suuri kuin yksi. Kuvassa 7.3 on esitetty SSD-korjatut mittaustulokset, yläpuolella on vertailun vuoksi molempien energioiden mittaussaineisto ennen korjauksia. Nähdään, että SSD-korjauksella



Kuva 7.2. Mittaustulokset energioittain, kanturikulmat $180^\circ \pm 45^\circ$ ja kiilakentät 6 ja 18 MV:n fotoneille karsittu pois.

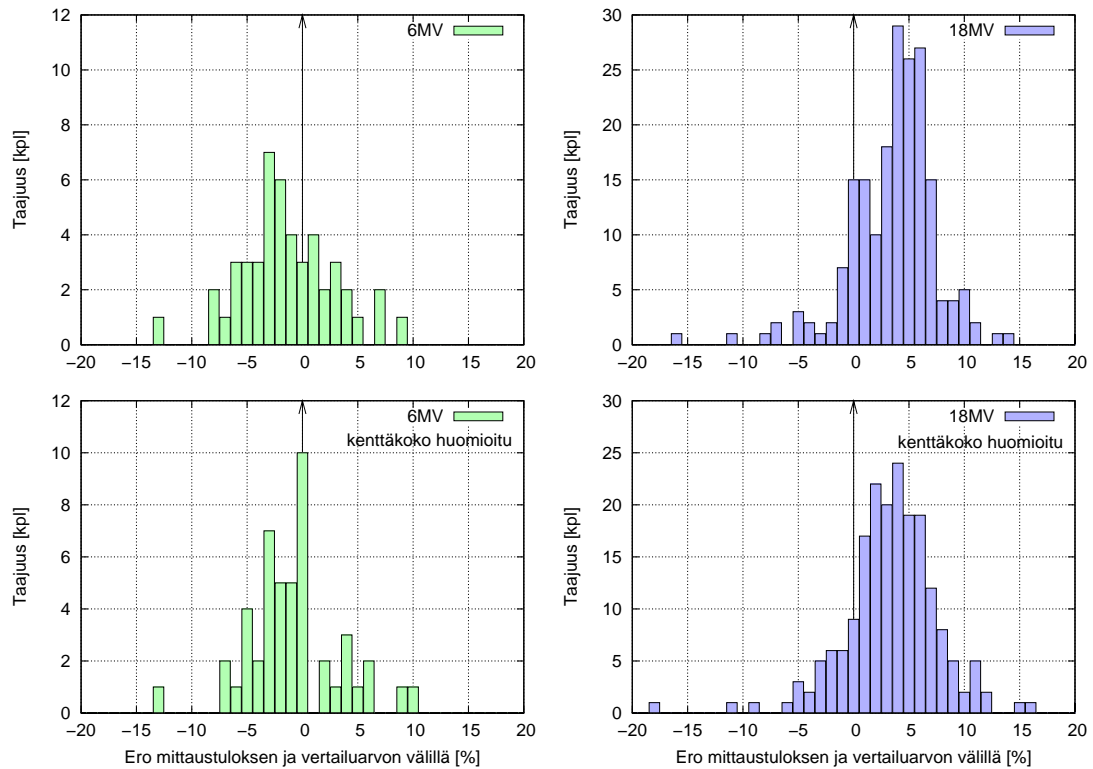


Kuva 7.3. SSD-kertoimella korjattu mittausaineisto 6 MV:n ja 18 MV:n fotoneille. Yläpuolella on vertailun vuoksi esitetty vastaavien energioiden korjaamaton mittausdata.

ei juurikaan ollut vaikutusta matalan energian mittaustuloksiin. Korkeammalla 18 MV:n energialla mittaustulosten keskiarvo siirtyi prosentin verran parempaan suuntaan, eli lähemmäksi nollaa.

Seuraavaksi tutkitaan, kuinka kenttään korjauskerroin vaikuttaa mittaustuloksiin. Tätä varten hoitokentät on jaettu kokonsa mukaan pieniin, keskikokoisiin ja suuriin kenttiin. Jokaiselle hoitokentälle on laskettu ekvivalentti neliökenttä keilanrajoittimien leukojen määrittämästä kenttäkoosta yhtälön 2.13 mukaisesti. Kenttien muotoilua MLC:n avulla ei siis ole otettu huomioon. Kun ekvivalentin neliökentän sivun pituus on alle 8 cm, on kenttä luokiteltu pieneksi. Suuria ovat puolestaan kentät, joiden sivun pituus on yli 15 cm. Kaikki kentät tältä väliltä on luokiteltu keskikokoisiksi. Pienillä kentillä säteilytetäessä diodi oletettavasti mittaa liian suurta annosta, joten niille korjausker-

roin on pienempi kuin yksi. Syväannoskäyrän perusteella 6 MV:n fotoneille on käytetty keskimääräistä arvoa $CF_{FS} = 0,99$ ja 18 MV:n fotoneille $CF_{FS} = 0,98$. Suurilla kentillä taas vaikutus on päinvastainen, ja käytetyt korjauskertoimet ovat $CF_{FS} = 1,01$ (6 MV) ja $CF_{FS} = 1,02$ (18 MV). Keskikokoiset kentät ovat sen verran lähellä kalibroinnissa käytettyä $10 \times 10 \text{ cm}^2$:n kenttää, että niille ei tehdä kenttään korjausta, toisin sanoen korjauskerroin on yksi. Tämä jaottelu on hyvin karkea, mutta sen avulla voidaan suhteellisen vaivattomasti nähdä, mihin suuntaan kenttään korjaus muokkaa mittaussaineistoa.



Kuva 7.4. Kenttäkokokertoimilla korjattu mittaussaineisto 6 MV:n ja 18 MV:n fotoneille. Myös korjaamaton mittaussaineisto on esitetty kuvassa yläpuolella.

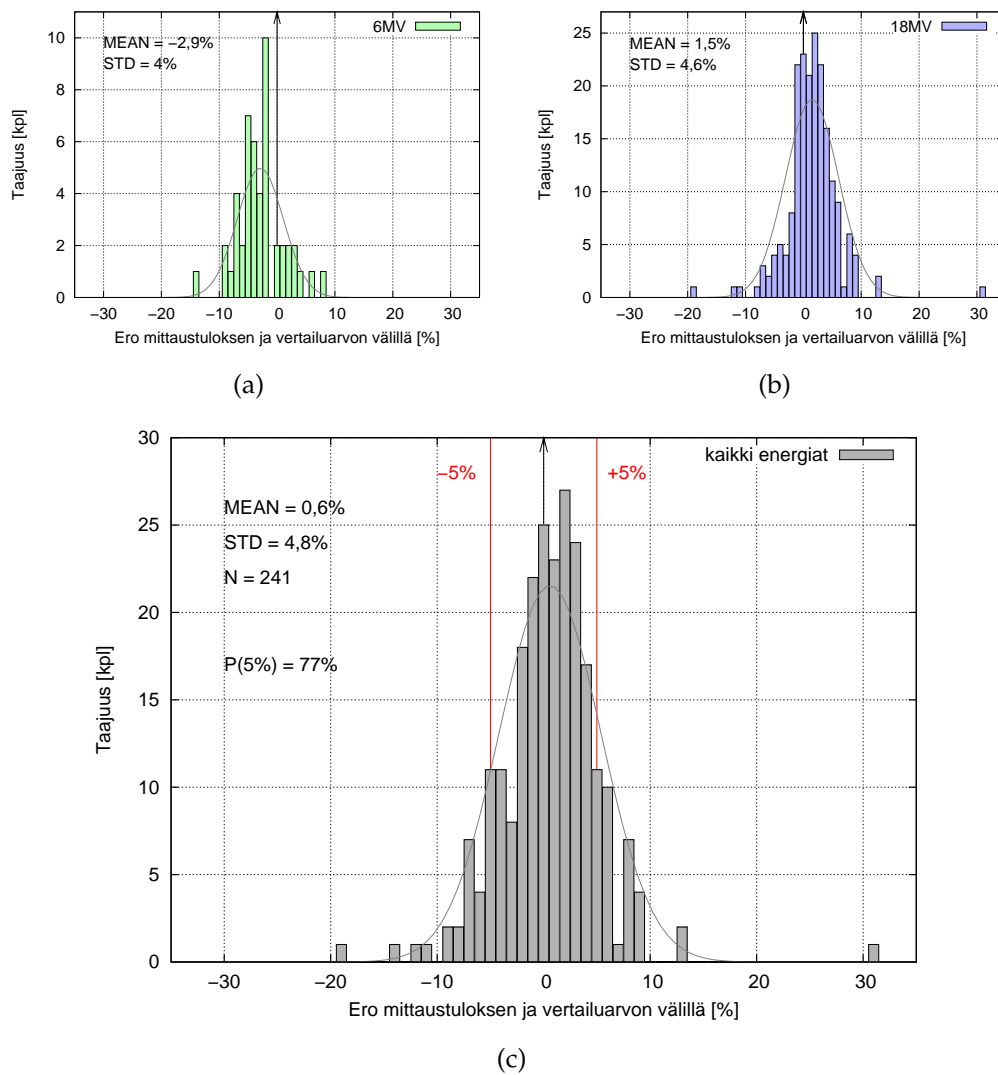
Tulokset näkyvät kuvassa 7.4. Kenttäkokokorjaus siirtää matalamman energian mittaustuloksia lähemmäs referenssiarvoja, poikkeaman keskiarvoksi tulee nyt $-0,8 \%$. Korkeammalla energialla keskiarvo ei merkittävästi muutu, tosin nyt mittaustulosten jakautuminen muistuttaa enemmän gaussista jakautumaa.

Potilaalla on keskimäärin noin kolme hoitokenttää. Diodin lämpeneminen riippuu ajasta, jonka se ehtii olla potilaan iholla ennen mittausta. Tätä aikaa on vaikea arvioida, mutta oletetaan nyt tehtävää lämpötilakorjausta varten, että se on keskimäärin kolme minuuttia. Korjauskertoimet nähdään kuvasta 6.1, ne ovat suhteen D_t/D_0 käännteislukuja. Käytetään kertoimille kuitenkin lähimpiä kokonaisia prosenttiyksiköitä. Korjauskertoimiksi saadaan $C_T = 0,98$ (6 MV:n fotonit) ja $C_T = 0,99$ (18 MV:n fotonit). Lämpötilakorjaus skaalaa siis kaikkia saman energian mittauservoja suhteessa saman verran pienemmiksi.

Niputetaan lopuksi kaikki kolme korjauskerrointa yhteen. Lopulliset tulokset, sekä energioille 6 ja 18 MV erikseen että molemmille yhdessä, on koottu kuvaan 7.5. Kun nyt molempia energioita tarkastellaan yhdessä, nähdään että mittaustulokset poikkeavat keskimäärin enää $+0,6\%$ referenssiarvoista. Keskihajonta on $4,8\%$, ja 77% mitatuista arvoista mahtuu $\pm 5\%$:n virhemarginaalin sisään.

Tähän lopulliseen, korjattuun aineistoon jää vielä pieni joukko mittaustuloksia, jotka poikkeavat vertailuarvoista yli 5% . Näille suurille poikkeamille on syynsä. Kaikki 6 MV:n fotonien mittaustulokset, jotka ovat yli 5% liian pieniä, ovat peräisin ablaatorinnan hoitokentistä. Nämä kentät ovat suuria ja epäsäännöllisen muotoisia kenttiä, joissa keskiakseli on hyvin lähellä hoitokentän reunaan. Tällöin diodi saattaa jäädä säteilykentän puolivarjon alueelle, ja mittaustuloksista tulee liian pieniä. Diodi on myös saatettu laittaa keskemälle säteilykenttään, jolloin se on siirtynyt pois kentän keskiakselilta. Liian suuret mittaustulokset 6 MV:n fotoneille on puolestaan mitattu pään ja kaulan alueen hoidoissa. Tällöin diodi on jouduttu kiinnittämään maskin pinnalle, ja mittaustulokset ovat odotetusti liian suuria.

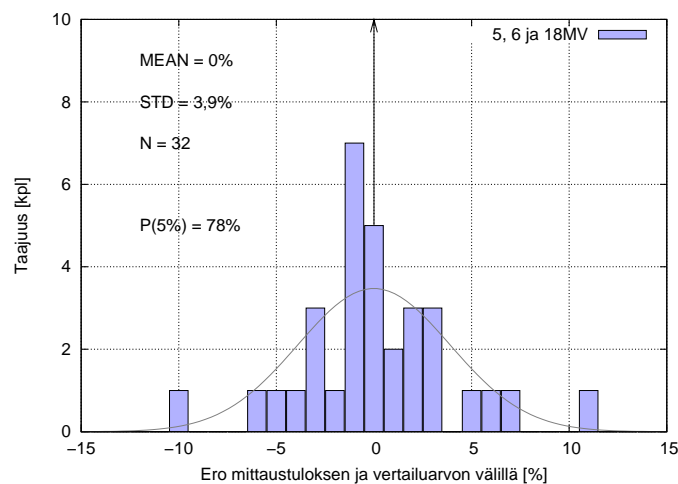
18 MV:n fotonien poikkeavista mittaustuloksista suurin osa johtuu epäsymmetrisestä säteilykentästä. Muutamassa tapauksessa, kuten esim. ainoassa yli 30% poikkeavassa mittaustuloksessa, kyseessä on ollut poikkeuksellisen lihava potilas. On hoidettu lantion aluetta, jolloin diodi on kiinnitetty suuren, roikkuvan vatsan pinnalle, joka on epästabiili ja asettuu hoitopöydällä aina vähän eri tavalla. Näissä tapauksissa SSD voi poiketa annossuunnitelmasta paljonkin, kentän keskiakseli voi asettua juuri ihopoimun kohdalle, tms.



Kuva 7.5. SSD-, kenttäkoko- ja lämpötilakorjattu mittausaineisto (a) 6 MV:n fotoneille, (b) 18 MV:n fotoneille ja (c) molemmille energioille yhteensä.

7.2 "Muu annos" -ohjelmalla lasketut hoitokentät

Mittausaineisto sisältää myös kolmenkymmenen kahden "muu annos" -ohjelmalla lasketun hoitokentän diodimittaukset. Nämä ovat palliatiivisia hoitokenttiä, joiden kenttäannos on yleensä varsin korkea. Valtaosalle kentistä SSD on 100 cm, pieni osa kentistä on hoidettu isosentrisesti. Tämä ryhmä sisältää mittauksia kaikilla fotonienenergioilla. Mittaustulokset on esitetty kuvassa 7.6. Keskiarvo mittaustulosten poikkeamalle referenssiarvosta on 0 %, keskihajonta on 3,9 %. Mittauksista 78 % on ± 5 %:n virhemarginaalin sisäpuolella. Näihin tuloksiin ei siis ole käytetty minkäänlaisia korjauskertoimia.

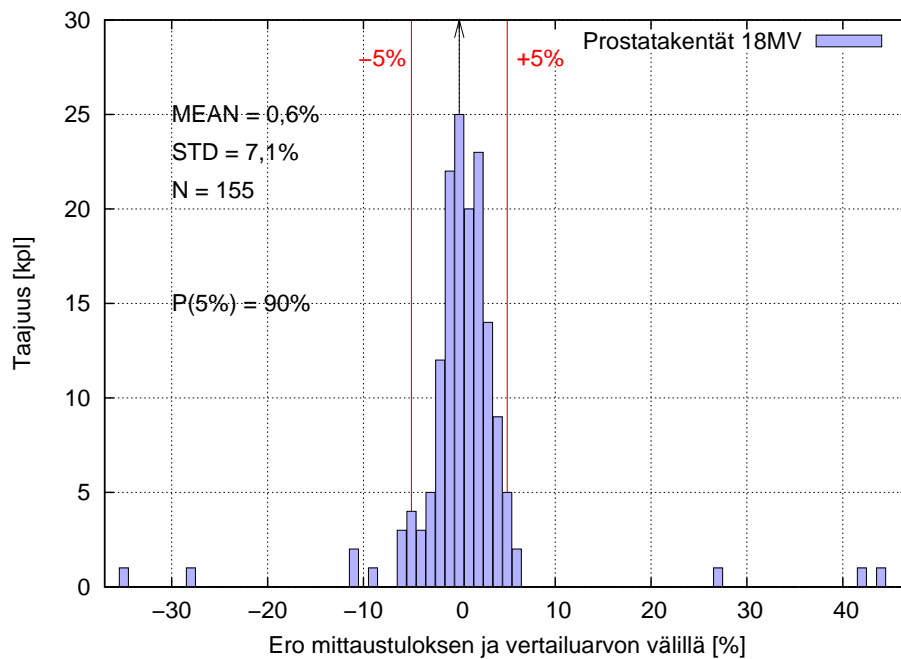


Kuva 7.6. "Muu annos" -ohjelmalla lasketujen hoitokenttien mittaustulokset.

Hieman yllättävää on, että juuri näiden kenttien mitatut annokset vastaavat parhaiten laskettuja referenssiannoksia. Toisaalta nämä kentät on yleensä hoidettu 100 cm:n SSD:llä, suoraan edestä, takaa tai sivuilta päin. Mitattavia kenttiä potilaalla on yleensä yksi tai kaksi, jolloin diodi ei välttämättä ehdi lämmentä kovin merkittävästi. Palliatiiviset kentät harvoin ovat hyvin pieniä kentäkooltaan, vaan ne ovat pikemminkin keskikokoisia tai suuria. Näissä kentissä ei myöskään ollut kiiloja.

7.3 Esimerkki mittaustarkkuudesta yksittäisessä hoitokohteessa: eturauhanen

Tarkastellaan vielä lopuksi mittaustuloksia yhden tietyn kohdealueen hoidossa. Kohdealueeksi on valittu eturauhanen, jota yleensä hoidetaan neljän 18 MV:n fotonikentän ns. laatikkotekniikalla. Tässä tekniikassa kohdealuetta säteilytetään suorilla etu-, taka- ja sivukentillä isosentrisesti. Kentissä harvoin on kiiloja. Mittaustuloksiin on käytetty lämpötilan, SSD:n ja kenttäkoon korjauskertoimia.



Kuva 7.7. Eturauhasen hoitokenttien mitattu kenttäannosjakauma.

Tulokset näkyvät kuvassa 7.7. Kuvajajasta nähdään, että mitatut annokset vastaavat erittäin hyvin referenssiarvoja, keskiarvo on 0,6 %, ja 90 % tuloksista menee $\pm 5\%$:n virhemarginaalin sisään. Keskihajonta on noussut korkeaksi muutaman, eli alle kymmenen, mittaustuloksen vuoksi, jotka poikkeavat reilusti referenssiarvoista. Nämä poikkeavat arvot ovat suurelta osin hoitopöydän alapinnasta mitattuja arvoja tai kiilakenttien mittaustuloksia, sillä tästä aineistosta ei edellä mainittuja ole karsittu pois.

Luku 8

Päätelmät

TAYS:ssa diodimittausten tavoitteena on päästä ± 5 %:n tarkkuuteen. Kerätyssä potilasmittausaineistossa oli lähtökohtaisesti varsin paljon hajontaa, mittauksset poikkesivat odotusarvoista keskimäärin 3,1 %, ja jakauman keskihajonta oli 10 %. Tässä työssä potilasmittausaineistosta karsittiin suoraan pois kiilakentät ja hoitopöydän alta tehdyt mittauksset. Aineiston muokkaukseen käytettiin teoreettisesti määritettyjä, likimääräisiä korjauskertoimia SSD:lle ja kenttäkoolle, sekä kokeellisesti määritettyä lämpötilakorjauskerrointa. Tulokset parantuivat huomattavasti, korjatun mittausdatan odotusarvoksi saatiin 0,6 % ja keskihajonnaksi 4,8 %. Mittaustulosten korjauksessa ei otettu huomioon lineaarikiihdyttimen päivittäistä annosvaihtelua eikä diodien pitkäikäisyydestä aiheutuvaa virhettä.

Karsittuun ja korjattuun mittausaineistoon jäi vielä tuloksia, jotka poikkesivat yli 5 % vertailuarvoista. Nämä eivät kuitenkaan ole aiheutuneet virheellisistä hoidoista, vaan mittaustekniikkaan liittyvästä problematiikasta. Diodi tulisi asetella potilaan iholla mahdollisimman huolellisesti kentän keskiakselille, mutta aina diodia ei voi laittaa juuri haluttuun kohtaan. Epäsymmetrisissä kentissä mittauksset tehdään usein puolivarjoalueella, ja SSD voi poiketa annosuunnitelman mukaisesta arvosta monestakin syystä. Kenttäannoksia on myös voitu vahingossa mitata väärän energia-alueen diodilla. On tiettyjä usein toistuvia tilanteita, kuten mittaaminen hoitopöydän alapinnalla ja epäsymmetristen kiilakenttien mittaaminen, jolloin mittaustarkkuudessa ei saavuteta haluttua tasoa. Itse hoidon tarkkuus on kuitenkin kohdallaan. Näissä tilanteis-

sa TAYS:ssa käytetty $\pm 5\%$:n hyväksyntäraja diodimittauksille onkin liian tiukka.

Aineiston analysoinnista voidaan päätellä, että mittaustuloksiin aiheutuu systemaattista virhettä, jonka voisi ainakin osittain eliminoida määrittämällä tarvittavat korjauskertoimet diodeille asianmukaisin mittauksin. Lämpötilakorjaus olisi helppo ottaa käyttöön TAYS:ssa, InViDos-ohjelma voisi skaalata kaikkia mittauksia automaattisesti jollakin keskimääräisellä lukuarvolla. Tässä tapauksessa olisi hyvä, jos diodin voisi antaa olla ennen mittausta potilaan iholla tarpeeksi kauan, jotta se ehtisi saavuttaa tasapainolämpötilan. Tietenkin kiire ja suuri määrä potilaita hoitokoneella ovat rajoitteena, mutta kenties diodin voisi yrittää kiinnittää potilaan iholle mahdollisimman varhaisessa vaiheessa ennen säteilytystä. Toinen mahdollinen lisätoimenpide voisi olla todellisen hoidossa toteutuneen SSD:n tarkastaminen hoitokoneen valoasteikon avulla. Esim. lihavan potilaan vatsa tai isorintaisen potilaan rinta ei välttämättä hoidossa asetu aina täysin samalla tavalla kuin annosuunnittelukuvauksessa. Tai mitaus voidaan tehdä esim. maskin pinnalla. Tällöin SSD voi poiketa suunnitellusta. SSD:n tarkastus voitaisi tehdä vaikkapa vain silloin, kun mittaustuloksen huomataan poikkeavan reilusti referenssiarvosta. Todellisen SSD:n avulla voitaisi mittaustulokseen tehdä korjaus etäisyyden neliölain mukaisesti. Tämä on kuitenkin mahdollista vain silloin, kun diodi on asetettu kentän keskiakselin kohdalle.

Koska diodien kalibrointi on helppo suorittaa eikä se vie paljon aikaa, voisi myös diodien kalibrointiväliä tarkistaa. Kahden prosentin systemaattinen virhe diodin annosvasteessa tekee kuitenkin jo varsin paljon, jos mittauksissa pyritään viiden prosentin virhemarginaaliin. Joissakin pienemmissä sädehoitoklinikoissa harrastettu käytäntö, että fyysikko on aina läsnä uuden hoidon aloituksessa, ei olisi huono myöskään in vivo -dosimetrian kannalta. Fyysikko voisi suorittaa annosmittaukset, ja poikkeavan mittaustuloksen tapauksessa virhelähteen voisi selvittää potilaan ollessa vielä hoitopöydällä. Suuremmassa klinikassa tämä voi kuitenkin olla hankalaa järjestää käytännössä.

Korjauskertoimet ovat diodikohtaisia, ja ne tulisi selvittää mittaamalla jokaiselle ilmaisimelle erikseen. Korjauskertoimia voidaan määrittää lukuisia ja eri

tilanteisiin sopivia. Mutta tulisi myös muistaa, että nekin ovat jonkin asteisia likimääräistyksiä, eivätkä ne yleensä ole toisistaan täysin riippumattomia, kuten usein yksinkertaisuuden vuoksi oletetaan. Siksi helposti käykin niin, että korjaustoimenpiteeksi tarkoitettulla skaalauksella aiheutetaan enemmän virhettä mittaustulokseen, tai sitten samaa asiaa korjataan useaan kertaan. Korjauskertoimien käyttönotossa varmasti kannattaakin hieman puntaroida korjauksesta saatavaa hyötyä suhteessa sen aiheuttamaan työmäärään.

Kirjallisuutta

- [1] AAPM radiation therapy committee, Task group 62. *Diode in vivo dosimetry for patients receiving external beam radiation therapy*. AAPM report no. 87, 2005.
- [2] A. Adeyemi ja J. Lord. An audit of radiotherapy patient doses measured with in vivo semiconductor detectors. *Br. J. Radiol.*, 70, 1997.
- [3] R. Alecu, T. Loomis, J. Alecu, ja T. Ocran. Guidelines for the implementation of diode in vivo dosimetry programs for photon and electron external beam therapy. *Med. Dosim.*, 24(1), 1999.
- [4] F.H. Attix. *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*. John Wiley & Sons, Inc., USA, 1986.
- [5] Herbert C.E., M.A. Ebert, ja D.J. Joseph. Feasible measurement errors when undertaking in vivo dosimetry during external beam radiotherapy of the breast. *Med. Dosim.*, 28(1), 2003.
- [6] M. Essers ja B.J. Mijnheer. In vivo dosimetry during external photon beam radiotherapy. *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, 43(2), 1999.
- [7] J. Frim, S.D. Livingstone, L.D. Reed, R.W. Nolan, ja R.E. Limmer. Body composition and skin temperature variation. *J. Appl. Physiol.*, 68(2), 1990.
- [8] M.G. Herman, J.J. Kruse, ja C.R. Hagnessc. Guide to clinical use of electronic portal imaging. *J. Appl. Clin. Med. Phys.*, 1(2), 2000.
- [9] K. Huang, W.S. Bice, ja O. Hidalgo Salvatierra. Characterization of an in vivo diode dosimetry system for clinical use. *J. Appl. Clin. Med. Phys.*, 4(2), 2003.
- [10] D. Huyskens, R. Bogaerts, J. Verstraete, M. Lööf, H. Nyström, C. Fiorino, S. Broggi, N. Jornet, M. Ribas, ja D. Thwaites. *Practical Guidelines for the Implementation of In Vivo Dosimetry with Diodes in External Radiother-*

- apy with Photon Beams (Entrance Dose)*. ESTRO Publications, ESTRO (Physics) Booklets, 2001.
- [11] S. Hyödynmaa. *Syövänhoidon vastualueen sädehoitoyksikön laatukäsikirja*. TAYS, Tampere, 2006.
- [12] T.K. Ikäheimonen (toim.). *Säteily- ja ydinturvallisuus 1: Säteily ja sen havaitseminen*. Säteilyturvakeskus, Karisto Oy:n kirjapaino, Hämeenlinna, 2002.
- [13] H. Joensuu, M. Kouri, A. Ojala, M. Tenhunen, ja L. Teppo. *Kliininen sädehoito*. Kustannus Oy Duodecim, Helsinki, 2002.
- [14] N. Jornet, P. Carrasco, D. Jurado, A. Ruiz, T. Eudaldo, ja M. Ribas. Comparison study of mosfet detectors and diodes for entrance in vivo dosimetry in 18 mv x-ray beams. *Med. Phys.*, 31(9), 2004.
- [15] F.M. Khan. *The Physics of Radiation Therapy*. Lippincott Williams & Wilkins, Baltimore, USA, toinen laitos, 1994.
- [16] T. Lahtinen ja L.R. Holsti (toim.). *Kliininen säteilybiologia*. Kustannus Oy Duodecim, Helsinki, 1997.
- [17] W.R. Leo. *Techniques for Nuclear and Particle Physics Experiments*. Springer, New York, 1994.
- [18] Th. Loncol, J.L. Greffe, S. Vynckier, ja P. Scalliet. Entrance and exit dose measurements with semiconductors and thermoluminescent dosimeters: a comparison of methods and in vivo results. *Radiother. Oncol.*, 41, 1996.
- [19] International Commission on radiation units ja measurements (ICRU). *Determination of absorbed dose in a patient irradiated by beams of X and Gamma rays in radiotherapy procedures, ICRU Report No. 24*. Washington D.C., 1976.
- [20] E.B. Podgorsak (toim.). *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*. IAEA, Vienna, 2005.
- [21] O. Pukkila (toim.). *Säteily- ja ydinturvallisuus 3: Säteilyn käyttö*. Säteilyturvakeskus, Karisto Oy:n kirjapaino, Hämeenlinna, 2004.
- [22] G. Rikner ja E. Grusell. General specifications for silicon semiconductors for use in radiation dosimetry. *Phys. Med. Biol.*, 32(9), 1987.
- [23] G. Rikner ja E. Grusell. Patient dose measurements in photon fields by means of silicon semiconductor detectors. *Med. Phys.*, 14(5), 1987.

-
- [24] A.S. Saini ja T.C. Zhu. Temperature dependence of commercially available diode detectors. *Med. Phys.*, 29(4), 2002.
- [25] A.S. Saini ja T.C. Zhu. Dose rate and SSD dependence of commercially available diode detectors. *Med. Phys.*, 31(4), 2003.
- [26] Sädehoitofysiikan sanastotyöryhmä. *Sädehoitofysiikan sanasto*. STUK, Helsinki, 1997.
- [27] D. Sheikh-Bagheri ja D.W.O. Rogers. Monte Carlo calculation of nine megavoltage photon beam spectra using the BEAM code. *Med. Phys.*, 29(3), 2002.
- [28] R. Sjögren ja M. Karlsson. Influence of electron contamination on in vivo surface dosimetry for high energy photon beams. *Med. Phys.*, 25(6), 1998.
- [29] Säteilyturvakeskus. Sädehoidon laadunvarmistus, ST-ohje 2.1, 2003.
- [30] H.N. Wagner. *Principles of Nuclear Medicine*. W.B. Saunders Company, USA, 1968.
- [31] Scanditronix Wellhöfer. *InViDos System manual*. version 1.1.
- [32] K.T. Welsh ja L.E. Reinstein. The thermal characteristics of different diodes on in vivo patient dosimetry. *Med. Phys.*, 28(5), 2001.
- [33] <http://www.ee.tut.fi/fys/labra/ftyot2/pjts.pdf>, 12.5.2008.