

PORTAALIDOSIMETRIAN KÄYTTÖ SÄDEHOITOKIIHDYTTIMEN LAADUNVARMISTUKSESSA

Kimmo Halonen

Pro gradu -tutkielma
Ohjaaja Maunu Pitkänen



Jyväskylän yliopisto
Fysiikan laitos
28.8.2009

Kiitokset

Suurin kiitos tutkielmastani kuuluu osastonylifyysikko Maunu Pitkäselle, joka ohjasi työni Tampereen yliopistollisen sairaalan sädehoitoyksikössä kesällä 2009. Lisäksi kiitän apulaisylifyysikko Simo Hyödynmaata ja fyysikko Seppo Peltolaa neuvoista ja ohjauksesta. Erityiskiitos kuuluu myös apulaisfyysikko Antti Vanhaselle, joka auttoi mittauksissa operoimalla hoitokonetta ja portaali-ilmaisinta. Kiitokset myös Jyväskylän yliopiston fysiikan laitoksen yliassistentti Jussi Topparille elektroniikan konsultaatiosta sekä Pirjo Haloselle tutkielman kieliasun tarkistuksesta.

Tiivistelmä

Tutkielman tarkoituksena on tarkastella amorfisen piiportaali-ilmaisimen hyödyntämistä sädehoitokoneen laadunvarmistuksessa. Käyn aluksi läpi sädehoitofysiikan keskeiset käsitteet ja käyn pintapuolisesti läpi lineaarikiihdyttimen toimintaperiaatteen, minkä lisäksi esittelen lyhyesti vaihtoehtoisia sädehoitotekniikoita. Esittelen säteilykeilan tärkeimmät parametrit kuinka niitä käytetään Tampereen yliopistollisen sairaalan (TAYS) laadunvalvontaohjelmassa. Kerron lyhyesti portaali-ilmaisinten historiasta ja esittelen kolme keskeisintä ilmaisintyyppiä sekä niihin liittyvät ongelmat. Käyn läpi teoreettiset parametrit, joilla ilmaisinten laatu pyritään määrittelemään universaalisti. Koska aS500-ilmaisim on työssäni keskeisessä asemassa, käyn sen toiminnan läpi seikkaperäisesti, minkä lisäksi pyrin etsimään ilmaisimen suorituskykyä kuvaavat parametrien arvot. Mittaukset koostuvat neljästä osasta: Kentän riippuvuudesta kanturikulmasta, kohina-mittauksista, valo- ja säteilykentän yhtenevyyden tutkimisesta sekä ilmaisinvertailusta. Tulokset osoittavat, että vaikka portaali-ilmaisim on vakaa, nopeakäyttöinen ja tarkka, se soveltuu ainoastaan konsistenssimittauksiin. Absoluuttimittauksia varten tarvitaan edelleen ionisaatiokammiota.

Sisältö

1	Johdanto	1
2	Sädehoidon peruskäsitteitä	3
2.1	<i>Säteilyn ominaisuuksia</i>	3
2.1.1	Kerma	3
2.1.2	Absorboitunut annos	3
2.1.3	Sähkötasapaino	4
2.2	<i>Lineaarikiihdytin</i>	5
2.3	<i>Säteilykeilat</i>	8
2.3.1	Fotonikeila	8
2.3.2	Elektronikeila	11
2.4	<i>Protoni-, neutroni- ja raskasioneikeilat sekä boori-neutronisieppaus</i>	12
2.5	<i>Säteilykeilan parametrit</i>	13
2.5.1	Kudos-fantomi- ja syväionisaatiosuhde	13
2.5.2	Kantama	14
2.5.3	Kenttäprofiili	15
2.5.4	Kentän tasaisuus ja symmetria	16
2.6	<i>Laadunvarmistus</i>	17
3	Portaali-ilmaisimet	19
3.1	<i>Portaali-ilmaisinten kehittyminen</i>	19
3.2	<i>Kamerailmaisin</i>	19
3.3	<i>Nesteionisaatiokammioilmaisin</i>	20
3.4	<i>Aktiivimatriisi-ilmaisin</i>	21
3.5	<i>Portaali-ilmaisinten keskeiset käsitteet</i>	22
3.5.1	Kontrasti ja signaali-kohina-suhde	22
3.5.2	Paikkaresoluutio	24
3.5.3	Viivalevittyneisyys- ja modulaatiosiirtofunktio	24
3.5.4	Kohinaspektri	25
3.5.5	Kvanttitehokkuus	25
3.6	<i>Portaali-ilmaisimien ongelmat</i>	26
4	Mittauslaitteisto ja menetelmät	28
4.1	<i>aS500-portaali-ilmaisin</i>	28
4.1.1	Rakenne ja toimintaperiaate	28
4.1.2	Pikseliviat	29
4.1.3	Kalibrointi	30
4.1.4	Teoreettinen suorituskyky	31
4.2	<i>Mittaukset ja analysointimenetelmät</i>	32
4.2.1	Kentän riippuvuus kanturikulmasta	32
4.2.2	Valokentän ja säteilykentän yhtenevyys	33
4.2.3	Kohina	35
4.2.4	Portaali- ja matriisi-ilmaisimen sekä filmin vertailu	36
5	Tulokset	38
5.1	<i>Kentän riippuvuus kanturikulmasta</i>	38
5.2	<i>Valo- ja säteilykentän yhtenevyys</i>	39
5.3	<i>Kohina</i>	41

5.4	<i>Portaali- ja matriisi-ilmaisimen sekä filmin vertailu</i>	42
6	Päätelmät	45
	Kirjallisuus	46
	Liitteet	49
	Kuvat	49
	Taulukot	50

1 Johdanto

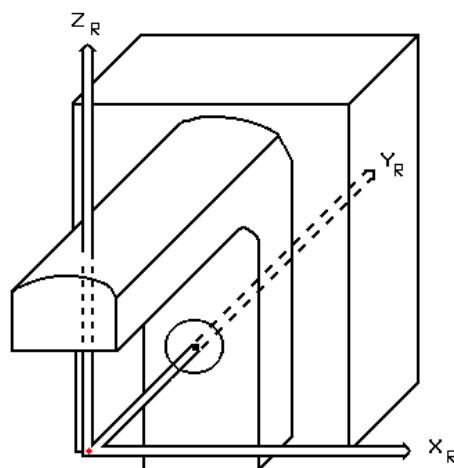
Sädehoito on nykyaikainen syövän hoitomuoto, jossa kasvainta pyritään kontrolloimaan tai tuhoamaan säteilyn avulla. Sädehoito jaetaan kahteen osaan: ulkoiseen ja tyköhoitoon (brachytherapy). Ulkoisessa sädehoidossa potilasta säteilytetään kehon ulkopuolella sijaitsevalla säteilylähteellä. Tyköterapiassa tasaisesti säteilevä lähde viedään potilaan kehoon esimerkiksi leikkaus- tai muun ruumiinaukon kautta. Annos voidaan antaa myös ihon ulkopuolelta laajoilla levymäisillä lähteillä.^[1]

Lineaarikiihdyttimellä toteutetussa sädehoidossa korkeajännitteellä kiihdytetyt hiukkaset törmäytetään joko suoraan potilaaseen (elektronit, protonit, kevytioni) tai läpäisykohtioon (fotonit), jossa muodostunut röntgensäteily ohjataan potilaaseen. Tällä hetkellä ftoni- ja elektronihoidot ovat maailmanlaajuisesti käytetyimpiä.^[1]

Ulkoisessa sädehoidossa potilas makaa hoitopöydällä, jota voidaan siirrellä tarkasti kauko-ohjauksella. Isosentrisissä hoidoissa jalustan varassa akselistaan kiinni oleva hoitokone kiertää potilasta, jolloin hoitokenttiä voidaan antaa eri kulumista. Avaruudellinen keskipiste, jota kone kiertää, on nimeltään isosentri (kuva 1).

Sädehoidon tarkkuuden kannalta on tärkeää, että potilas voidaan asetella tarkasti. Kasvaimen paikka ja koko voivat vaihdella, ja monien sisäelinten kuten virtsarakon koko vaihtelee paljonkin. Siksi on tärkeää varmistaa, että potilas on aseteltu kunakin hoitokertana tarkasti. Perinteisesti asetelussa on käytetty erityistä kuvantamisfilmiä, joka on kasetiksi kutsutussa kotelossa. Filmin päällä on kasvukerroksena toimiva metallilevy ja alla muovinen tai metallinen levy.^[2]

Filmissä on kuitenkin useita ongelmia, joista suurin on sen kehittämiseen menevä aika. Koska yhden filmin kehittäminen on hidasta, ei potilaan asettelua voida tarkistaa kovin usein. Lisäksi filmin kuvanlaatuun vaikuttaa se aika, jonka filmi ehtii valottua, kun se poistetaan kasetista kehittämistä varten.^[2]



Kuva 1: Isosentrikoordinaatisto. Isosentripiste on merkitty kuvassa punaisella. TAYS-laadunvalvonta 2009.^[3]

Ymmärrettävästi alalla on ollut kysyntää uusille menetelmille, joilla saataisiin tarkka kuva nopeasti *in vivo*, hoidon aikana. Portaali-ilmaisimet kehitettiin alun perin tätä tarkoitusta varten. Ajan kuluessa huomattiin, että ilmaisimien tarkkuus ja erityisesti käytännöllisyys viittasivat mahdollisuuteen käyttää portaali-ilmaisimia dosimetriatarkoituksissa. Viimeisen kymmenen vuoden ajan aiheesta onkin tehty huomattavasti tutkimusta.

Tässä tutkielmassa keskitytään tarkastelemaan aS500-tyypin amorfisen piiportaali-ilmaisimen ominaisuuksia. Tavoitteena on vastata seuraaviin kysymyksiin: Riippuuko ilmaisimen kuva kanturikulmasta? Voidaanko ilmaisimella korvata filmin käyttö valo- ja säteilykentän yhtenevyyden tarkistamisessa? Rajoittaa-ko kohina merkittävästi laitteen käyttöä? Ovatko laitteella saadut tasaisuus- ja symmetria-arvot sekä kenttäprofiilit luotettavia? Näiden kysymysten vastausten perusteella vastataan tutkielman pääkysymykseen: Onko amorfisesta piiportaali-ilmaisimesta sädehoitokiihdyttimen laadunvarmistustyökaluksi?

2 Sädehoidon peruskäsitteitä

2.1 Säteilyn ominaisuuksia

Säteilyä on kahdenlaista: ionisoivaa ja ionisoimatonta. Ionisoimaton säteily on sähkömagneettista, pienitaajuuksista aaltoliikettä, jonka energia ei nimensä mukaisesti riitä ionisoimaan väliainetta. Ionisoimaton säteily on yleensä ihmiselle harmitonta. Ionisoiva säteily on taas verrattaen suurienergistä, lyhytaaltoista säteilyä, joka kykenee irrottamaan atomin elektroneja tai rikkomaan molekyylisidoksia. Ionisoiva säteily voidaan vielä jakaa suoraan ja epäsuorasti ionisoivan säteilyn kategorioihin. Ionisoivan ja ionisoimattoman säteilyn energiaraja on röntgensäteilyn ja ultraviolettisäteilyn välissä.^[4]

2.1.1 Kerma

Kerma tulee englannin kielen sanoista *kinetic energy release per unit mass* ja sitä käytetään kuvaamaan epäsuorasti ionisoivan säteilyn eli fotonien, neutronien ja muiden varauksettomien hiukkasten väliaineeseen luovuttamaa energiaa. Varauksettomuuden vuoksi niiden ainoat vuorovaikutustavat ovat suora törmäys sekä suurienergisillä fotoneilla mahdollisesti parinmuodostus.^[5]

Määritellään varauksettomilta hiukkasilta varauksellisille siirtynyt energia ε_{tr} seuraavasti:

$$\varepsilon_{tr} = E_{in}^u - E_{out}^u + \Delta Q, \quad (2.1)$$

missä E_{in}^u ja E_{out}^u ovat varauksettomien hiukkasten sisään- ja ulostulevat energiat tilavuudessa V , jonka massa on m , ja ΔQ on lepomassaenergian muutos. ΔQ :n merkki riippuu muutoksen suunnasta: energian muuttuessa massaksi (esim. parinmuodostuksessa) ΔQ on positiivinen, muuten negatiivinen.^[5]

Kerma määritellään pienen massa-alkion dm avulla seuraavasti:

$$K = \frac{d(\varepsilon_{tr})_e}{dm}, \quad (2.2)$$

missä $(\varepsilon_{tr})_e$ on ε_{tr} :n odotusarvo. Kerma voidaan lisäksi jakaa kahteen osaan sen perusteella, mihin luovutettu energia päätyy varauksellisilta hiukkasilta. Kirjoitetaan kerma muodossa

$$K = K_c + K_r, \quad (2.3)$$

missä K_c kuvaa sitä osuutta, joka ionisoi ja aiheuttaa virittymistä Coulombin vuorovaikutusten kautta, ja K_r takaisin fotoneiksi esimerkiksi jarrutussäteilyn kautta päätyvää osaa (r tulee sanoista *radiation loss*). Kerman yksikkö on J/kg , josta käytetään nimitystä *gray* (Gy).^[5]

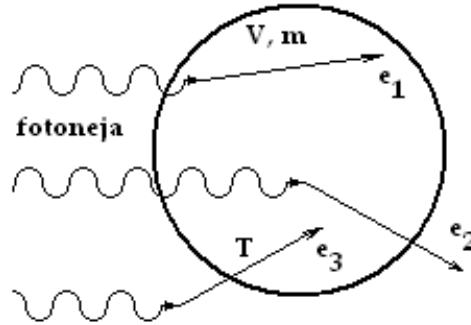
2.1.2 Absorboitunut annos

Absorboitunut annos D on muuten sama kuin kerma, mutta se huomioi myös varauksellisten hiukkasten luovuttaman energian. Tällöin luovutettu energia ε on

$$\varepsilon = E_{in}^u - E_{out}^u + E_{in}^c - E_{out}^c + \Delta Q, \quad (2.4)$$

missä E_{in}^c :n ja E_{out}^c :n erotus on nyt varauksellisten hiukkasten luovuttama energia. Absorboituneen annoksen yksikkö on sama kuin kerman: J/kg eli Gy.^[5]

2.1.3 Sähkötasapaino



Kuva 2: Sähkötasapaino.

Sähkötasapainon (charged particle equilibrium, *CPE*) idea on, että pienessä m -massaisessa, yleensä pallonmuotoisessa tilavuudessa V varauksellisten hiukkasten kantama energia pysyy vakiona. Tarkastellaan kuvaa 2. Kulkiessaan massa-alkiossa elektroni ionisoi atomeja matkallaan. *CPE*:n mukaan säteilytykseen lasketaan mukaan vain se ionisaatio, jonka alkiossa syntynyt elektroni kuten e_1 saa aikaan.^[5,6]

Elektroni e_2 ei täytä tätä ehtoa vaan poistuu alkioista vieden kokonaisenergiastaan osan T mukanaan. Kuitenkin alkioon tulee e_3 , joka tuo mukanaan T :n verran energiaa, koska alkion rajalla e_2 ja e_3 ovat identtiset.^[5]

Nyt siis $E_{in}^c = E_{out}^c$, jolloin yhtälö (2.4) saa muodon

$$\varepsilon = E_{in}^u - E_{out}^u + \Delta Q = \varepsilon_{tr}. \quad (2.5)$$

Differentioimalla lauseke (2.5) puolittain saadaan

$$\Leftrightarrow \frac{d\varepsilon}{dm} = \frac{d\varepsilon_{tr}}{dm}, \quad D = K_c + \underbrace{K_r}_{\approx 0}, \quad (2.6)$$

sillä jos massa-alkio on riittävän pieni, kaikki takaisin fotoneiksi muuttunut energia tulee ulos tilavuudesta. Siten saadaan tärkeä yhteys

$$D = K_c. \quad (2.7)$$

Yhtälön (2.7) avulla voidaan tarkistaa *CPE*:n toteutuminen, sillä K_c on laskettavissa energiakertymän avulla.^[5]

CPE:llä on useita rajoituksia, eikä se yleensä toteudu täydellisesti. *CPE*:ssä oletetaan väliaineen homogeenisuus sekä muuttuvien magneetti- tai sähkökenttien puuttuminen. Sen sijaan ionisaatiokammiossa, jossa sähkökenttä on vakio, *CPE* toteutuu. Samasta syystä ionisaatiokammion tilavuus on yleensä hyvin pieni.^[5]

CPE:n toteutumisen estää yleensä jokin kolmesta tekijästä. Ensiksikin *CPE* olettaa homogeenisen säteilyn, jossa kaikki fotonit kulkevat samansuuntaisesti. Vaatimus samansuuntaisuudesta tarkoittaisi äärettömän kaukana olevaa säteilylähdettä, mikä ei tule kysymykseen. Säteilylähteen läheisyys saattaa siis estää *CPE*:n toteutumisen.^[5]

Toiseksi väliaineen rajapinta voi olla liian lähellä. Koska varauksellisia hiukkasia muodostuu eri määrä eri väliaineissa, se merkitsee epätasaista energiajakaamaa. Kolmanneksi säteilyn energia voi olla liian suuri. Tällöin sekundäärinen elektronien läpäisykyky kasvaa primäärifotoneja suuremmaksi, eikä energiajakauma ole enää homogeeninen.^[5]

Vaikka *CPE* ei usein toteudu, ns. transientti *CPE* (transient charged particle equilibrium, *TCPE*) voi olla voimassa. Kun *CPE*:ssä D/K_c on yhtälön (2.7) mukaan 1, *TCPE*:ssä se on vakio. *TCPE* on oleellinen esimerkiksi fotonien syväannoskäyrässä.^[1,5]

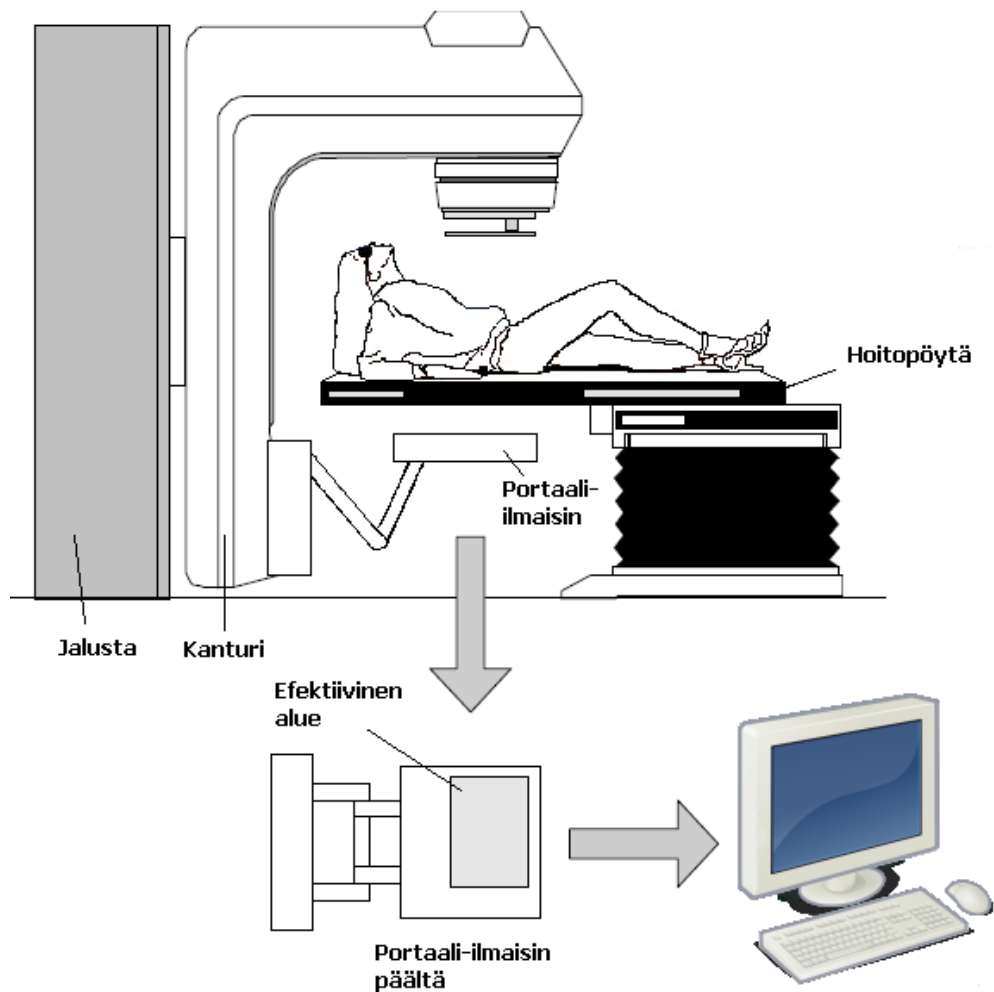
2.2 Lineaarikiihdytin

Ensimmäinen megavolttitason kiihdytin oli vuonna 1932 kehitetty van der Graaf -generaattori, jota valmistettiin aina 1950-luvun loppuun saakka. Wideroe ja Kerst kehittivät 1940-luvulla betatronin, jota käytettiin potilaan hoitoon vuonna 1949. Vuonna 1956 Varian esitteli ensimmäisen pienienergisien isosentrisen lineaarikiihdyttimen, ja 1960-luvulla alkoi olla jo suuri- ja monienergisiiä hoitokoneita. Lineaarikiihdyttimien käyttö osana syöpähoitoa on kasvanut, ja se vain lisääntyy tekniikan ja tarkkuuden kehittyessä.^[7]

Sädehoitokoneen pääosat ovat kanturi (gantry), kanturijalusta, modulaattori, hoitopöytä sekä ohjausyksikkö (kuva 3). Kanturi on se osa koneesta, joka kiertää potilasta ja määrää kentän suunnan. Kanturijalusta kannattelee massiivista kanturia sen keskiakselista ja pyörittää sitä. Modulaattori syöttää pulssitettua jännitettä elektronitykille ja aalto-ohjaimelle. Hoitopöytä on yleensä kanturiakselin suuntaisen, ja potilas asetellaan sen päälle. Hoitoa kontrolloidaan ohjausyksiköstä, ja se sijaitsee hoitokonebunkkerin ulkopuolella. Kanturin alaosassa on lisäksi portaali-ilmaisain.^[8]

Lineaarikiihdytin koostuu oleellisesti seuraavista osista elektronin läpikulkemassa järjestyksessä: elektronitykki, klystronin tai magnetronin avulla toimiva aaltoohjain, kääntömagneetti, ohut ikkuna elektroneille, mahdollinen läpäisykohtio fotoneille, säteilykeilan rajain eli kollimaattori, sirontakalvo elektroneille tai tasoitusuodatin fotoneille, ionisaatiokammio, puoliläpäisevä peili ja moniliuskarajain.^[7,8]

Elektronitykki on kiihdytettävien elektronien lähtöpaikka. Elektronit tuotetaan termisesti lämmittämällä spiraalin muotoista, yleensä volframista valmistettua hehkulankaa. Lankaa ympäröi anodina toimiva rei'itetty elektrodikuori. Katodilankaan syötetään pulssitettu negatiivinen korkeajännite, jolloin elektronit irtoavat kimppuina ja kiihtyvät aukoista kohti aalto-ohjainta.^[7,8]



Kuva 3: Hoitoasetelma. Portaali-ilmaisain työntyy tukivarren avulla potilaan taakse. Hoidon ajaksi ilmaisain vedetään pois, jotta se ei vahingoitu turhaan säteilystä.

Aalto-ohjain käyttää sähkömagneettista radiotaajuusaaltoa (radio frequency, RF), ja sen tehtävä on kiihdyttää elektronit lähelle valonnopeutta. Aalto-ohjainputkeen syötetyn RF-aallon sähkökentän komponentti on putken suuntainen, jolloin putkeen syötetty elektroni kokee samansuuntaisen kiihdyttävän voiman. RF-lähde syöttää aaltoa satoja pulsseja sekunnissa elektronitykistä tulevien elektronien kanssa samassa vaiheessa.^[7]

RF-lähteinä käytetään magnetroneja ja klystroneja. Magnetronit kehitettiin alunperin Iso-Britanniassa vuonna 1939 tutkien sotakäyttöä varten. Magnetronissa elektronit tuotetaan kuten elektronitykissä, pulssitetulla tasavirtasähkökentällä hehkulankakatodista. Ulkoisella magneettikentällä ja anodi-katodi-potentiaali-erolla elektronikimput muodostavat pyörivän varauspilven katodin ympärille. Kun elektronikimppu ohittaa resonanssikammion tuloaukon, elektronit alkavat värähdellä tietyllä resonanssitaajuudella.^[7]

Yksittäinen elektronikimppu luovuttaa noin 60 % energiastaan kammiolle sen oskilloidessa. Energia siirtyy RF-aaltona, ja se johdetaan aalto-ohjaimeen. Aallon taajuus vaihtelee kammioiden tilavuuden mukaan, ja vaihtelua käytetään hyväksi kiihdyttimen energian muuttamisessa. Kammiotilaavuuksien lisäksi energian säätämisessä muunnellaan magneettikenttiä.^[7]

Magnetronin avulla elektronit voidaan kiihdyttää 10 MeV:iin saakka. Sitä suurempienergisii hoitoja varten on käytettävä klystronia. Magnetronin edut klystroniin nähden ovat hinta, vaihdettavuus ja pienikokoisuus. Pienikokoisuuden ansiosta magnetroni voidaan liittää suoraan koneen hoitopäähän, jolloin kallista kääntömagneettia ei tarvita.^[7]

Klystroni kehitettiin vuonna 1939 Varianilla. Nimi tulee kreikan kielen sanasta *klyzo*, joka merkitsee aaltojen iskeytymistä rantaan. Klystroni ei varsinaisesti ole RF-lähde vaan vahvistin, jolla vahvistetaan erillisen RF-oskillaattorin signaalia. Klystronissa on kaksi resonanssikammiota. Ensimmäisessä elektronikimput kohtaavat matalaenergisien RF-aallon, jonka sähkökentän komponentti vaihtelee sinimuotoisesti. Tällöin eri ajanhetkenä aaltoon osuvat elektronit kokevat eri voiman. Osa kiihtyy, osa hidastuu, jolloin kimput tiivistyvät.^[7]

Tiiviit elektronikimput jatkavat matkaa toiseen resonanssikammioon, jossa ne luovuttavat energiansa suurenergisenä, vahvistettuna RF-aaltona, joka johdetaan aalto-ohjaimen. Aallon taajuutta muutetaan muuttamalla alkuperäistä RF-aallon taajuutta. Klystronilla päästään huomattavasti suurempiin energioihin kuin magnetronilla, mutta se on kalliimpi, isokokoisempi ja vaatii järeemmän jäähdytyslaitteiston sekä kääntömagneetin.^[7]

Aalto-ohjaimia on kolmea tyyppiä: liikkuva (travelling), seisova ja monienerginen aalto-ohjain. Liikkuvassa aalto-ohjaimessa elektronikimput tiivistetään samalla tavalla kuin klystronissa, minkä jälkeen ne matkaavat peräkkäisistä kammiosta koostuvan putken läpi. Liikkuva aalto-ohjain koostuu kahdesta osasta, kimputtavasta ja kiihdyttävästä. Kiihdyttävässä osassa elektronit kiihdytetään noin $0,9c$:hen.^[7]

Seisova aalto-ohjain on yleinen vaihtoehto liikkuvalla ohjaimella ja mm. Varianin käyttämä. RF-aalto syötetään aalto-ohjaimen sivusta ja heijastetaan pituussuuntaan, jolloin heijastuksesta aiheutuva vaihe-ero saa aikaan seisovan aallon ohjaimen resonanssitaajuudella. Resonanssin aikariippuvuuden ansiosta joka toinen kammio kiihdyttää elektroneja ja joka toinen ei vaikuta niihin, jolloin saadaan voimakas kokonaiskiihtyvyys. Seisovan aalto-ohjaimen etuja ovat mahdollisuus suuriin energioihin (jopa yli 20 MeV) ja suuri kiihdytys metriä kohti, mikä tarkoittaa laitteen pienempää kokoa.^[7]

Monienergisessä aalto-ohjaimessa käytetään perustana liikkuvaa tai seisovaa aalto-ohjainta. Liikkuvassa ohjaimessa aallon nopeus riippuu RF-aallon taajuudesta, jolloin pienillä muutoksilla RF-taajuuteen saadaan muutetuksi elektronienergioita. Tehottomuuden takia menetelmä ei sovellu fotoneille. Seisovassa ohjaimessa energia riippuu sekä RF-aallon amplitudista että elektronikimpun paikasta sen harjalla. Elektronienergian muuttaminen johtaa kuitenkin elektronienergispektrin laajenemiseen. Monienergisessä ohjaimessa muutetaan ainoastaan ohjaimen korkeaenergistä päätä ja pidetään alkuosan sähkökenttä vakiona. Tällöin pieni muutos loppupään kentässä taajuuden pysyessä vakiona aiheuttaa pienemmän ulostuloenergian.^[7]

Kääntömagneetilla on kaksi tehtävää. Ensinnäkin se ohjaa elektronit kohteeseensa, joka on joko potilas tai fotonien tapauksessa läpäisykohtio. Toiseksi sillä voidaan valikoida oikeaenergiset elektronit, sillä niiden kääntösäde magneetissa riippuu energiasta. Kääntömagneetteja on kolmea eri tyyppiä: 90° , $112,5^\circ$ (ns.

slalom-magneetti) sekä 270° . Magneeteista 90° on yksinkertaisin ja pitää isosentrin alhaalla, mutta fokusoii suihkun huonosti. Slalom koostuu toisiinsa vastakaissuuntaisista kääntömagneeteista, joiden yhteistäivutus on $112,5^\circ$. Edut ovat samat kuin 90° :n magneetilla, mutta fokusointi on parempi. Paras fokusointi saadaan 270° :n magneetilla, mutta haittapuolena se on isokokoinen.^[7]

Kääntömagneetin jälkeen elektronit poistuvat tyhjiöstä ilmaan ohuen ikkunan läpi. Elektronihoidossa elektronit osuvat primäärisiron-takalvoon, jolla pyritään hajauttamaan suihku tasaiseksi kentäksi. Elektronit ohittavat kollimaattorin, joka rajaa alustavasti säteilykentän muodon, ja jatkavat edelleen sekundäärisiron-takalvoon. Fotonihoidoissa elektronit törmäävät ikkunan jälkeen yleensä volframista valmistettuun läpäisykohtioon, jossa tuotetuista fotoneista suurin osa jatkaa kohti potilasta. Fotonikenttä tasataan lisäksi erityisellä läpäisykartiolla kollimaattorin jälkeen.^[7,8]

Intensiteettiasattu fotonisäteily läpäisee seuraavaksi ionisaatiokammioista koostuvan matriisin, jota käytetään kentän säätelyyn. Kammioiden rakenne on tehty mahdollisimman läpäiseväksi, jotta sen vaikutus säteilykenttään olisi vähäinen. Kammioiden jälkeen säteily läpäisee peilin, jota käytetään säteilykentän koon ja muodon heijastamiseksi potilaan iholle. Lopuksi fotonit ohittavat moniliuskarajaimen (multi-leaf collimator, MLC), joka on lyijyliuskoista koostuva, kentän muodon hienorajaaava mekanismi. Elektronikenttä rajataan lopullisesti metallisapluunalla aivan lähellä potilaan ihoa.^[7]

Muita lineaarikiihdyttimen osia ovat mm. tyhjiöpumppu aalto-ohjaimen n. 10^{-4} Pa:n tyhjiötä varten, jäähdytysmekanismi sekä suojaus säteilyn karkaamista vastaan.^[8] Säteihoidokoneiden toiminnassa ei yleensä käytetä annosyksikköä Gy, vaan määritellään konekohtainen *monitoriyksikkö* MY. Esimerkiksi TAYSilla $10 \times 10\text{cm}^2$ -kenttäkoolla annosmaksimisyydydessä 1 Gy vastaa n. 100 MY:tä.

2.3 Säteilykeilat

Säteilykeila (eng. *radiation beam*) on avaruuskulmaltaan rajoitettu, pistemäisenä pidettävästä säteilylähteestä tulevan ionisoivan säteilyvuon alue. *Säteilykenttä* (eng. *radiation field*) taas on säteilykeilan leikkaamalla pinnalla alue, jossa säteilyn keskimääräinen annosnopeus ylittää tietyn tason.^[9] Tässä työssä sovittu taso on 50 %.

Puhuttaessa kenttäkoosta tarkoitetaan fantomin, portaali-ilmaisimen tai pöydän pinnalla määritetyn säteilytetyn alueen kokoa. Referenssikenttäkoot ovat yleensä $10 \times 10\text{cm}^2$ ja $20 \times 20\text{cm}^2$.

2.3.1 Fotonikeila

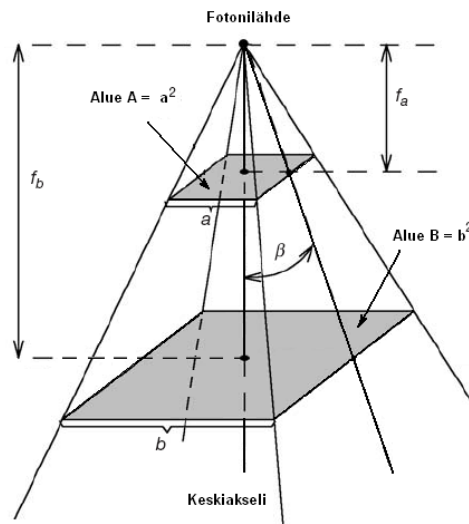
Fotonisäteily luokitellaan kahteen osaan sen alkuperän perusteella: gamma- (γ) ja röntgensäteily. Gammasäteily on peräisin ydinreaktiosta tai ytimen radioaktiivisesta hajoamisesta, kun taas röntgensäteily syntyy pommittamalla kohtiomateriaalia varauksellisilla hiukkasilla. Tällöin syntyy kohtioatomeille luonteenomaista, ns. karakteristista röntgensäteilyä sekä jarrutussäteilyä hiukkasten vuorovaikutuksissa ydinten kanssa. Ulkoisessa sädehoidossa käytetään enimmäkseen törmäyttämällä tuotettua jarrutussäteilyä, mutta myös gammasäteilyä.^[1]

Säteilylähteet jaetaan isotrooppisiin ja anisotrooppisiin sen mukaan onko niiden säteily yksi- vai monienergistä. Gammalähteet ovat yleensä isotrooppisia ja röntgenlähteet anisotrooppisia, mikä johtuu säteilyn syntytavasta: jotta röntgensäteily olisi monoenergistä, kaikkien elektronien pitäisi luovuttaa törmäyksessä sama energiamäärä, mikä ei tietenkään ole mahdollista.^[1] Laajan energiaspektrin takia sädehoidon fotonien energiat ilmoitetaan yleensä kiihdytinjännitteen muodossa.

Fotonikeilaan vaikuttaa kolme tärkeää asiaa: käänteisneliöllinen laki (inverse square law, ISQ), vaimeneminen ja sironna väliaineessa. Käänteisneliöllinen laki sanoo, että fotonien määrä pinta-alaa kohti on vakio, siis

$$\begin{aligned} \phi &= \frac{dN}{dA} \\ \Leftrightarrow N &= \phi A, \end{aligned} \quad (2.8)$$

missä ϕ on fluenssi eli kertymä, N hiukkasten kokonaismäärä ja A pinta-ala.^[1]



Kuva 4: Käänteisneliöllisen lain havainnollistus.

Tarkastellaan kuvan 4 pistemäistä säteilylähdettä. Etäisyydellä f_a fotonien läpäisemän pinta-alan suuruus on a^2 ja etäisyydellä f_b se on b^2 . Koska fotonien määrä N on vakio, saadaan yhtälön (2.8) mukaan

$$\begin{aligned} N &= \phi_A a^2 = \phi_B b^2 \\ \Leftrightarrow \frac{\phi_A}{\phi_B} &= \frac{b^2}{a^2}, \end{aligned} \quad (2.9)$$

missä ϕ_A ja ϕ_B ovat pintojen A ja B kertymät. Pintojen A ja B välinen geometrisen suhde saadaan helposti:

$$\begin{aligned} \tan \beta &= \frac{a/2}{f_a} = \frac{b/2}{f_b} \\ \Leftrightarrow \frac{a}{f_a} &= \frac{b}{f_b} \end{aligned} \quad (2.10)$$

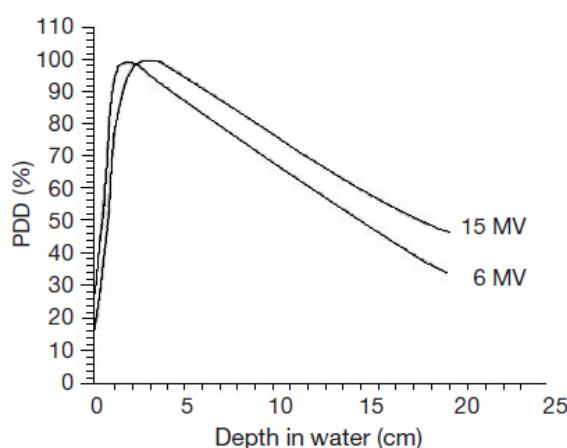
Yhdistämällä yhtälöt (2.8) ja (2.9) saadaan yhdistetty käänteisneliöllinen laki fotonille:

$$\frac{\phi_A}{\phi_B} = \frac{B}{A} = \frac{b^2}{a^2} = \frac{f_b^2}{f_a^2} \quad (2.11)$$

Käänteisneliöllinen laki on merkittävä lähinnä tyhjiössä ja ilmassa, tiheässä väliaineessa sironta ja vaimeneminen ovat tärkeitä ja mm. määrittelevät fotonikentän syväannoskäyrän muodon. Fotonisäteilyn vaimenemisen väliaineessa on todettu noudattavan yksinkertaista eksponenttifunktiota:

$$\phi = \phi_0 e^{-\mu x}, \quad (2.12)$$

missä ϕ on hiukkasten kertymä syvyydellä x rajapinnasta, ϕ_0 kertymä aineen rajapinnassa ja μ aine- ja säteilykohtainen parametri, joka sisältää myös vuorovaikutustodennäköisyyden.^[5]



Kuva 5: Kahden eri energian fotonien syväannoskäyrät keilan keskiakselilla. Podgorsak 2005.^[10]

Säteilyannoksen suuruutta syvyyden funktiona kuvataan syväannoskäyrällä. Se kuvaa suhteellista syväannosta (percentage depth dose, *PDD*) syvyyden funktiona. Syväannostietoa tarvitaan sädehoidon annoslaskennassa.^[1]

Syväannoskäyrän (kuva 5) oleelliset osat ovat pinta-annos, kasvuosa (build-up), maksimiannosyvyys z_{max} sekä häntä. Pinta-annos on keilan iholle aiheuttama annos. Megavolttiluokan fotonisäteilyn tärkeimpiä ominaisuuksia on, että se säästää ihoa. Toisin kuin kV-tason fotonilla, joiden annosmaksimi osuu pintaan, MV-fotoneilla pinta-annoksen suuruus on vain 10 – 15 % maksimista. Pinta-annos koostuu pääasiassa kolmesta asiasta: kollimaattorista, läpäisykohdistiosta sekä ilmasta sironneista fotonista, potilaasta johtuvasta takaisinsironnasta ja ilmassa sekä suojarakenteissa muodostuneista elektroneista (elektronikon-taminaatio).^[1,11]

Kasvuosa on käyrän pinta-annoksesta annosmaksimiin ulottuva alue, jossa annos kasvaa. Suurienergiset fotonit tuottavat valosähköisen ilmiön, Compton-sironnan ja parinmuodostuksen avulla sekundääri elektroneja, jotka sitten luovuttavat energiaansa väliaineeseen.^[1] Ilman sekundääri elektroneja fotonien syväannoskäyrä noudattaisi vain eksponentiaalista vaimenemislakia.^[5]

Maksimiannossyvyys z_{max} on se syvyys, jossa säteilyannos saavuttaa maksiminsa. Sekä kentän koko että energia vaikuttavat z_{max} :iin, mutta kenttäkoon vaikutus on pieni.^[1] Kenttäkoon vaikutus kuitenkin huomioidaan esimerkiksi annostaulukoissa.

Maksimiannossyvyyden jälkeen käyrä laskee. Fotonit eivät enää saa aikaan yhtä paljon sekundäärihiukkasia, jolloin fotonikäyrän profiili alkaa laskea lähes eksponentiaalisen vaimenemislain mukaisesti. Säteilyn poistuessa potilaasta annos pienenee hieman lähellä rajapintaa. Ilmiö johtuu siitä, että rajapinnan ulkopuolelta tuleva takaisinsironta puuttuu.^[1,10]

On syytä huomauttaa, että CPE ei ole voimassa fotonien kasvuosassa, koska kerman törmäysosa K_c on paljon pienempi kuin absorboitunut annos D . Maksimiannossyvyydessä z_{max} CPE kuitenkin toteutuu. Tämä johtuu siitä, että syvyys on sama kuin varauksellisten sekundäärihiukkasten keskimääräinen kantama, jolloin D on verrannollinen K_c :hen. Maksimiannossyvyyden z_{max} jälkeen sekä D että K_c pienenevät fotonien vaimenemisen takia, jolloin niiden suhde on lähes vakio, eli $TCPE$ on voimassa.^[1]

2.3.2 Elektronikeila

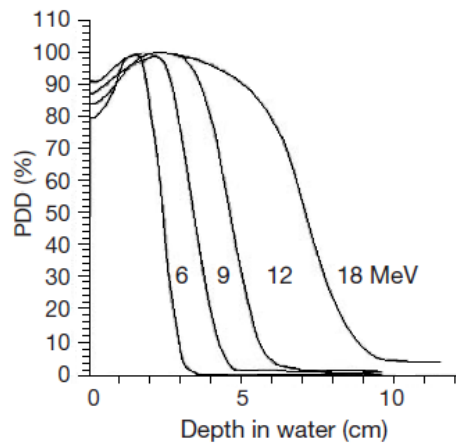
Toisin kuin fotonien, elektronikeilan voidaan katsoa olevan lähestulkoon monoenergeettinen elektronien lähtiessä kiihdyttimestä. Elektronit kuitenkin vuorovaikuttavat varauksensa vuoksi fotoneja helpommin väliaineen kanssa. Tyhjiökunnan, sirontakalvon, valvontaionisaatiokammioiden, kollimaattorien ja ilman takia elektronit muuttuvat heteroenergeettisemmiksi. Lisäksi suurienergiset elektronit luovuttavat energiaansa rakenteisiin törmätessään jarrutussäteilynä, joka näkyy syväannoskäyrässä häntänä. Ilmiötä kutsutaan *fotonikontaminaatioksi*.^[10]

Elektronit vuorovaikuttavat aineessa Coulombin voiman kautta, ja vuorovaikutustyyppinä on neljä: elastinen sironta ytimistä, elastinen sironta muista elektroneista, epäelastinen sironta ytimistä sekä epäelastinen sironta muista elektroneista. Epäelastisessa sironnassa elektroneista väliaineessa aiheutuu ionisaatioita ja virittymisiä, kun taas ytimien kanssa se johtaa jarrutussäteilyyn. Elastisessa sironnassa elektronien kanssa elektroni ei menetä energiaansa, mutta energian jakautumissuhde tai elektronin suunta voi muuttua.^[10]

Osuessaan väliaineeseen elektronit siroavat kaikkiin suuntiin, mutta keskimääräinen suunta on aluksi keilan etenemissuuntaan. Mitä syvemmälle elektronit tunkeutuvat, sitä pienempi osa matkaa menosuuntaan ja sitä pienempi elektronien keskimääräinen energia on.^[10]

Siinä missä fotonien lähtöpiste (säteilylähde) on törmäytyskohtiossa, elektronit vaikuttavat tulevan pisteestä, joka ei ole sirontakalvossa. Sen vuoksi elektronien käänteisneliöllisessä laissa määritellään ”virtuaalinen säteilylähde”, jonka avulla määritellään lähteen efektiivinen etäisyys ihosta (effective source to surface distance, SSD_{eff}). SSD_{eff} määritellään yksinkertaisesti etäisyytenä tavallisen SSD :n pisteestä virtuaaliseen lähdepisteeseen. Suureen määrittämisessä käytetään lukuisia eri tapoja.^[10]

Elektronien syväannoskäyrä (kuva 6) eroaa selvästi fotoneista. Elektroneilla pintaannos on huomattavasti suurempi, n. 75 – 90 % maksimiannoksesta. Toisin kuin



Kuva 6: Eri energioiden elektronien syväannoskäyrät keilan keskiakselilla. Podgorsak 2005.^[10]

fotoneilla, elektronien suhteellinen pinta-annos kasvaa kokonaisenergian kasvaessa. Ilmiö johtuu elektronien käyttäytymisestä kasvuosassa. Elektronit siroavat voimakkaasti joka suuntaan. Kasvuosan muoto johtuu lähinnä siitä, että syvemmälle mentäessä aina vain suurempi osa elektroneista kimpoilee muuhun kuin keskiakselin suuntaan. Elektroneilla on taipumus sirota enemmän pienillä energioilla. Tällöin annoksen kasvu on nopeampaa kuin suurilla energioilla ja pinta-annoksen suhteellinen osuus siis pienempi.^[10]

Kasvuosan jälkeen käyrä saavuttaa maksimiannossyvyyden z_{max} . Maksimiannossyvyyden jälkeen annos alkaa pienentyä nopeasti. Elektroneilla primäärihiukkasten keskimääräinen kantama on jo takana, jolloin käyrä laskee fotoneja selvästi jyrkemmin. Kiihdyttimessä, ilmassa ja potilaassa elektronien jarrutus säteilynä syntyvän fotonikontaminaation vuoksi käyrään jää kuitenkin pitkälle jatkuva häntä, joka on sitä suurempi, mitä suurempi elektronien alkuperäinen energia oli. Koska kehosta poistuva säteily on fotoneja, nähdään elektronien syväannoskäyrässä samanlainen pieni notkahdus poistumisrajapinnan annoksessa.^[10]

2.4 Protoni-, neutroni- ja raskasioneikelat sekä boori-neutronisieppaus

Fotoni- ja elektronihoidot eivät ole ainoita sädehoitotyyppisiä. Ajatus protonien käytöstä sädehoidossa esitettiin ensimmäisen kerran vuonna 1948.^[12] Protonihoidossa protonit kiihdytetään synkrotronilla n. 200 MeV:iin ja ohjataan potilaaseen. Protonien etuna on Bragg-käyrän piikin terävyys ja syvyys elektroni- ja fotonikeiloihin verrattuna. Siten potilaaseen voidaan saada suuria annoksia syvälle aiheuttamatta liikaa vahinkoa terveeseen kudokseen.^[13] Protonihoitojen ongelma on niiden kalleus: suuriin energioihin vaadittava tekniikka on peräisin ydintutkimuslaitoksista.

Neutronien käyttöä syöpähoidossa tutkittiin potilailla ensimmäisen kerran vuonna 1939. Syklotronilla välillisesti tuotettujen nopeiden neutronien havaittiin vaikuttavan tehokkaasti kasvaimen, mutta terveen kudoksen tuho oli myös huomattavaa. Siitä huolimatta n. 12 000 potilasta hoidettiin neutroneilla 1990-lukuun mennessä maailmanlaajuisesti. Neutronihoitojen havaittiin vaikuttavan moninkertaisesti fotoneita tehokkaammin sylkirauhaskasvaimiin ja hyvin peh-

mytkudoksen karsinoomiin sekä paikallisiin eturauhassyöpiin. Sen sijaan pään alueen kasvaimista tulokset jäivät laihoiksi.^[12]

Raskasioneihoitoja annettiin ensimmäisenä Berkeleyssä vuonna 1974. Raskasioneihoidon on havaittu vaikuttavan neutronien tavoin, mutta se vahingoittaa vähemmän tervettä kudosta.^[12] Hoidoissa käytetään yleensä ¹²C-ioneita. Hiili-ionisäteilyhoidossa (carbon ion radiation therapy, CIRT) hiili-ionit kiihdytetään n. 300-400 MeV:n energioihin. CIRT:n etu ftoni- ja protonihoitoihin verrattuna on niin sanotussa kliinisessä annoksessa: vaikka todellinen annos olisi sama kuin fotoneilla, CIRT tuhoaa syöpäsoluja 2-3-kertaisen määrän fotoneihin verrattuna. CIRT:n syväannoskäyrän häntäosan suhteellinen annos on lisäksi huomattavasti pienempi kuin fotoneilla. Menetelmän suurin heikkous on laitteiston kalleus.^[14]

Boori-neutronisieppauksessa (boron neutron capture, BNC) stabiili ¹⁰B viedään kantoaineen avulla syöpäsoluihin, minkä jälkeen niitä pommitetaan epitermisillä (0,5 eV - 10 keV) neutroneilla. Booriydin nappaa neutronin ja hajoaa korkeaenergisiksi ⁴He²⁺- ja ⁷Li-hiukkasiksi, jotka lyhyen kantamansa takia vahingoittavat vain välittömässä läheisyydessä olevia soluja.^[15]

BNC-menetelmällä paikallinen annos voi olla teoriassa jopa 60-70 Gy:tä tunnissa. Menetelmän kriittisin osa on boorin saaminen syöpäsoluihin, sillä ⁴He²⁺- ja ⁷Li-säteilyn kantama on keskimäärin yhden solun säteen verran. Menetelmästä on saatu hyviä tuloksia: se on havaittu tehokkaaksi hoidoksi vaikeissa syöpäta-pauksissa, joissa leikkaus ei tule kysymykseen ja ftoni- tai elektronihoidot on jo annettu.^[15]

Syöpähoidossa on kokeiltu myös pioneja. Menetelmää ehdottivat vuonna 1961 fyysikot Fowler ja Perkins, ja maailmanlaajuisesti pionihoidolaitoksia rakennettiin kolme kappaletta. Vuoteen 1993 mennessä noin tuhat potilasta oli hoidettu pionimenetelmällä maailmanlaajuisesti. Pionihoidoista saadut tulokset eivät ole kuitenkaan osoittaneet merkittävää etua kasvaimen hallinnassa.^[12]

2.5 Säteilykeilan parametrit

2.5.1 Kudon-fantomi- ja syväionisaatiosuhde

Fotonikeiloille määritellään *kudos-fantomisuhde* (tissue-phantom ratio, $TPR_{20,10}$) sekä *syväionisaatiosuhde* $J_{10,20}$. Vaihtoehtoinen, yleisesti käytetty muoto on $J_{100,200}$. $TPR_{20,10}$ -mittauksissa ionisaatiokammio on 100 cm:n etäisyydellä lähteestä, kun taas $J_{10,20}$ -mittauksissa etäisyys on veden pinnasta lähteeseen. Molemmat mittaukset tehdään $10 \times 10 \text{ cm}^2$ -kenttäkoolla sekä 10 cm:n ja 20 cm:n syvyydellä fantomin pinnasta. $TPR_{20,10}$:n ja $J_{10,20}$:n indeksit viittaavat siis mittaussyvyyk-siin.^[16]

Parametrien välillä on yhteys. $SSD 100$ -etäisyydellä² $TPR_{20,10}$ voidaan ilmaista suhteellisen syväannoksen $PDD_{20,10}$:n avulla seuraavasti^[16]:

$$TPR_{20,10} = 1,2661PDD_{20,10} - 0,0595 \quad (2.13)$$

1. Indeksit ovat tarkoituksellisesti päinvastoin kuin $J_{10,20}$:ssä, jotta sekaannus vältettäisiin.^[16]
2. Lähteen etäisyys ihosta eli source-to-skin distance, SSD , on hyvin yleinen käsite sädehoidos-sa. Useimmat parametrit määritellään $SSD 100$ -etäisyydellä.

Jos kammion ionisaatio ei häiriinny merkittävästi eri syvyyksillä, ts. kammion häiriökorjauskerroin p_Q ei ole syvyyden funktio, voidaan annossuhde $PDD_{20,10}$ ilmaista ionisaatiosuhteena suoraan ionisaatiokammiolla mitatuille varauksille:

$$TPR_{20,10} = \frac{1,2661}{J_{10,20}} - 0,0595 \quad (2.14)$$

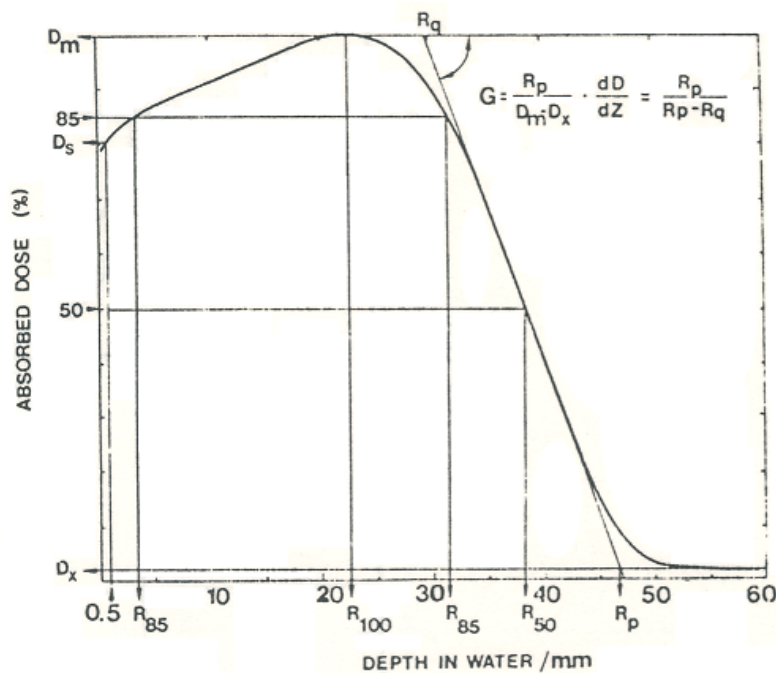
Yhteys riippuu säteilylähteen koosta ja sen todellisesta etäisyydestä fantomin pinnasta, minkä takia yhtälön (2.14) pitävyys täytyy varmistaa kullekin fotoni-keilalle.^[16]

2.5.2 Kantama

Elektroneille määritellään usein kantama. Tilastollisesti elektronin voidaan katsoa menettävän energiaansa jatkuvasti pienissä osissa. Vaikka elektroni poukkoilee aineessa joka suuntaan, voidaan pienet kuljetut pätkät projisoida keilan keskiakselille. Elektronin keskimääräinen kantama on

$$R_{CSDA} = \int_0^{E_0} \rho \frac{dE}{S_{tot}(E)}, \quad (2.15)$$

missä R_{CSDA} on jatkuvan hidastumisen approksimointimenetelmän (continuously slowing down approximation, CSDA) antama kantama, $S_{tot}(E)$ väliaineen kokonaispysätyskyky, E_0 elektronin alkuperäinen liike-energia, E energia ja ρ tiheys.^[10]



Kuva 7: Elektronikeilalle määritellyt syväannoskäyräparametrit. NACP 1979.^[17]

Elektroneille määritellään useita kiinnostavia kantamia (kuva 7). Maksimikantama R_{max} on se kohta, jossa syväannoskäyrän laskeva osa saavuttaa saavuttaa hännän ekstrapolaation. Sama ekstrapolaatio nollasyvyydellä antaa fotonikontaminaation aiheuttaman osuuden annoksesta, D_x . Käytännön (practical) kantama R_p määritellään siksi kohdaksi, jossa käyrän jyrkimmän kohdan tangenttisuora leikkaa nollatason. Usein käytetään myös muita kantamia kuten R_{50} ja R_{85} , jotka kuvaavat syvyyttä, jossa suhteellinen annos on 50 % tai 85 % maksimista. On hyvä huomata, että R_{85} saa kuvassa 7 kaksi eri arvoa.^[10,17]

Kansainvälinen atomienergiajärjestö IAEA suosittelee parametrin R_{50} käyttämistä elektronikeilan laadunvarmistuskriteerinä. Sen lisäksi määritellään suhteelliselta ionisaatiokäyrältä suoraan saatava 50 %:n ionisaatiosyvyys $R_{50,ion}$ ($[R_{50,ion}] = \text{gcm}^{-2}$). Kuten fotonikeilan laatuparametreille $TPR_{20,10}$ ja $J_{10,20}$, myös elektronien R_{50} :n ja $R_{50,ion}$:n välillä on yhteys^[16]:

$$R_{50} = 1,029R_{50,ion} - 0,06, \quad (2.16)$$

kun $R_{50,ion} \leq 10 \text{ gcm}^{-2}$. Mittauksessa on käytettävä tasolevyionisaatiokammiota, joka ei saa aiheuttaa merkittävää häiriötä elektronivuohon. Tämä oletus toteutuu ainostaan hyvälaatuisilla tasolevykammioilla kuten NACP- ja Roos-tyypin malleilla. Muussa tapauksessa $R_{50,ion}$:ia ei voida käyttää.

2.5.3 Kenttäprofiili

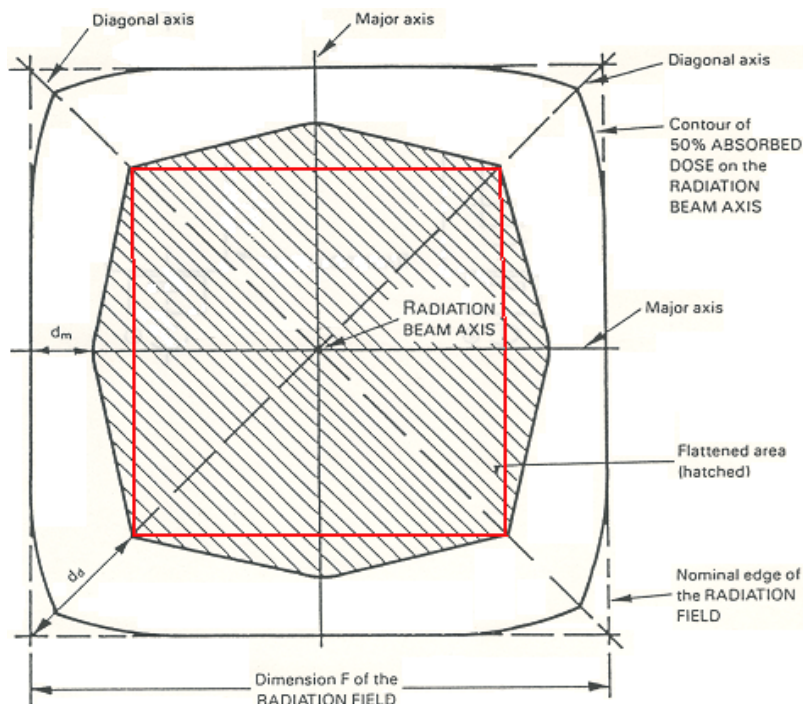
Megavolttienergia-alueen fotoneilla kenttäprofiili koostuu keskialueesta, puolivarjosta eli penumbrasta sekä umbrasta. Keskialue ulottuu n. 1-1,5 cm:n päähän kollimaattorin rajaamista reunoista. Kenttäkoon rajat määritellään yleensä niihin pisteisiin, joissa annos on pudonnut puoleen keskiakselin annoksesta.^[1]

Puolivarjo on kentän reunan se alue, jossa annos vaihtelee 80 %:n ja 20 %:n välillä. Puolivarjomittaukset saadaan yleensä tasaisuuden ja symmetrian mittauksen oheistuotteena.^[18] Puolivarjon muoto riippuu kollimaattoreista, säteilylähteen muodosta sekä elektronisesta epätasapainosta. ST-ohjeen 2.1. mukaan fotonisäteilylle penumbra-alue saa olla enintään 8 mm leveä ja elektroneille enintään 15 mm.^[19] Puolivarjon häntä ulottuu kollimaattorin reunojen taakse, ja sen suurin aiheuttaja on sironta. Muita aiheuttajia ovat säteilyn pääsy kollimaattorin läpi sekä säteilylähteen muoto.^[1]

Umbra on kentän ulkopuolinen osa, jonne ei pitäisi kertyä lainkaan annosta. Tosiasiassa pieni osa säteilystä läpäisee hoitopään suojauksen ja kollimaattorin, minkä vuoksi umbra-aluekin saa pienen annoksen.^[1,18]

Ideaalinen kenttäprofiili olisi porraskunktio, jossa suhteellinen annos olisi 100 % keskialueella, 0 % umbrassa eikä puolivarjoaluetta olisi.

2.5.4 Kentän tasaisuus ja symmetria



Kuva 8: Tasoitettu alue säteilykentästä. Punaisella merkitty alue on yksinkertaistettu muoto, jota käytetään tutkielman mittauksissa. Yksinkertaisella laskulla etäisyydeksi säteilykentän reunasta saadaan $\frac{d_d}{\sqrt{2}}$. IEC 1989.^[20]

Kentän tasaisuus (flatness, F) kuvaa annoksen vaihtelua kentän eri pisteissä. Tasaisuus määritellään seuraavasti, kun D_{max} ja D_{min} ovat annosmaksimi- ja -minimi x - tai y -profiililla 80 % kentän leveydestä kattavalla keskialueella (ks. kuva 8).^[1,18]

$$F = \frac{D_{max} - D_{min}}{D_{max} + D_{min}} \cdot 100\%, \quad (2.17)$$

eli ideaalitapauksessa $D_{max} = D_{min}$, jolloin tasaisuus on 0%. Tasaisuus voidaan laskea millä x - tai y -profiililla hyvänsä, mutta yleensä käytetään keskiakselin läpäiseviä profiileja. Joskus määritellään diagonaalisuuntaisen profiilin tasaisuus. Lineaarikiihdyttimille sallittu tasaisuuden maksimipoikkema suurimmalla kenttäkoolla on $< 3\%$, kun $SSD = 100$ cm. Tasaisuus mitataan yleensä 10 cm:n syvyydellä vesifantomissa fotoneilla, elektroneilla syvyydessä $\frac{R_{80}}{2}$.^[1,18]

Kentän symmetria (symmetry, S) määritellään yleensä z_{max} :ssa, koska siinä annossymmetria on yleensä herkin poikkeamille. Kuten tasaisuus, myös symmetria voidaan määrittää periaatteessa miltä x - tai y -profiililta tahansa, mutta yleensä käytetään keskiakseliprofiileja. Kun kentän vasemmalta puolelta tietyllä etäisyydellä mitattu annos on D_{vas} ja samalla etäisyydellä oikealla D_{oik} , on symmetria

$$S = \frac{D_{vas} - D_{oik}}{D_{vas} + D_{oik}} \cdot 100\%, \quad (2.18)$$

missä D_{vas} ja D_{oik} on normitettu keskiakselin annoksen mukaan. Yleensä symmetrialta vaaditaan, että kahden keskiakselilta yhtä kaukana olevan pisteen annokset eivät poikkea toisistaan yli 2 %^[1]. Symmetria määritellään yleensä x - ja y -suunnassa (pöytätason vaaka- ja pystysuunnat) sekä toisinaan diagonaalisesti. Määrittelyyn kuuluvat myös kanturi- ja kollimaattorikulma, fantomisyvyys sekä eri kenttäkoot.^[18]

International Electrotechnical Commissionin (IEC) mukaan symmetria ja tasaisuus määritellään erityisellä *tasoitettulla alueella* (kuva 8). Tasoitettun alueen parametrit d_m ja d_d ovat kenttäkohtaiset ja niiden määritelmät ovat taulukossa 1.

Esimerkiksi tässä tutkielmassa symmetria- ja tasaisuusmittauksissa käytetylle $20 \times 20 \text{ cm}^2$ -kenttäkoolle $d_m = 2 \text{ cm}$ ja $d_d = 4 \text{ cm}$. IEC:n määrittelemä tasoitettu alue on turhankin monimutkainen tutkielman mittauksiin, minkä vuoksi käytetään kuvaan 8 piirrettyä, yksinkertaistettua mallia. Helpolla laskulla punaisella rajatun alueen reunojen etäisyydeksi kentän reunoista saadaan $\frac{d_d}{\sqrt{2}} = 2\sqrt{2} \text{ cm}$.

Vaikka mitattu annosprofiilikäyrä ulotetaan tasoitettun alueen rajojen ulkopuolelle, profiilista mahdollisesti halutut parametrit lasketaan alueen sisällä.^[20]

Taulukko 1: Tasoitettun alueen parametrien määritelmät.^[20]

Kentän leveys F (cm)	d_m (cm)	d_d (cm)
$5 \leq F \leq 10$	1 cm	2 cm
$10 < F \leq 30$	$0,1F$	$0,2F$
$30 < F$	3 cm	6 cm

2.6 Laadunvarmistus

Sädehoidon laadunvarmistuksesta on olemassa useita kansainvälisiä suosituksia, joista tunnetuimpia ovat American Association of Physicists in Medicine (AAPM) ja IEC. Suomessa sädehoidon laadunvarmistuksesta on olemassa määräykset säteilylaissa, ja sen toteutusta ohjeistetaan Säteilyturvakeskuksen ST-ohjeessa 2.1. ST-ohjeet perustuvat kansainvälisiin suosituksiin.^[19]

AAPM suosittelee lineaarikiihdyttimen laadunvarmistuksen aloittamista jo ennen laitteen hankintaa. Turvallisuusvaatimukset täyttävien tilojen on oltava valmiit ennen koneen toimitusta. Tilauksessa pitää olla selkeästi määritelty koneelle asetettavat vaatimukset sekä kuvaus siitä, miten laitetta testataan ominaisuuksien tarkistamiseksi.^[18] Koneen vastaanottotarkastusta varten ST-ohjeissa määritellään joukko parametreja, joiden on oltava toleranssirajoissa, jotta kone voidaan ottaa käyttöön. Lisäksi on ns. käyttöönottomittaus, jossa koneesta mitataan ne parametrit, joita tarvitaan annoslaskentaohjelman käyttöä varten.^[19]

Alustavissa tarkastuksissa tutkitaan kollimaattorin keskiakselin ja leukojen toiminnan yhtenevyys. Tämä voidaan toteuttaa kiinnittämällä etuosoitin kollimaattorin leukojen väliin ja pyörittämällä leukoja, jolloin osoittimen kärjen pitäisi pysyä paikallaan. Lisäksi varmistetaan, että kollimaattorin keskiakseli on yhtenevä valokentän akselin kanssa ja että valokentän ristikko pysyy akselilla.^[18] Optisen etäisyyssmittarin sekä kohdistuslasereiden pitää olla 2 mm:n toleranssirajoissa.^[19]

Valo- ja säteilykentän yhtenevyyttä tutkitaan yleensä silmämääräisesti filmin avulla. Filmiin merkitään aluksi valokentän keskipiste sekä reunamerkit puolivarjoalueelle, n. 50 %:n kohdalle. Tämän jälkeen filmi säteilytetään ja vastaavat reunamerkit määritetään säteilykentälle. Merkit tehdään yleensä kahdelle erikoiselle kentälle, esim. $10 \times 10 \text{ cm}^2$ ja $20 \times 20 \text{ cm}^2$. Reunamerkinnot saavat poiketa fotoneilla enintään 2 mm ja elektroneilla 3 mm.^[19]

Säteilykentän keskipiste voidaan määrittää kahden kentän reunamerkitöiden avulla. Reunamerkkejä jatketaan kulmiin, jotta niiden risteyskohdasta voidaan vetää diagonaalilävistäjät. Lävistäjien risteyskohta näyttää säteilykentän keskipisteen. Valokentän keskipiste saa poiketa säteilykentän keskipisteestä enintään 2 mm.^[19]

Isosentritestejä on kaksi: mekaaninen ja säteilyisosentri. Mekaanisen isosentrin paikka tutkitaan etuosoittimien avulla pyörittämällä kanturia, jolloin ihanne tapauksessa kanturiin kiinnitetyn osoittimen kärki pysyisi paikallaan. AAPM suosittelee kolmenlaisia säteilyisosentritestejä: kollimaattoriin, kanturiin ja hoitopöytään nähden. Kaikissa kolmessa mittauksessa filmiä säteilytetään ohuilla kentillä eri kulmista, jolloin filmin keskelle muodostuu pyöreä keskialue. Tämän keskialueen pitäisi pitää sisällään mekaaninen isosentri.^[18]

Tärkeimpiä sädehoitokiihdyttimen jatkuvasti seurattavia parametreja ovat tasaisuus, symmetria sekä puolivarjo. Niiden lisäksi voidaan tutkia mm. keilan stabiiliutta. Stabiiliuteen kuuluu annoksen lineaarisuus monitoriyksikköjen funktiona, annos annosnopeuden funktiona sekä annos ja keilan tasaisuus kanturikulman funktiona. Muita AAPM:n suosittamia seurantatoimenpiteitä ovat lämpötila- ja ilmanpaine- ja korjauksen sekä kiihdyttimen ionisaatiokammion mittarin toiminnan tarkistus.^[18]

Portaali-ilmaisimen lupaavuus laadunvarmistuksessa liittyy juuri viikottaisiin rutiinimittauksiin. Pii-ilmaisimella tasaisuus voidaan tarkistaa nopeasti useista eri kohdista ja suhteellinen annoskin voidaan määrittää helposti. Tällä hetkellä TAYSissa testiin käytetään QC6Plus-elektrometriä, jonka päällä on 20 mm pleksiä kasvukerroksena.^[3] Säteily- ja valokentän yhtenevyyden tutkiminen portaali-ilmaisimella on mahdollista, mutta hieman hankalaa, sillä valokentän reuna on hankala merkitä kuvaan toisin kuin filmin kanssa.

3 Portaali-ilmaisimet

3.1 Portaali-ilmaisinten kehittyminen

Portaali-ilmaisinten kehityksen voidaan katsoa alkaneen vuonna 1958, jolloin Strandqvist ja Rosenberg sekä Wallman ja Stalberg tutkivat kamerapohjaista, reaaliaikaista kuvausmenetelmää. Prototyyppi koostui 200 kV:n röntgenkuvausvahvistusputkesta, peilistä, linssistä ja TV-kamerasta. Samaan aikaan Andrews, Swain ja Rubin tutkivat 2 MeV:n fotoneilla fluoresoivaa levyä käyttävää, muuten vastaavaa menetelmää.^[2]

Vuonna 1958 Benner ym. lisäsivät Andrewsien menetelmään metallilevyn kasvukerrokseksi, menetelmä, josta tuli sittemmin standardi portaalikuvauksessa. Tietokoneiden kehittyminen 1980-luvulla edisti menetelmän käytettävyyttä, ja vuosikymmenen loppuun mennessä kamerapohjainen portaalikuvaus oli jo laajasti levinnyttä. Kamerapohjainen portaaliteknologia otti vielä kehitysaskelen, kun peilistä johtuvat ongelmat keksittiin eliminoida käyttämällä suoraan fluoresoivaan levyyn kiinnitettyjä optisia kuituja, mutta samaan aikaan kehitettiin jo täysin uusia menetelmiä.^[2]

Hollannin syöpätutkimuslaitoksessa (Nederlands Kanker Instituut, NKI) kehitettiin 1980-luvun puolivälissä kaksikulotteinen nesteionisaatiokammioihin perustuva menetelmä. Pitkistä pysty- ja vaakasuorista elektrodeista sekä 2,2,4-trimetyylipentaanista muodostuvan matriisi-ilmaisimen edut kameramenetelmään nähden olivat verrattain pieni koko ja tehokkuus.^[2,21]

Michiganin yliopiston tutkijat ehdottivat vuonna 1987 ohutfilmitekniikkaan sekä nestekiteisiin perustuvaa menetelmää. Tähän periaatteeseen perustuneet menetelmät olivat pitkään yksiulotteisia rivejä, joilla kuva-alue luettiin rivi kerrallaan. Suurin rivi-ilmaisimien koostui 2 mm:n välein asetelluista 256 tasasuuntauspiidiodista, joilla kuva-alue skannattiin 2 mm:n välein. Menetelmän suurin heikkous oli kuvaukseen vaadittava suuri annos sekä valtava määrä hukattua informaatiota, koska vain yksi rivi kerrallaan voitiin mitata. 1990-luvun alussa menetelmää kehitettiin mm. korvaamalla piidiodit kadmium-tellureeni-valodiodeilla (CdTe) sekä käyttämällä kahta limittäistä riviä, mutta menetelmä ei yleistynyt.^[2,21]

Samaan tekniikkaan perustuvan aktiivimatriisi-ilmaisimen kehitys alkoi 1980- ja 1990-lukujen taitteessa. Vaikka jo silloin tiedettiin vedytetyn amorfisen piin (aSi:H) lupaavista ominaisuuksista, ensimmäiset kaksikulotteiset, ohutfilmitekniologiaa hyödyntävät piiportaali-ilmaisimet tulivat markkinoille vuonna 2000. Vaikka portaali-ilmaisintyyppijä on ollut lukuisia, vain kolme niistä on ollut yleisesti käytössä.^[2,21]

3.2 Kamerailmaisimien

Kamerapohjaisessa portaali-ilmaisimessa säteily muodostaa kuvan fluoresoivaan kerrokseen, joka kuvataan 45°:n kulmassa olevan peilin kautta videokameralla. Valo kerätään yleensä fokuoivalla linssillä kameraan. Fluoresoiva kerros koostuu yleensä gadmiumhappisulfidista ($Gd_2O_2S:Tb$), ja se muuttaa kertymäkerroksessa muodostuneet suurienergiset elektronit näkyväksi valoksi. Kertymäkerroksen tarkoitus on myös vähentää matalaenergistä sirontasäteilyä. Vaihtoehtoisesti peilin sijasta voidaan käyttää suoraan kuvalevyyn kytkettyjä optisia kuituja, jolloin laitteen koko pienenee.^[2,21]

Kamerapohjaisen ilmaisimen hyviä puolia ovat kuva-alueen koko, nopea kuvausnopeus sekä paikkaresoluutio. Koska säteilyn signaaliksi muuttava fluoresoiva kerros on homogeeninen, se voidaan helposti tehdä suuretkin kentät kattavaksi ilman merkittäviä lisäkustannuksia. Kuvausnopeus johtuu videokameran perusominaisuuksista: se tallentaa n. 30 kuvaa sekunnissa, mikä on ylivertainen esimerkiksi nesteionisaatiokammioon verrattuna.^[21]

Laadukkaan paikkaresoluution kääntöpuolena mittausasetelman takia vain lähes kohtisuoraan lähtevä valo saavuttaa peilin ja lopulta kameran. Merkittävä osa informaatiosta ei siis saavuta kameraa. Tilannetta pahentaa se, että fluoresoivan levyn valo siroaa tasaisesti joka suuntaan, jolloin tyypillisesti 0,1 - 0,01 % valosta saavuttaa kameran.^[2,21,22]

Heikko signaali tarkoittaa myös sitä, että taustakohinan osuus lukemasta kasvaa. Osa peiliin osuvasta valosta heijastuu takaisin ja siroaa fluoresoivasta kerroksesta kameraan. Tämä häikäisyksi kutsuttu ilmiö voi aiheuttaa jopa yli 25 % kokonaissignaalista.^[2] Suurikokoinen (n. 50 mm^[23]) linssi aiheuttaa paikkaresoluution heikkenemistä reuna-alueilla, sillä linssin reunoilta tuleva valo ei fokusoidu samaan paikkaan kuin keskellä.^[22] Kamerailmaisimen geometria tarkoittaa myös suurta kokoa, mikä on merkittävä heikkous.^[2,22]

3.3 Nesteionisaatiokammioilmaisimien

Nesteionisaatiokammioilmaisimissa on kaksi n. 0,8 mm:n välein asetetuista 256 elektrodista koostuvaa tasoa. Tasot on aseteltu siten, että elektrodit ovat kohtisuorassa toisiinsa nähden. Tasojen väli (n. 1 mm) on täytetty 2,2,2-trimetyylipentaanilla, joka toimii ionisaattorina. Kasvukerroksena on metallilevy, joka myös muuttaa röntgensäteilyä elektroneiksi ja pienen osan elektronien energiasta ioneiksi.^[2,21,22]

Säteily ionisoi nestettä, jolloin muodostuu vapaita elektroneja ja ioneja. Toisen levyn elektrodit pidetään 300 V:n potentiaalissa samalla kun virtamittareihin kytkettyihin elektrodeihin kytketään korkeajännite. Jokainen rivin elektrodiristeyskohta toimii ionisaatiokammiona, jolloin elektronit ajautuvat sähkökentän mukana katodeille ja ionit anodeille. Korkeajännite syötetään n. 20 ms:n pulsseina yhteen elektrodiin kerrallaan, jolloin koko kuvan lukeminen kestää n. 5,5 s.^[2,22]

Nesteionisaatiokammioilmaisimet jaetaan kahteen osaan sen perusteella, mittaavatko ne elektroneja vai ioneja. Elektronien etuna on niiden suuri määrä ja mobiliteetti, mutta ne joutuvat nopeasti neste-epäpuhtauksien ionien nappaamiksi. Siten kaikki varaus ei ehdi elektrodille, ja signaali vääristyy. Elektronien mittausta varten nesteen epäpuhtauksien määrän pitää olla hyvin alhainen. Ionien mobiliteetti on yli viisi kertaluokkaa elektroneja huonompi, mutta niiden elinaika on huomattavasti pidempi. Siten ioneihin perustuvan menetelmän mittausaika on pidempi, mutta tulos on vastaavasti luotettavampi.^[21]

Nesteionisaatiokammion etuja ovat sen kohtuullisen pieni koko sekä paikkainformaation luotettavuus, sillä menetelmässä ei ole esimerkiksi kameramenetelmän linssin ongelmiin verrattavia vääristymiä. Menetelmän suurin heikkous on se, että vain yksi rivi luetaan kerrallaan, jolloin suuri osa informaatiosta menee hukkaan. 2,2,4-trimetyylipentaanin rekombinaatioaika on pitkä (0,5 s), mikä

tarkoittaa, että luettaessa signaalia kussakin elektrodiristeyksessä on informaatiota puolen sekunnin takaa. Verrattuna koko kuvan lukunopeuteen se ei silti ole tarpeeksi pitkä aika. Siksi arviolta vain 1,5 % kertymälevyyden osuvasta säteilystä tuottaa luettavan signaalin.^[2,22]

3.4 Aktiivimatriisi-ilmaisimien

Aktiivimatriisi-ilmaisimet (active matrix flat-panel imager, AMFPI) ovat portaalikuvausteknologian tämänhetkinen standardi. AMFPI-ilmaisimet jaetaan kahden luokkaan niiden toimintaperiaatteen perusteella: suoraan ja epäsuoraan.

Epäsuoran menetelmän ilmaisimien koostuu kuparisesta kasvukerroksesta, fluoresoivasta levystä sekä vedytetystä amorfisesta piistä (hydrogenated amorphous silicon, a-Si:H) valmistetusta ilmaisinkerroksesta. Kertymäkerros muuttaa fotoneja suurienergisiksi elektroneiksi, jotka fluoresoivaan $Gd_2O_2S:Tb$ -levyyn osuessaan muuttuvat näkyväksi valoksi.^[2,21,24-26]

Ilmaisinkerros koostuu n. $0,7 \times 0,7 \text{ mm}^2$:n kokoisten pikselien muodostamasta kaksikulotteisesta matriisista. Ilmaisimien levy on valmistettu puolijohdteellisuuksessa käytetyllä kaasumenetelmällä yleensä lasisen substraatin pinnalle. Pikseli koostuu valodiodista ja ohutfilmitransistorista (thin-film transistor, TFT), joka toimii kytkimenä. Aluksi TFT on kiinni ja pikseliin varastoituu säteilyn vaikutuksesta varausta. Kun TFT avataan ohjainmoduulin avulla, pikselin kapasitatiiviseen osaan varastoituneen varauksen määrä määritetään lukumoduulin avulla. Koska varauksen määrä on verrannollinen pikselin saamaan annokseen, saadaan muodostetuksi kuva.^[2,21,24-26]

Suorassa menetelmässä fluoresoivaa levyä ei käytetä. Kertymäkerroksessa muodostuneet elektronit varastoidaan suoraan pikseleihin ja luetaan samalla tavalla kuin epäsuorassa menetelmässä. Suoran menetelmän etu epäsuoraan nähden on sen lähes ionisaatiokammion tasoinen vaste. Fluoresoivan levyn takia epäsuora menetelmä on kuitenkin arviolta 8-10 kertaa suoraa menetelmää herkempi.^[26,27] Kaikki kaupalliset AMFPI-ilmaisimet hyödyntävät tällä hetkellä epäsuoraa menetelmää.^[28]

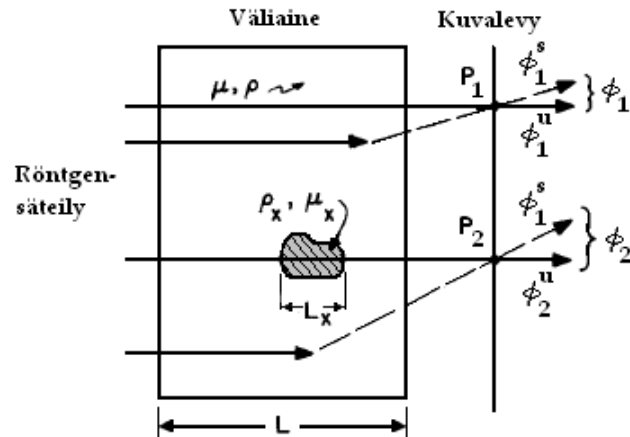
Ilmaisimien informaatio luetaan rivi kerrallaan ja analoginen signaali vahvistetaan esivahvistimessa ennen sen muuttamista digitaaliseen muotoon. Tutkielmassa käytetyn amorfisen pii-ilmaisimen rakennetta käsitellään tarkemmin *Mittauslaitteisto ja menetelmät* -luvussa.

Amorfisen pii-ilmaisimen hyviä puolia ovat sen tarkkuus, nopeus sekä tehokkuus kamera- ja nesteionisaatiokammioimenetelmiin verrattuna. Pii-ilmaisimien tarvitsee toimiakseen myös pienemmän annoksen kuin muut ja sen kvanttitehokkuus on parempi. Laitteen annosvaste on erittäin lineaarinen pieniä annoksia lukuun ottamatta.^[29] Amorfisen pii-ilmaisimen on osoitettu olevan myös stabiili lyhyellä (kuukausi) ja pitkällä (23 kk) aikavälillä; vaihtelu oli $< 0,5 \%$, IMRT:lle $< 0,8 \%$.^[28]

Koska amorfiset pii-ilmaisimet ovat vallitseva standardi nykyisessä sädehoidossa ja myös näissä mittauksissa käytetty laite, keskitytään tässä tutkielmassa vas-
tedes vain niihin.

3.5 Portaali-ilmaisinten keskeiset käsitteet

3.5.1 Kontrasti ja signaali-kohina-suhde



Kuva 9: Röntgensäteilyn läpäisy ja sironta väliaineen kautta ilmaisimen pisteisiin P_1 ja P_2 .

Motz ja Danos^[30] johtavat kaksi tärkeää ilmaisimen ominaisuutta, kontrastin ja signaali-kohina-suhteen (signal to noise ratio, *SNR*) erinomaisesti: tarkastellaan kahta ilmaisimen pistettä P_1 ja P_2 (kuva 9). Pisteisiin osuvia fotoneita on nyt kahdenlaisia: läpäisseitä eli siroamattomia (unscattered, u) ja sironneita (scattered, s). Merkitään sironneiden fotonien kertymää ϕ^s :llä ja siroamattomien kertymää ϕ^u :lla, jolloin pisteiden P_1 ja P_2 fotonien kokonaiskertymä on

$$\phi_1 = \phi_1^u + \phi_1^s \quad (3.1)$$

$$\phi_2 = \phi_2^u + \phi_2^s, \quad (3.2)$$

missä ϕ_1 ja ϕ_2 ovat pisteiden P_1 ja P_2 kertymät. Pisteiden P_1 kautta väliaineen läpäisseille fotoneille pätee tuttu vaimenemislaki

$$\phi_1^u = \phi e^{-\mu\rho L}, \quad (3.3)$$

missä μ on väliainekohtainen vaimenemiskerroin, ρ väliaineen tiheys, L väliaineen leveys ja ϕ sädetysannoksen kokonaiskertymä.

Yhtälö (3.3) voidaan kirjoittaa pisteen P_2 kautta väliaineen läpäisseille hiukkasille muodossa

$$\phi_2^u = \phi e^{-\Delta - \mu\rho L}, \quad (3.4)$$

missä

$$\Delta = L_x |\mu_x \rho_x - \mu \rho|. \quad (3.5)$$

kuvaan tiheydeltään muusta väliaineesta poikkeavaa osaa. Koska $L_x \ll L$, sironneiden fotonien kertymät ϕ_1^s ja ϕ_2^s voidaan olettaa yhtä suuriksi. Tällöin siron-taisuus SF on yksinkertaisesti

$$SF = \frac{\phi_1^s}{\phi_1}. \quad (3.6)$$

Merkitään pisteissä P_1 ja P_2 havaittujen fotonien määrää n_1 :llä ja n_2 :lla, jolloin voidaan kirjoittaa

$$n_1 = \alpha\eta\phi_1 \quad (3.7)$$

$$n_2 = \alpha\eta\phi_2, \quad (3.8)$$

missä α on paikkaresoluutio (käsitellään myöhemmin) ja η ilmaisimen tehokkuus. *Kontrasti* tarkoittaa kahden pisteen signaalin eroa pikseliä kohden, ei absoluuttiarvoa, ja se on kuvantamisen perusedellytys. Pisteiden P_1 ja P_2 signaalien ero on $|n_1 - n_2|$, jolloin normittamalla se signaalien keskiarvolla saadaan kontrasti C :

$$C = \frac{|n_1 - n_2|}{\frac{1}{2}(n_1 + n_2)} \quad (3.9)$$

Soveltamalla yhtälöön (3.9) yhtälöitä (3.1)-(3.4) sekä (3.6)-(3.8) saadaan välivaiheiden (liite 1) jälkeen

$$C \stackrel{\Delta \leq 1}{\approx} \frac{2(1 - e^{-\Delta})}{1 - e^{-\Delta} + 2\frac{SF}{1-SF}}. \quad (3.10)$$

SNR määritellään anatomisen rakenteen ja referenssipisteen signaalien erona jaettuna tilastollisella taustakohinalla. Koska taustakohina on $\sqrt{n_1 + n_2}$:een verrannollinen, SNR :ksi saadaan välivaiheiden (liite 2) jälkeen ³

$$SNR \stackrel{\Delta \leq 1}{\approx} \frac{|n_1 - n_2|}{\sqrt{n_1 + n_2}} = \frac{(\phi\alpha\eta e^{-\mu\rho L})^{\frac{1}{2}} (1 - e^{-\Delta})}{\left(1 + e^{\Delta} + 2\frac{SF}{1-SF}\right)}. \quad (3.11)$$

SNR on tärkein ilmaisinta kuvaava ominaisuus, sillä se määrittää kuvasta saatavan informaation laadun.^[21,30] Jotta kuvasta voitaisiin erottaa asioita, niin kutsutun Rosen kriteerin^[22,30] mukaan signaali-kohina-suhteen täytyy olla

$$SNR_{crit} \geq 5. \quad (3.12)$$

SNR havainnollistaa hyvin megaelektronivolttifotonien käytön ongelmat keV-tason fotoneihin nähden. 0,05 Gy:n annoksella ja 50 keV:n fotoneilla SNR on 71, kun samalla annoksella 2 MeV:n fotoneille se on alle 1.^[22]

On tärkeää huomata, että Motzin ja Danosin malli on teoreettinen, eikä se ota huomioon paikkaresoluution heikkenemistä saati laitteistokohinaa. Tosiasiassa SNR on paikkaresoluution f funktio.^[21]

3. Motz ja Danos määrittelevät SNR :ään myös parametrit G ja β , jotka huomioivat mahdollisen potilaan ja ilmaisimen välille tulevan sironnanestoverkon käytön. Tässä se on epäoleellista eli tulos on laskettu verkottomalle tapaukselle, jolloin G ja β saavat arvon 1.

3.5.2 Paikkaresoluutio

Paikkaresoluutio (spatial resolution tai spatial frequency, f , $[f] = \text{mm}^{-1}$) kuvaa kuvalevy- eli lateraalisuuntaisen paikkainformaation sumentumista ilmaisimessa. Hyvä paikkaresoluutio merkitsee teräviä reunoja esimerkiksi luun ja pehmytkudoksen rajoilla. Paikkaresoluutioon vaikuttavat monet asiat, kuten sironta, jarrutussäteily, positroniannihilaatio sekä signaaliketjun suoraviivaisuus. Ideaalisesti fotonin osuisi metallilevyyn kohtisuorasti, irrottaisi elektronin, joka jatkaisi samaa suoraa rataa fluoresoivaan levyyn. Fluoresoivassa levyssä muodostunut fotonin taas jatkaisi samassa suorassa linjassa ilmaisimeen. Siinä, missä kamera- ja nesteionisaatiokammion menetelmillä vaihtelu on suurta, ei näin ole pii-ilmaisimille. Pii-ilmaisimissa suurenergisten fotonien lateraalisuuntainen vaihtelu on vähäistä, ja paikkaresoluutio määrittyy pikselikoon perusteella.^[22]

Usein ilmaisimelle määritellään f_{50} , joka tarkoittaa sitä f :n arvoa, jossa signaali on pudonnut puoleen maksimistaan.

3.5.3 Viivalevittyneisyys- ja modulaatiosiertofunktio

Viivalevittyneisyysfunktio (line spread function, LSF) on kokeellinen pohja, jonka kautta ilmaisimen erottelukyky määritetään analyttisesti. LSF mitataan käyttämällä ohutta viivamaista säteilykenttää, joka rajataan paitsi kollimaattorilla myös ylimääräisillä metallisärmillä.^[24,31] Tyypillisesti kentän leveys on muutamista kymmenistä mikrometreistä pariin sataan mikrometriin.^[21,24,32] Kenttä kuvataan, jolloin kenttäprofiiliksi saadaan Gaussin käyrän muotoinen jakauma. Ideaalinen jakauma olisi kentän muotoinen porraskäyrä.^[24]

Munro kollegoineen^[24] muokkasi standardimenetelmää piiportaali-ilmaisimen LSF:n määrittämiseksi. Kenttägeometria on sama kuin aiemmin, mutta lisäksi otettiin kuvia siten, että aukkoa peitti paksu lyijylevy. Näin mahdollinen sironta ja muu taustakohina saatiin poistetuksi vähentämällä lyijylevykuvat aukkokuviista. Yhteensä kuvia otettiin toista sataa, jolloin satunnaisvirheet saatiin tilastollisesti eliminoiduksi.

LSF:stä otetaan Fourier-muunnos ja sen avulla määritetään ns. modulaatiosiertofunktio (modulation transfer function, MTF), joka kuvaa ilmaisimen erottelukykä.^[21,24,32] Lisäksi MTF:n avulla määritellään muita ilmaisinta kuvaavia ominaisuuksia kuten kontrasti-kohina- ja signaali-kohina-suhde, kvanttitehokkuus sekä paikkaresoluutio.

Yleensä MTF määritellään seuraavasti:

$$MTF(f) = \frac{\left| \int_{-\infty}^{\infty} L(x) e^{i2\pi x} dx \right|}{\int_{-\infty}^{\infty} L(x) dx}, \quad (3.13)$$

missä $L(x)$ on LSF ja f paikkaresoluutio.^[33]

3.5.4 Kohinaspektri

Amorfisen pii-ilmaisimen kohina johtuu kahdesta asiasta: kvanttifluktuaatioista ja laitteistosta.^[21,24,34] Kohinaspektri (noise power spectrum, *NPS*) saadaan tutkimalla signaalin vaihtelua ja muuntamalla se diskreeteiksi taajuuksiksi. Kuten *MTF*, myös *NPS* on siis paikkaresoluution f funktio.^[34,35]

Munro ym.^[24] jakoivat laitteistosta ja mittaasetelmasta johtuvan kohinan osatekijöihin. Esimerkiksi huoneenvalon aiheuttama osuus taustakohinasta määritettiin pitämällä fluoresoivaa kerrosta 2 cm:n korkeudella ilmaisintasosta. Levyä valaistiin tavallisella lampulla, jotta saataisiin fluoresoivan levyn läpäisevän huoneenvalon aiheuttama kohina. Kvanttifluktuaatiokohina määritettiin käyttämällä ^{60}Co - , 6 MV:n sekä 18 MV:n säteilyä. Ryhmä havaitsi, että testatun amorfisen pii-ilmaisimen kohinasta vain 1 % johtui laitteistosta ja mittaasetelmasta.

$SNR(f)$ voidaan nyt ilmaista *NPS*:n ja *MTF*:n avulla:^[36]

$$SNR(f) = G \log_{10} e S \frac{MTF(f)}{\sqrt{NPS(f)}}, \quad (3.14)$$

missä G on ilmaisinkohtainen parametri ja $S := S\delta(x,y)$ ns. kontrasti-impulssifunktio, joka eliminoi kuvattavan esineen muodon vaikutuksen paikkaresoluutioon.

3.5.5 Kvanttitehokkuus

Kvanttitehokkuus (detective quantum efficiency, *DQE*) kuvaa ilmaisimen tehokkuutta välittää siihen osuvan säteilyn informaatiota eteenpäin. Koska informaatio tässä yhteydessä on yhtä kuin SNR , määritellään *DQE* yleensä SNR :n avulla seuraavasti:

$$DQE(f) = \frac{[SNR_{out}(f)]^2}{[SNR_{in}(f)]^2}, \quad (3.15)$$

missä $SNR_{out}(f)$ on ulos- ja $SNR_{in}(f)$ sisääntuleva SNR . Määritelmästä seuraa, että *DQE*:n maksimiarvo on 1 (tai 100 %), jolloin kaikki informaatio siirtyy häviöttömästi.

Usein $SNR_{in}(f)$ annetaan muodossa $S\sqrt{\phi}$, missä ϕ on keskimääräinen kertymä ilmaisimessa.^[36] Kvanttitehokkuus voidaan siten ilmaista *NPS*:n ja *MTF*:n avulla käyttämällä yhtälöä (3.14)^[21,24]:

$$DQE = \frac{k^2 (MTF)^2}{\phi NPS}, \quad (3.16)$$

missä k on ns. gammakerroin. Gammakerroin k kuvaa vasteen korrelaatiota säteilytyksen kanssa: ilmaisimille, joiden vaste on lineaarinen, gammakerroin on 1.^[21]

Yhtälö (3.16) havainnollistaa hyvin eri parametrien vaikutusta: ilmaisimen tehokkuus kärsii, jos paikkaresoluutio f ja siten *MTF* pienenee, tai jos ilmaisimen kohina lisääntyy eli *NPS* kasvaa.^[21]

Arviolta 4 % fotoneista vuorovaikuttaa metallilevyssä ja enintään 1 % näin irronneista elektroneista saavuttaa fluoresoivan levyn.^[22] Siksi portaali-ilmaisinten kvanttitehokkuus on hyvin alhainen: 0,5 % nesteionisaatiokammion menetelmille^[2], 1 % kamerailmaisimille^[2] ja n. 3 % amorfisille pii-ilmaisimille^[22]. Pii-ilmaisinten ylivoimainen kvanttitehokkuus johtuu siitä, että osa ilmaisimeen osuvista fotoneista vuorovaikuttaa suoraan fluoresoivan levyn kanssa ja kasvattaa siten *DQE*:ta.^[22] Vaikka fluoresoivaa levyä käytetään myös kameratekniikassa, menetelmän mainitut heikkoudet tekevät siitä huonomman vaihtoehdon pii-ilmaisimiin verrattuna.

3.6 Portaali-ilmaisimien ongelmat

Portaali-ilmaisimissa on useita ongelmia. Koska portaalikuvaus on osa hoitokonetta, sen täytyy toimia kasvaimen sädetykseen, ei kuvantamiseen, optimoituissa oloissa. MeV-energia-alueella fotonien ensisijainen vuorovaikutustapa on Compton-sironna, jonka todennäköisyys on verrannollinen väliaineen elektronitiheyteen.^[2] Ihmiskehon eri yhdisteiden elektronitiheydet vaihtelevat vähän, esimerkiksi veden, josta pehmytkudos enimmäkseen koostuu, elektronitiheys on n. $3,34 \cdot 10^{23} \text{ el.cm}^{-3}$, kun taas luulla se on $5,81 \cdot 10^{23} \text{ el.cm}^{-3}$.^[22] Verrattuna röntgenkuvaukseen, jonka ensisijainen vaikutustapa, valosähköinen ilmiö, on verrannollinen atomilukuun, portaalidosimetrian kontrasti on lähtökohtaisesti heikompi.^[2]

Röntgendiagnostiikassa säteilylähteen fokuksen suuruus on vain murto-osa sädehoitokoneen fokuksista. Fokuksen koko heikentää merkittävästi paikkaresoluutiota. Siksi portaali-ilmaisimissa käytettyjen alkeisilmaisinalueiden eli pikselien koko on kohtalaisen suuri, 0,5-2 mm, verrattuna röntgenkuvauksen 0,05-0,5 mm:n erottelukykyyn.^[2]

Portaalikuvauksessa käytettyjen MeV-luokan fotonien todennäköisyys vuorovaikuttaa väliaineessa on pienempi kuin röntgendiagnostiikan keV-fotonien. Tämä johtaa siihen, että portaali-ilmaisinten signaali on useita kertaluokkia pienempi kuin röntgenkuvauksessa.^[2] Vastaavasti ilmaisimien kvanttitehokkuuden on osoitettu olevan enimmillään 5 %, yleensä reilusti alle, kun röntgenkuvauksen *DQE* on luokkaa 20 – 80 %.^[2,21,22] Hyvin vähän röntgensäteilyä siis absorboituu ilmaisimeen.^[28]

Portaali-ilmaisimille asetetaan myös kriteerejä, joita röntgenlaitteille ei ole. Koska ilmaisinta käytetään MeV-luokan fotonien ja suurten kertymien kanssa, on kuvalevyn kestävä jopa 2000 Gy:n vuosiannos.^[2]

Piiportaali-ilmaisimen vasteen on havaittu olevan epälineaarinen pienillä annoksilla. Alle 10 MY:n annoksilla vaste voi eri energioilla olla jopa 10 % alempi.^[37] Kaikista suurin epätarkkuus amorfisella pii-ilmaisimella (n. 5 %) aiheutuu takaisinsironnasta. Säteily siroaa enimmäkseen ilmaisimen kantorakenteesta, joka kiinnittyy kuvalevyn taakse keskikohtaan. Sironna aiheuttaa eniten ongelmia suurilla kentillä, jolloin kentän reunoilla ei ole kantorakenteita.^[38]

Puolijohdetekniikkaan perustuvat ilmaisimet kärsivät lisäksi viipeestä sekä haamukuvasta (ghosting). Viive tarkoittaa, että edellisestä kuvasta on jäänyt varaus pikseliin, mikä aiheuttaa vääristymää seuraavaan kuvaan. Haamukuva liittyy myös ylijäämävaraukseen pikselin rakenteissa. Koska säteily saa aikaan se-

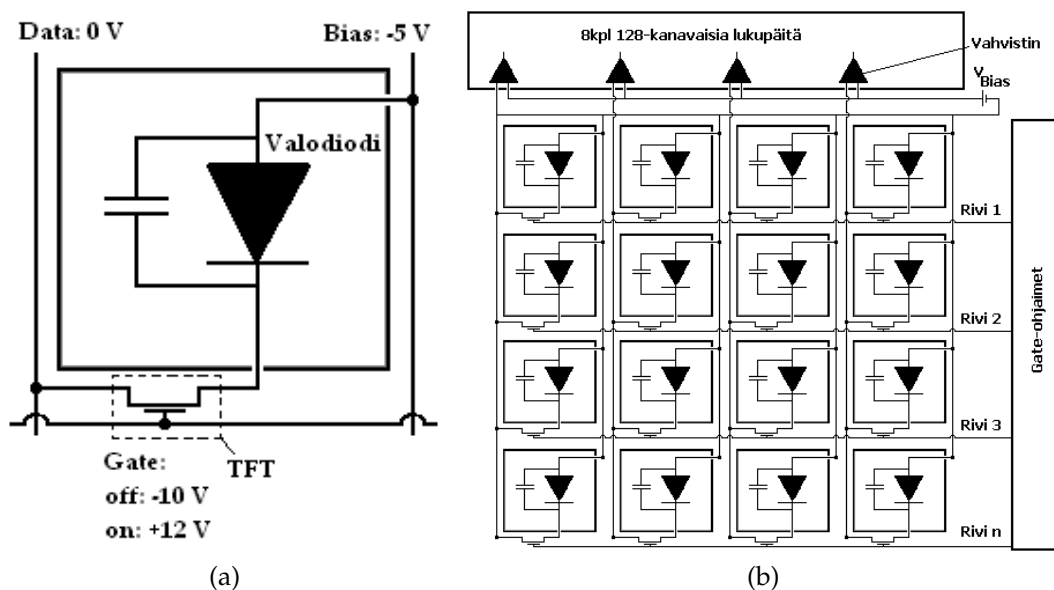
kä positiivisia että negatiivisia varauksenkuljettajia, ylijäämävaraus voi vähentää kertyvän vastakkaismerkkisen varauksen määrää. Lisäksi varauksen aiheuttama sähkökenttä muokkaa pikselin pn-rajapinnan sähkökenttää, mikä voi muuttaa pikselin herkkyyttä jopa 16 %.^[37]

Epäsuoran menetelmän ilmaisimilla profiili alenee usein kentän reunoilla. Todennäköisesti syy on fosforikerroksessa tapahtuvassa optisessa sironnassa, sillä kerroksen poistamisen on osoitettu parantavan puolivarjoalueen profiilia liki ionisaatiokammionmittausten tasolle.^[25] Tutkimukset viittaavat myös siihen, että optinen sironna aiheuttaa umbra-alueilla kenttäprofiiliin ylimääräistä signaalia.^[26]

4 Mittauslaitteisto ja menetelmät

4.1 aS500-portaali-ilmaisim

4.1.1 Rakenne ja toimintaperiaate



Kuva 10: Portaali-ilmaisimen kuvalevypikselin rakenne 10a: Pikselin kytkentäkaavio. 10b: Kuvalevyn kytkentäkaavio.

Tutkielmassa käytettävässä Varianin aS500-portaali-ilmaisimessa kasvukerros on noin 1 mm paksu kuparikerros. Kasvukerroksessa fotonien energia siirtyy elektroneille, jotka irrottuaan matkaavat fosforilevyyn. Noin 0,4 mm paksu fosforilevy muuttaa elektronit näkyväksi valoksi, joka ohjautuu vedytetystä amorfisesta piistä valmistettuun valodiodiin.^[39]

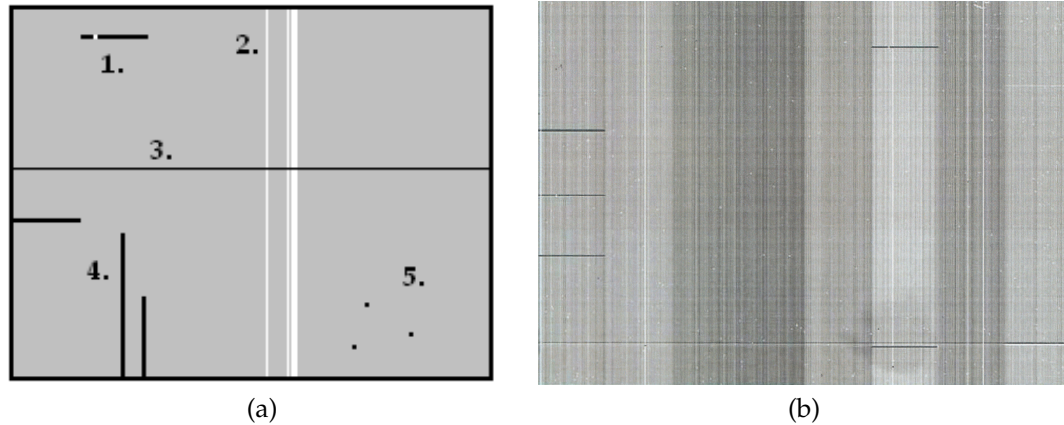
Rakenne voidaan esittää valodiodin ja kondensaattorin rinnakkaisyhteytenä (Kuva 10a). Diodi ja kondensaattori ovat aluksi estosuuntaisesti biasoituja. Valon osuessa diodiin fotonit muuttuvat elektroni-aukkopareiksi, ja diodi alkaa johtaa, jolloin jännite ja siten varaus kondensaattorissa pienenevät. Datan lukuvaiheessa kytkimenä toimiva ohutfilmitransistori (thin-film transistor, TFT) kytketään gate-jännitteellä päälle, jolloin suurempipotentialisesta datapäädästä alkaa johtua virtaa pikseliin ja kondensaattori latautuu alkutilaansa. Koska ladattavan varauksen määrä on suoraan verrannollinen diodiin osuvaan valoon, datajohtimen tuoma varaus määritetään integraattoripiirin avulla.^[39]

Pikselit muodostavat kaksiulotteisen matriisin (kuva 10b), jonka resoluutio on 512×384 aS500-mallille ja 1024×768 aS1000:lle. Mallien rakenne on sama; parempi resoluutio johtuu kehittyneemmästä ohjelmistosta. TAYSin sädehoidon viidestä koneesta kahdella on käytössä aS1000, kahdella aS500 ja yhdellä käytetään Brainlabin ExacTrac-laitteistoa potilaan asettelussa.

Kuvalevymatriisin pystyrivien päässä ovat lukupäät (read-out module, ROM), jotka lukevat kuhunkin pystyriviin menneen virran. Vaakarivien päässä ovat koko rivin gate-jännitettä kontrolloivat moduulit (gate driver module, GDM). Mikrokooppisen rakenteen vuoksi yksittäisen pikselin gate-jännitettä ei voida kontrolloida saati siihen menevää datavirtaa lukea. Siksi informaatio luetaan avaa-

malla TFT:t yksi rivi kerrallaan gate-jännitteellä ja mittaamalla kaikilla lukupäillä pystyriveihin menevät virrat. Informaatio luetaan siis vaakarivi kerrallaan.^[39]

4.1.2 Pikseliviat



Kuva 11: Portaali-ilmaisimen pikseliviat. 11a: Kuvalevyn pikselivikatyyppit pimeäkuvassa. 1. Diodin oikosulku 2. Bias-data-oikosulku 3. Gate-vuoto 4. Avoimet raidat 5. Kuolleet pikselit. 11b: Pimeäkuva. Varian Medical Systems 2006.^[39]

Suurienerginen säteily saa ajan mittaan aikaan tuhoja kuvalevyssä ja aiheuttaa pikselivikoja. Lisäksi levyn ulkopuolella sijaitseva elektroniikka on haavoittuvainen sironnalle sekä kollimaattorissa syntyville neutroneille. Nämä yhdessä aiheuttavat sen, että ilmaisimen kuvanlaatu huononee ajan kuluessa.

Pikseliviat voidaan jakaa viiteen kategoriaan: diodin oikosulku, bias-data-oikosulku, gate-vuoto, avoimet raidat sekä kuolleet pikselit. Eri vikatyypit on esitelty kuvassa 11a. Diodin oikosulussa diodi alkaa johtaa estosuuntaisesti, jolloin ROM luulee, että pikseliin on tullut suuri säteilyannos. Datavirrat ovat hyvin pieniä ja lukupään käyttämä jännitelähde luokkaa 5 V. Kun diodi johtaa estosuuntaisesti, virta kasvaa niin suureksi, että jännitelähde ylikuormittuu ja jännite putoaa nolnaan. Siksi diodin oikosulun aiheuttama vika näkyy kuvassa lukupään levyisenä, vaakasuorana mustana raitana, jossa on yksi valkoinen pikseli.^[39]

Bias-data-oikosulussa datavirta pääsee suoraan sulkuasennossa olevan TFT:n ja diodin ohi biakselle. Tällöin ROM näkee vain, että pystyriviin menee loputtomasti virtaa ja päättelee, että koko riviin on tullut maksimiannos. Siksi bias-data-oikosulussa kuvassa näkyy valkoinen pystyrivi. Bias-data-linja vuotaa yleensä jonkin verran, mikä näkyy kuvassa tasaisina, erisävyisinä pystyraitoina. Juuri tämä vaihtelu on tärkeimpiä syitä pimeäkuvan käyttämisen kalibroinnissa.^[39]

Gate-vuodossa gaten eristys ei toimi vaan diodi alkaa johtaa myötäsuuntaisesti, koska ylemmässä potentiaalissa oleva bias (-5 V) on nyt oikosulussa gaten (-10 V) kanssa. Koska gate on koko riville yhteinen, virhe näkyy koko levyn läpäisevänä mustana vaakarivinä.^[39]

Avoimet raidat ovat data- tai gate-johtimen vaurioitumisesta johtuvia virheitä, jotka näkyvät osittain mustina vaaka- tai pystyriveinä. Musta osuus alkaa aina vasemmasta tai alareunasta, koska lukupäät ovat ylhäällä ja gate-ohjaimet oikealla.^[39]

Kuolleet pikselit ovat pikseleitä, jotka eivät syystä tai toisesta toimi. Kyseessä voi olla esimerkiksi TFT:n juuttuminen on- tai off-asentoon, diodin kyvyttömyys johtaa säteilyn osuessa siihen tai pikselin vahingoittuminen tärähdyksestä.^[39] Pikseli voi olla myös osittain viallinen: sen vaste ei välttämättä ole lineaarinen annokseen nähden. Epälineaariseksi tiedettyjen pikselien vastetta voidaan korjata ottamalla keskiarvo ympäröivien pikselien signaaleista.^[29]

On syytä huomata, että piiportaali-ilmaisimessa pikselien "väri" on mielivaltaisen verrattuna perinteiseen röntgenkuvaukseen, jossa kuva muodostuu fluoresoivalle materiaalille. Ilmaisimissa eroaa röntgenistä siinä, että pikselin arvo näkyy vain datalinjassa menevän virran määrässä, jolloin se, kuvaako valkoinen pikseli vahvasti sädetettyä vai säteilyttämätöntä pikseliä, on mielivaltaista. Varianin ohjelmisto vaikuttaa esittävän pimeäkuvassa (kuva 11b) vahvasti säteilyä saaneet pikselit valkoisina, mutta invertoi lopullisen kuvan historiallisen konvention mukaiseksi.

4.1.3 Kalibrointi

aS500-ilmaisimissa kalibroidaan käyttämällä kenttäkuvaa (flood-field, *FF*) ja pimeäkuvaa (dark field, *DF*). Kenttäkuvassa kuvalevyä säteilytetään avoimella, koko levyn kattavalla kentällä. Tällöin ideaalisesti jokaisen pikselin pitäisi antaa sama signaali. Tosiasiassa kenttä on aina epätasainen, minkä vuoksi jakamalla mittaustulo kenttäkuvalla saadaan jakauma normitetuksi tasaiseksi. Kenttäkuva on herkkä annosnopeudelle, minkä takia stabiili sädetys on kriittistä kalibroinnin onnistumiselle.^[40,41]

Pimeäkuva mitataan säteilyn ollessa poissa päältä eli siinä tutkitaan pikselien taustasignaalia. Mittaustuloksesta siis vähennetään pikselien taustasignaali. Kalibroinnissa otetaan kymmeniä, jopa satoja kuvia, jotka keskiarvoistetaan taustakohinan minimoimiseksi. Kalibrointi määritellään matemaattisesti seuraavasti: kovalle *I* pätee

$$I(x,y) = \frac{I_{raw}(x,y) - DF(x,y)}{FF(x,y)} FF_{mean}, \quad (4.1)$$

missä FF_{mean} on kenttäkuvan keskiarvo. Valmistajan mukaan *DF*-korjaus vaikuttaa kuvaan noin 5 % ja *FF*-korjaus jopa 40 %.^[40,41]

Kalibrointi ei ole ongelmantonta. Lineaarikiikahdyttimestä johtuva annoksen epätasaisuus eliminoiduu *FF*:n käytön takia. Poikkeavuus keskiakselilta (off-axis ratio, *OAR*) voi olla 6 MV:n fotoneilla ja 15 cm:n etäisyydellä jopa 13 %. Lisäksi yhtälöön (4.1) liittyy kaksi ongelmaa. Ensinnäkin, koska mukana on sekä *FF* että *DF*, *OAR* menetetään lopputuloksesta. Toiseksi, menetelmä on herkkä paikamuutoksille: perinteisen kalibroinnin virhe on noin $1 \frac{\%}{\text{cm}}$ sivuttaissuunnassa ja $0,1 \frac{\%}{\text{cm}}$ pystysuuntaisesti. Uudemmallalla kalibrointimenetelmällä virhe saadaan 1 %:iin koko laitteessa.^[28]

Taulukko 2: aS500-ilmaisimen ja kahden prototyypin ominaisuuksia.

Ominaisuus	Prototyyppi 1999	Prototyyppi 2001	aS500
resoluutio	512 × 512	512 × 512	512 × 384
pikselin koko	0,508 mm	0,508 mm	0,748 mm
Cu-levyn paksuus	1 mm	1 mm	1 mm
fluor. levyn tiheys	34 mg cm ⁻²	133 mg cm ⁻²	133 mg cm ⁻²
fluor. levyn tyyppi	Lanex Fine	Lanex Fast B	Lanex Fast B
efektiivinen alue	26 × 26 cm ²	26 × 26 cm ²	40 × 30 cm ²

4.1.4 Teoreettinen suorituskyky

Valmistajan mukaan^[40] pikseliresoluutio on 14 bittiä, mikä tarkoittaa 0 – 16384:n teoreettista pikseliarvoskaalaa. Tyypillisen kuvan pikseliarvot vaihtelevat kuitenkin välillä -100...-3000. Skaalaa muuttamalla säädetään kontrastia: pienellä skaalalla kontrasti on suuri, jolloin yksityiskohtat erottuvat paremmin, mutta jotkin kohdat katoavat muuttuessaan mustiksi tai valkoisiksi. Vastaavasti suuri skaala saa näkymään enemmän, mutta yksityiskohtien erottaminen kärsii. Kirkkauden säätö toimii siirtämällä koko skaalaa, jolloin jokainen pikseliarvo määritellään vaaleammaksi tai tummemmaksi. Laitteen kontrastiresoluutioksi ilmoitetaan 0,25 %.

Elektroniikasta johtuva taustakohina vaihtelee komponenteittain. Esimerkkinä kohinasta ilmaisilevyn kohinan osuudeksi ilmoitetaan pimeäkuvassa 1,49 %, kun taas analogi-digitaali-muuntimille (analog to digital converter, ADC) vain 0,01 %. Lukupäiden kohina-arvot pimeäkuvamittauksessa vaihtelevat valmistajan mukaan välillä 0,9...1,9 %.^[41]

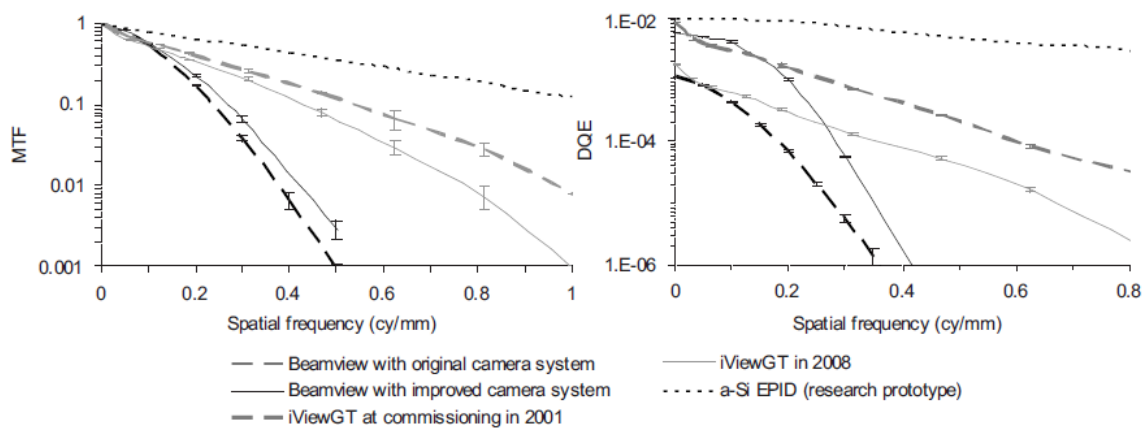
Varianin aS500-mallin kvanttitehokkuutta ei tiettävästi ole tutkittu⁴. Syy lienee se, että Varian oli ensimmäinen valmistaja, joka toi amorfiset pii-ilmaisimet markkinoille.^[2] Ilmaisimen ominaisuuksia oli siis tutkittu jo prototyyppivaiheessa. Väitettä voidaan perustella vertailemalla aS500:n ja kahden vuosina 1999 ja 2001 julkaistun prototyyppitutkimuksen tuloksia (taulukko 2).^[25,39,42]

Ilmaisinta on tietenkin kehitetty ajan mittaan ja varsinkin vuoden 1999 prototyyppi eroaa selvästi aS500:sta. Sen sijaan vuoden 2001 prototyyppi on hyvin samankaltainen aS500:n kanssa. Tuoreessa tutkimuksessa^[43] (kuva 12) esitetty vertailu on siten ainakin suuntaa-antava näyttö aS500:n ominaisuuksista.

Kirkby ja Sloboda^[44] tutkivat aS500-ilmaisinta ja havaitsivat sen f_{50} :n pysyvän hämmästyttävän vakiona ($0,41 \text{ mm}^{-1} \pm 2 \%$), vaikka ilmaisimen päälle pantaisiin paksu kuparilevy. He tutkivat myös kuparikasvukerroksen vaikutusta kontrastiin sekä MTF :ään. Ilmaisimen kontrastin todettiin perusasetuksilla vähenevän n. $21 \frac{\%}{\text{cm}}$ ja MTF :n n. $38 \frac{\%}{\text{cm}}$.

Ilmaisimen vasteen on todettu olevan muuten vakio energiaan nähden, mutta alle 5 MeV:n energioilla vaste putoaa, kunnes alle 1 MeV:n energioilla se alkaa jälleen kasvaa. Ilmiön selittää pienillä energioilla energian riittämättömyys signaalin tuottamiseen, ja hyvin pienillä energioilla vaste kasvaa valosähköisen ilmiön merkityksen kasvaessa.^[26]

4. Ei artikkeleita lehdissä Medical Physics, Physics in Medicine and Biology tai Radiation Oncology.



Kuva 12: Viiden portaali-ilmaisimen MTF :n ja DQE :n vertailu. Prototyyppejä on taulukossa 2 esitetty vuoden 2001 prototyyppejä. Gopal ja Samant 2009.^[43]

4.2 Mittaukset ja analysointimenetelmät

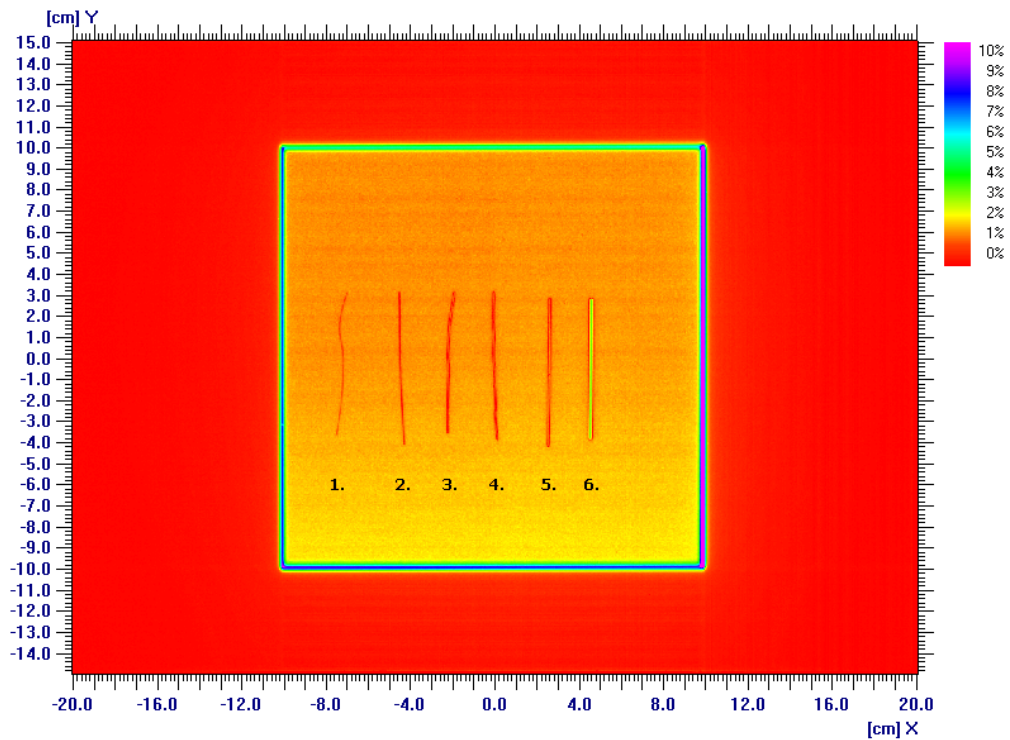
Mittauksissa käytettiin TAYSin Varian LINAC -sädehoitokoneen 1 ja siihen kuuluvaa aS1000-portaali-ilmaisinta. Ilmaisinta kalibroitiin ennen mittauksia pimeä- ja kenttäkuvien avulla kahdessa ensimmäisessä mittauksessa, lopuissa kalibrointi oli tehty edellisenä päivänä. TAYSilla ainoastaan koneiden 1 ja 2 ilmaisimille on tehty annoskalibrointi osana intensiteettimuokatus sädehoidon laadunvalvontaa. Kaikki mittaukset tehtiin hoitokone 1:llä.

4.2.1 Kentän riippuvuus kanturikulmasta

Kentän riippuvuutta kanturikulmasta tutkittiin ottamalla tyhjiä kuvia portaali-ilmaisimella SSD 100 -etäisyydellä kulmissa 0° , 90° , 180° ja 270° . Kuvat otettiin ilman vesikasvukerrosta siksi, että sen kiinnittäminen ilmaisimeen muilla kuin nollakulmilla on hankalaa. Kuvia otettiin kolme kappaletta jokaisessa kulmassa. Kuvat otettiin vain 6 MV:n fotoneilla, koska 18 MV:lle ei ollut tehty annoskalibrointiä.

Portaalikuvat luettiin Varianin Eclipse-ohjelmaan, mistä ne siirrettiin DICOM RT-kuvina Omnipro I^mRT-ohjelmaan analysoitaviksi. Kuvien koordinaatiston origo siirrettiin ilmaisimen keskiakselille ja se normitettiin 100 %:iin. Kustakin kanturikulmasta verrattiin yhtä kuvaa yhteen nollakulmakuvaan ja niistä otettiin absoluuttinen erotuskuva, jotta vaihtelu saatiin näkyviin. Koska rinnakkaiskuvien keskiarvoistus ei ohjelmalla onnistunut, tyydyttiin vertailemaan kunkin kulman kuvia erotuskuvina. Koska näin havaittu satunnaisvaihtelu oli enintään 0,5 %, todettiin, että yksi kuva kanturikulmaa kohti oli riittävä.

Kuvista valittiin kohta, jossa x - ja y -profiilit poikkesivat eniten nollakulmasta, ja niistä otettiin numeeriset arvot profiilien vertailua varten. Arvoista piirrettiin Matlab-ohjelmalla kaksi kuvaajaa, joissa näkyvät x - ja y -profiilien erot eri kanturikulmilla.



Kuva 13: Kuuden eri langan näkyvyys 6 MV:n fotoneilla. 1. Tina-lyijy 0,32 mm. 2. Kupari 0,60 mm. 3. Tina-lyijy 0,90 mm. 4. Rauta 0,90 mm. 5. Kromi-nikkeli 1 mm. 6. Pii-kromi-nikkeli 1,6 mm.

4.2.2 Valokentän ja säteilykentän yhtenevyys

Valokentän ja säteilykentän yhtenevyyttä tutkittiin merkitsemällä valokentän reuna ohuella langalla. Aluksi valittiin $20 \times 20 \text{ cm}^2$ -kenttäkoko ja kenttään aseteltiin riviin eripaksuisia ja koostumukseltaan erilaisia metallilankoja (taulukko 3). Langat kuvattiin (kuva 13) ja kuvasta arvioitiin, mitä lankaa kannattaisi käyttää varsinaisissa mittauksissa. Yllättäen kaikki langat näkyivät kuvassa selkeästi. Erityisesti ohuimman tina-lyijy-langan näkyminen oli suuri yllätys.

Valokentän reunojen merkeiksi valittiin kromi-nikkeli-lanka (lanka nro. 5). Reunamerkkivalinnan ratkaisi langan jäykkyys ja suoruus sekä toiseksi paras näkyvyys kuvassa. Valokentän keskipiste merkittiin metallilangasta ja läpinäkyvästä teipistä tehdyllä ristillä. Ennen varsinaisia yhtenevyysmittauksia testattiin kolmen eri ristin toimivuutta: ohut tina-lyijy (risti 1), paksu tina-lyijy (risti 2) sekä kromi-nikkeli (risti 3). Ristin muotoisen kappaleen kuvassa näkymisen lisäksi testissä tutkittiin myös kolmea eri keskipisteen merkitsemistapaa (kuva 14).

Risti 1 asetettiin kuvaan x - ja y -akselien suuntaisesti. Koska testistä tiedettiin, että ohuin tina-lyijy ei näy profiilissa, tutkittiin ristillä 1 valokentän keskipisteen määrittämistä visuaalisesti. Risti 2 asetettiin myös x - ja y -akselien suuntaisesti, mutta keskipiste määritettiin kahden x - ja y -suuntaisen profiilin avulla. x -suuntaiset profiilit leikkasivat y -akselin kohdissa 0,5 cm ja $-0,5$ cm, ja y -suuntaiset vastaavasti x -akselin kohdissa 0,5 cm ja $-0,5$ cm. Määritetyistä koordinaateista saatiin keskiarvona valokentän keskipiste. Risti 3 asetettiin diagonaaliakselien mukaan, joskin silmämääräisesti. Keskipiste saataisiin kahden, ristin keskikohdan leikkaavan profiilin avulla.

Taulukko 3: Valokentän merkitsemislankojen tiedot.

Koostumus	Halkaisija (mm)	Valmistaja (mikäli tiedossa)
Sn ₃ Pb ₂	0,32	Multicore
Kuparoitu, ydin luult. Zn	0,60	Häfner
Sn ₃ Pb ₂	0,90	Multicore
Fe-surrauslanka	0,90	-
CrNiMo	1,00	Cromatig
C _{0,01} Mn _{1,7} Si _{0,8} Cr _{18,5} Ni _{12,2} Mo _{2,7}	1,60	Lincoln Electric Europe

Koska keskipiste valitaan silmämääräisesti, voi ristin 3 asetelma vaikuttaa samalta kuin ristin 1. Näin ei kuitenkaan ole, sillä diagonaaliristi voidaan asemoida käyttämällä valokentän ristikon mustan alueen kulmia. Mittaustilanteessa kävi kuitenkin ilmi, että diagonaalinen asetelma ei toimi. Profiilimenetelmä vaatii, että lanka on riittävän paksu aiheuttaakseen suhteellisen annoksen näkyvän alenemisen. Paksu lanka tarkoittaa kuitenkin, ettei ristiä voi asettaa kovin tarkasti valokentän ristikkoon. Siksi ristin 3 mittausta jää tässä lähinnä kuriositeetiksi.

Varsinaisissa mittauksissa valo- ja säteilykentän yhtenevyyttä tutkittiin $5 \times 5 \text{ cm}^2$ - ja $20 \times 20 \text{ cm}^2$ -kenttäkoilla. Aluksi otettiin $20 \times 20 \text{ cm}^2$ -kuva, minkä jälkeen valokenttä merkittiin kahdeksalla n. 3 cm:n pituisella kromi-nikkeli-langapätkällä. Valokentän keskipiste merkittiin ristillä 3. Langat kuvattiin $23 \times 23 \text{ cm}^2$ -kentällä, jotta ne näkyisivät selkeästi. Koskematta lainkaan lankoihin otettiin vielä $20 \times 20 \text{ cm}^2$ -kuva, jolla varmistettiin, ettei ilmaisin päässyt liikkumaan lankojen asetteluvaiheessa.

Mittaukset toistettiin $5 \times 5 \text{ cm}^2$ -kenttäkoolla, jolloin lankakuvassa käytettiin $8 \times 8 \text{ cm}^2$ -kenttää. Valokentän keskipiste merkittiin ristillä 1, sillä ristit 2 ja 3 olivat liian suuria pieneen kenttäkokoan. Koska risti 1 ei näy profiileissa, kentän keskipiste määritettiin visuaalisesti kursorin avulla. Kentän pienen koon vuoksi valokentän reunat merkittiin neljällä langalla kahdeksan sijaan.

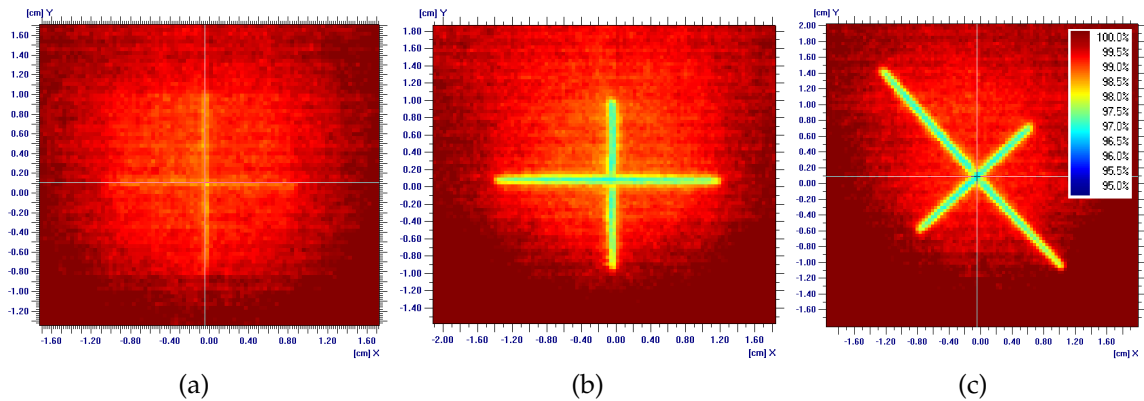
Ilmaisinkuvat otettiin Eclipstä ja luettiin Omnipro I'mRT -ohjelmaan analysoitaviksi. Koska merkittyjen kenttien keskipisteessä oli metallinen risti, ei annosta voitu normittaa keskiakselille. Normituspisteeksi valittiin $(1, -1) \text{ cm}$, joka on juuri risteistä aiheutuvan sironta-alueen ulkopuolella, mutta ei niin kaukana, että profiili muuttuisi oleellisesti keskiakselista. Ristin 3 kuva normitettiin kohtaan $(0, -1) \text{ cm}$, koska viistosti asetettu risti olisi muuten osunut pisteeseen $(1, -1) \text{ cm}$.

Sädekentän keskipisteen ja reunojen määrittämiseen käytettiin $20 \times 20 \text{ cm}^2$ -kenttää, joka toimi myös verrokkina ristien 1-3 kuville. Sädekentän keskipiste määritettiin keskiakselin leikkaavien profiilien avulla. Vaaka- ja pystyprofiileista katsottiin kursorityökalun avulla kohdat, joissa suhteellinen annos putosi 50 %:iin ja kohtien avulla laskettiin sädekentän x - ja y -koordinaatit. Sädekenttä, toisin kuin ristitetyt kentät, normitettiin tuttuun tapaan keskiakselille.

Varsinaisissa $20 \times 20 \text{ cm}^2$ - ja $5 \times 5 \text{ cm}^2$ -kenttien valo- ja sädekentän yhtenevyysmittauksissa edellisen keskipiste määritettiin kahdella x - ja y -suuntaisella profiililla, kun taas jälkimmäisen kursorilla tarkennustyökalua hyödyntämällä. Valokenttien reunat määritettiin mittaustyökalulla sekä profiileista. Lankojen asette-

luvaiheessa pyrittiin siihen, että langan keskikohta olisi tarkimmin puolivarjon kohdalla, jolloin mittakursori pyrittiin asettelemaan mahdollisimman keskelle lankaa kuvassa. Profiileista valokentän reunat määritettiin langan profiiliin aiheuttaman annoskuopan minimistä. $20 \times 20 \text{ cm}^2$ -kentän tapauksessa merkkejä oli kaksi x - ja y -suunnissa, jolloin valokentän koko molemmilla menetelmillä saatiin keskiarvona.

Kuvassa 14 on esitetty ristien 1, 2 ja 3 aseointi sekä näkyminen portaalikuvissa, sopivalla ikkunoinnilla.



Kuva 14: Kolmen ristin näkyminen kuvissa. 14a: Risti 1. Ohut tina-lyijy. 14b: Risti 2. Paksu tina-lyijy. 14c: Risti 3. Kromi-nikkeli. Kuvissa 14a ja 14c näkyy kursori, jolla keskipiste määritettiin ko. kuvista. Risti 1 näkyy paremmin 97% – 100% -ikkunoinnilla, mutta skaala haluttiin vertailun vuoksi pitää samana.

4.2.3 Kohina

Kohinan vaikutusta tutkittiin kanturin nollakulmassa kasaamalla ilmaisimen päälle kovaa vettä kasvukerrokseksi. Kova vesi on tiheydeltään vettä vastaavaa, kiinteää ainetta, jonka etu veteen verrattuna on sen helppo liikuteltavuus. Ilmaisinkerros haluttiin 10 cm:n vesiekvivalenttiin syvyyteen. Koska kerroksen päällä on 1 mm:n paksuinen kuparikerros, täytyi laskea sen ekvivalenttipaksuus.

Ekvivalenttisyvyys saadaan kahdella tavalla. Yksinkertaisempi tapa on kertoa kuparilevyn paksuus sen tiheydellä ($8,96 \text{ gcm}^{-3}$)^[45]. Siten pyöristettynä 1 mm:n paksuinen kuparikerros vastaa 9 mm:n paksuista kuivavesikerrosta. Käänteisneliöllinen laki voidaan jättää huomioimatta, koska kyseessä on hyvin lyhyt etäisyys.

Toinen tapa on käyttää fotonisäteilyn vaimenemislaita (yhtälö (3.3)) tuttua vaimenemiskerrointa μ . 6 MV:n fotonien tuoton piikki on n. 2 MV:n kohdalla, eli suurin osa elektroneista luovuttaa törmäyksessä kolmasosan energiastaan. 2 MV:n fotoneille $\frac{\mu_{Cu}}{\rho_{Cu}} = 0,0419 \frac{\text{cm}^2}{\text{g}}$ kuparissa ja $\frac{\mu_{H_2O}}{\rho_{H_2O}} = 0,0303 \frac{\text{cm}^2}{\text{g}}$ vedessä.

Kun huomioidaan jo mainittu kuparin tiheys sekä veden tiheys $1,0 \text{ gcm}^{-3}$, saadaan kuparilevyn vesiekvivalentti syvyys d_{Cu}^{eq} kertomalla paksuus vaimenemiskerrointen suhteella^[46]:

$$\begin{aligned}
d_{Cu}^{eq} &= d_{Cu} \frac{\frac{\mu_{Cu}}{\rho_{Cu}} \rho_{Cu}}{\frac{\mu_{H_2O}}{\rho_{H_2O}} \rho_{H_2O}} \\
&= 1 \text{ mm} \cdot \frac{0,0419 \frac{\text{cm}^2}{\text{g}} \cdot 8,96 \frac{\text{g}}{\text{cm}^3}}{0,0303 \frac{\text{cm}^2}{\text{g}} \cdot 1 \frac{\text{g}}{\text{cm}^3}} \\
&\approx 12,4 \text{ mm}, \tag{4.2}
\end{aligned}$$

missä d_{Cu} on kuparilevyn paksuus. Siten 1 mm:n kuparikerros vastaa 12,4 mm vettä. TAYSilla kuivavesilevyjä on käytettävissä vain 5 mm:n ja 10 mm:n levyissä, joten näiden kahden menetelmän kompromissina mittauksissa kasataan ilmaisimen päälle 90 mm:n paksuinen kuivavesikerros. Muutaman millin heitto ei muutenkaan ole merkittävää 10 cm:n syvyydessä.

Portaali-ilmaisimen suojakuori sisältää törmäysilmaisimen, joka pysäyttää koneen toiminnan, jos laitteeseen kosketaan. Koska lähes kymmensenttinen kerros vettä painaa liki kymmenen kiloa, täytyi suojakuori poistaa ennen mittausten aloittamista. Kuvia otettiin kymmenen ja jokaisen kuvan välissä pidettiin usean kymmenen sekunnin tauko, jotta haamukuvaefektit eivät vaikuttaisi tulokseen. Annos oli 0,4 Gy, monitoriyksiköissä ilmaistuna 55 MY.

Kuvat siirrettiin jälleen Eclipsestä Omniprohon, missä ne normitettiin 100 %:iin keskiakselille. Sen jälkeen ne otettiin matriisimuodossa ASCII-tiedostoina ulos. Matriisit keskiarvoistettiin pikseleittäin ja niistä muodostettiin keskiarvon keskihajontamatriisi. Keskihajontamatriisista piirrettiin Matlabilla kaksiulotteinen kuva. Lisäksi muodostettiin erotusmatriisi, jonka alkiot muodostettiin ottamalla pikseleittäin suurin erotus kymmenen kuvan joukosta.

4.2.4 Portaali- ja matriisi-ilmaisimen sekä filmin vertailu

Viimeisessä mittauksessa portaali-ilmaisinta verrattiin kahteen referenssimenetelmään; filmiin sekä matriisi-ionisaatiokammioilmaisimeen. Käytetty filmi oli Gafchromic QD+ -dosimetriafilmi, kun taas matriisi-ilmaisimena käytettiin Iba Dosimetryn I'mRT MatriXX -ilmaisinta. MatriXX koostuu 1020 ionisaatiokammioista, jotka muodostavat 32×32 -kokoisen ruudukon. Yksittäinen kammio on sylinterin muotoinen, ja se on halkaisijaltaan 4,5 mm sekä korkeudeltaan 5 mm. Kammiot ovat siis tilavuudeltaan $0,08 \text{ cm}^3$, ja ne on sijoitettu 7,619 mm:n välein.^[47]

Mittaukset tehtiin kanturin nollakulmassa ja kasvukerrosena käytettiin 10 cm:n vesiekvivalenttikerrosta. Portaali-ilmaisimen kuparilevyn ja matriisi-ilmaisimen kammioepaksuuden vuoksi niiden kanssa käytettiin 9 cm:n ja 9,5 cm:n kerrosta kiinteää vettä. Filmin päällä oli 10 cm:n kuivavesikerros. Kenttäkooksi määritettiin $20 \times 20 \text{ cm}^2$, koska se paitsi mahtuu matriisi-ilmaisimeen, myös voidaan asetella tarkasti matriisissa olevien merkkien avulla. Portaali-ilmaisimella otettiin kolme kuvaa keskiarvoistusta varten.

Mittausten jälkeen matriisi- ja portaalikuvat siirrettiin Omnipro-ohjelmaan. Filmin kanssa oli ongelmia: käytetty Epson V700 -skanneri ei ollut ohjelman suo-

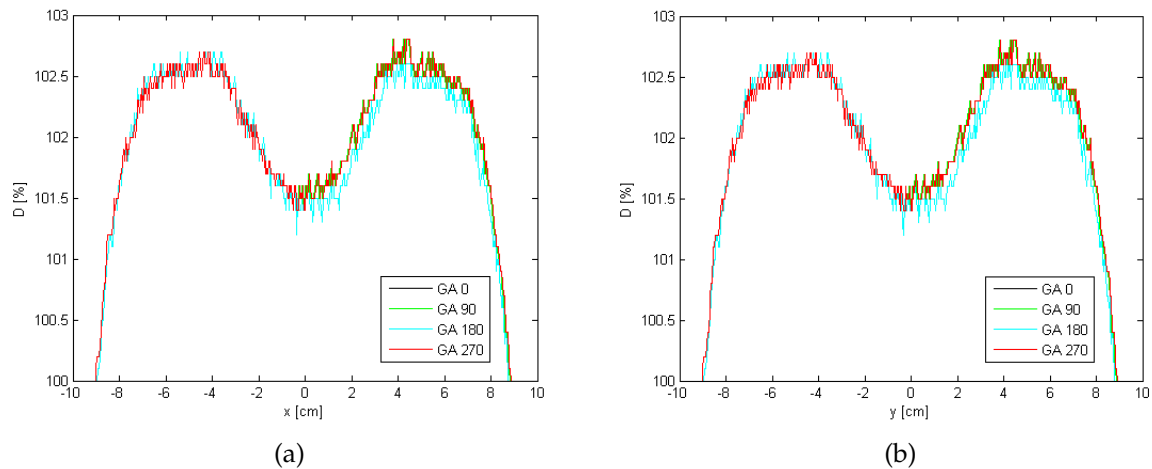
situksissa, minkä lisäksi sekä skanneri että filmi piti kalibroida dosimetria-analyysia varten. Skanneri kalibroitiin käyttämällä tulostimen valmistajan toimittamaa kalibroitintifilmiä. Omnipro hyväksyy ainoastaan 16-bittisiä harmaasävykuvia. Valitettavasti kävi ilmi, että tuolla skaalalla skanneri erotti huonosti vaaleimpia sävyjä. Tämä johti epälineaariseen kalibroitikäyrään, joka korosti tummia alueita eli suurimpia annoksia.

Filmi kalibroitiin leikkaamalla neliön muotoisia palasia ja säteilyttämällä niitä $4 \times 4 \text{ cm}^2$ -kenttäkoolla 0,1...3 Gy:tä siten, että asteikon alapäässä askeleet olivat tiheämmässä kuin yläpäässä, jossa filmi saturoituu. Aiemmin mittauksissa sattui virhe, sillä matriisi-ilmaisimen esisäteilytyksessä filmilaatikko unohtui bunkkeriin. Vaikka laatikko oli 1,5 m:n päässä ja filmit suojalaatikossa, absoluuttidosimetrian kannalta ne menivät pilalle. Tässä mittauksessa siitä ei ollut haittaa, sillä käyttämällä samaa filmiä tausta voitiin suodattaa pois. Filmipalat skannattiin ja niistä muodostettiin filmikalibraatiokäyrä, joka sekin oli epälineaarinen.

Kuvat otettiin ASCII-muodossa ulos ja luettiin Matlab-ohjelmaan. Portaalikuvat keskiarvoistettiin. Kuvista määritettiin profiilit x - ja y -akseleilla, tasaisuus ja symmetria tasoitetulla alueella sekä symmetriat pääakseleilla. Koska pääakseli-profiilit kulkevat matriisi-ilmaisimen kammiorivien ja -sarakkeiden välistä, profiilia varten keskiarvoistettiin kaksi riviä. Tasaisuudet ja symmetriat laskettiin kuvassa 8 määritellyllä yksinkertaistetulla tasoitetulla alueella.

5 Tulokset

5.1 Kentän riippuvuus kanturikulmasta



Kuva 15: Eniten poikkeavat profiilit kanturikulmilla 0° , 90° , 180° ja 270° . 15a: X-profiilit. 15b: Y-profiilit.

Kanturikulmamittauksissa tutkittiin portaali-ilmaisimen antaman suhteellisen annoksen riippuvuutta kanturikulmasta. Saaduista kuvista otettiin absoluuttinen erotuskuva nollakulman kanssa. Jokaisella kulmalla otettiin myös kontrollikuvia, joilla tarkistettiin satunnainen vaihtelu kulman pysyessä samana. Erotuskuvat ovat liitteessä 3 ja kontrollikuvat liitteessä 4. Kuvista nähdään, että kenttäalueen annoksen vaihtelu kanturikulman funktiona on vähäistä, enimmillään 0,5 %, ja se ilmenee n. 2 cm:n säteisenä rinkiä keskiakselin ympäri sekä kentän $+y$ -laidassa.

Ympyränmuotoinen vaihtelu johtuu läpäisykartion aiheuttaman virheen vaihtelusta kanturikulman funktiona. Törmäyskohtiossa muodostunut fotonikeila on aluksi pisaramainen, ja läpäisykartion tehtävä on tasoittaa se. Ideaalitapauksessa kartio pysyisi paikallaan kanturikulman muuttuessa, jolloin portaali-ilmaisimen kalibroinnin pitäisi poistaa ympyränmuotoinen vaihtelu erotuskuvista. Koska näin ei käy, voidaan päätellä, että läpäisykartion aiheuttama vaihtelu riippuu sekin kanturikulmasta.

Kuvista havaitaan, että vaikka kenttäalueen annoserot pysyvät samankaltaisina kanturikulmilla 90° , 180° ja 270° , umbra-alueissa on keskimäärin 0,2 prosenttiyksikön ero 90° :n ja 270° :n kulmilla 180° :een verrattuna. Näillä kulmilla kanturi on vaakatasossa. Koska ilmiö esiintyy ainoastaan umbra-alueella eikä tasaisesti koko kuvassa, voidaan päätellä, että ero johtuu painovoiman vaikutuksesta kollimaattoreihin. Jos kyseessä olisi painovoiman vaikutus portaali-ilmaisimen tukirakenteisiin, pitäisi eron näkyä koko kuvassa. Kaikille kulmille on yhteistä jopa 0,5 %:n ero kentän $+y$ -reunassa, mikä johtunee koneen Y2-kollimaattorileuan viasta. Leuka on voinut esimerkiksi löystyä.

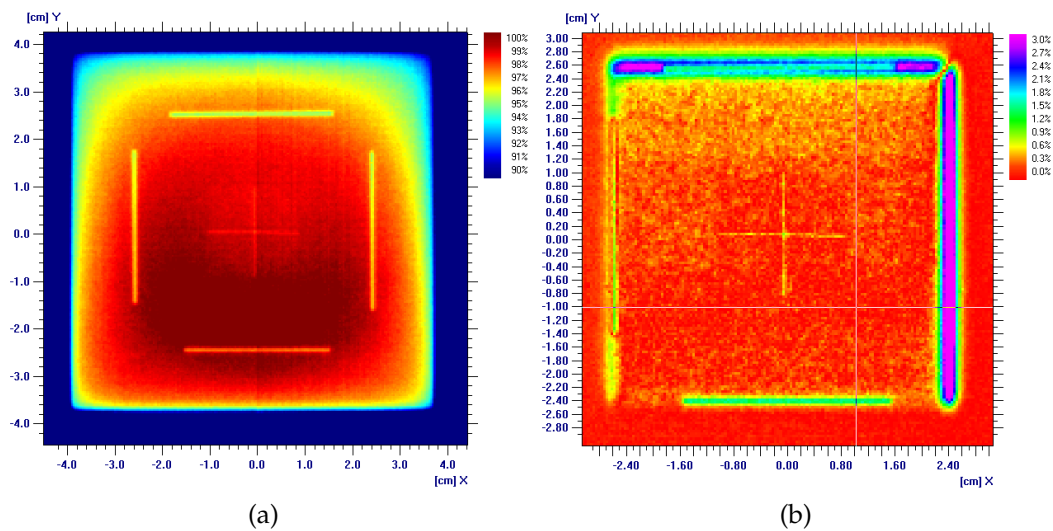
Erotuskuvien puolivarjojen eroja ei voida analysoida tarkasti niiden suuren vaihtelun vuoksi, mutta kuvista havaitaan puolivarjoalue-eron leveneminen kanturikulmalla 180° . Syy on ilmeinen: 180° :n kulmalla hoitokone on ylösalaisin, jolloin

portaali-ilmaisimen roikkuu ja kallistuu hieman y -suunnassa. Vaikutus on hyvin pieni ja näkyy lähinnä puolivarjoalueella.

Erotuskuvista katsottiin alue, jossa x - ja y -kenttäprofiilit poikkesivat mahdollisimman paljon nollakulmasta. Kohdaksi määritettiin piste (3,73 cm; -4,11 cm), jonka kautta menevät profiilit määritettiin eri kulmien alkuperäisistä kuvista. Profiilit piirrettiin samaan kuvaan vertailua varten. Tulokset ovat kuvissa 15a ja 15b.

Profiileista nähdään, että kulmavaihtelu on hyvin vähäistä, enimmillään 0,5 %. Suurinta vaihtelu on 180°:lla, mikä johtuu jo mainituista ilmaisimen roikkumisesta. Piste (3,73 cm, -4,11 cm) sijaitsee ympyrän muotoisella poikkeama-alueella, eli siihen vaikuttaa läpäisykartiosta johtuva vaihtelu, jota korostaa entisestään ilmaisimen roikkuminen.

5.2 Valo- ja säteilykentän yhtenevyys



Kuva 16: $5 \times 5 \text{ cm}^2$ -kentän kuvat. 16a: $5 \times 5 \text{ cm}^2$ -valokentän reunat ja keskipiste $8 \times 8 \text{ cm}^2$ -kenttäkuvassa. 16b: $5 \times 5 \text{ cm}^2$ -kentän säteilykentän ja kontrollin absoluuttinen erotuskuva. Kontrollin normituspiste (1, -1) cm on kuvassa kursorin kohdalla.

Valo- ja säteilykentän yhtenevyyttä tutkittiin kuvaamalla metallilankamerkkejä, joilla valokentän reunat ja keskipiste oli merkitty. Valokentän keskipisteen merkitsemistä tutkittiin kolmella eri ristillä sekä kolmella eri menetelmällä. Keskipistemittausten tulokset ovat taulukossa 4.

Kuten jo mittausvaiheessa havaittiin, diagonaalisesti aseteltu risti 3 ei sovelu valokentän keskipisteen merkitsemiseen asettelusta johtuvan epätarkkuuden vuoksi. On vain onnekas sattuma, että ristillä 3 keskipisteen koordinaateiksi saatiin sama tulos kuin ristillä 2. Jäljelle jää siten kaksi potentiaalista merkitsemistapaa.

Ristin 1 suurin etu on langan ohuudessa (0,32 mm), mikä tarkoittaa ainakin periaatteessa asettelua. Tosiasiassa ohuudesta on hyötyä ainoastaan kentän puolivarjon määrittämisessä, ei keskipisteen, sillä hoitokoneen valokentän ristikko on

huomattavasti lankaa paksumpi. Siten langan asetteluun tulee epätarkkuutta, kun ristille jää liikkumatilaa ristikon sisällä. Koska risti 1 ei näy profiilissakaan, ainoa tapa, jolla sitä käyttämällä voidaan määrittää keskipiste on silmämääräisesti kursori- ja tarkennustyökaluilla. Toisaalta menetelmän tarkkuus on riittävä viikottaisen laadunvalvonnan kriteereille. Ohut risti on hyödyksi pienellä kenttäkoolla, koska siitä aiheutuva sironta on mitätöntä.

Risti 2 on yli kolme kertaa niin paksu kuin risti 1, ja se näkyy huomattavasti selkeämmin sekä kuvassa että profiilissa. Risti on sopivan paksuinen (1 mm) sopiakseen valokentän ristikon sisään ilman, että sille jää liikkumavaraa. Siten risti voidaan asemoida kuvaan helpommin. Langan paksuus helpottaa asemoimista, mutta toisaalta profiili antaa tarkasti langan keskipisteen, sillä langan aiheuttama kuoppa annosprofiilissa on hämmästyttävän terävä.

Keskiarvoistamalla kaksi x - ja y -profiilia keskipisteen molemmilta puolilta valokentän keskipisteen koordinaatit saadaan epäilemättä tarkemmin kuin ristin 1 menetelmässä. Menetelmän etuna on sekin, että vaikka risti olisi vinossa, keskiarvoistus takaa oikeat koordinaatit, jos vain keskipiste on aseteltu oikein. Profiilimenetelmän käyttö on hieman hitaampaa kuin kursorin, mutta vain muutamien minuuttien. Lisäksi ristillä 2 voidaan käyttää kumpaakin menetelmää ja esimerkiksi tyytyä kursoriin, kun ei ole tarvetta tarkempiin mittauksiin. Suurin ongelma tulee pienillä kentillä, sillä verrattain paksu lanka voi aiheuttaa sirontaa.

Varsinaisissa yhtenevyysmittauksissa tutkittiin kahta kenttää, $5 \times 5 \text{ cm}^2$ ja $20 \times 20 \text{ cm}^2$. Molempien kenttien valokentän reunat määritettiin lankamerkeistä sekä mittaustyökalulla että profiilien avulla. Valokentän keskipiste määritettiin $20 \times 20 \text{ cm}^2$ -kentälle jo aiemmin tarkimmaksi todetulla profiilimenetelmällä, kun taas $5 \times 5 \text{ cm}^2$ -kentälle keskipiste määritettiin ohuella ristillä kursorityökalua käyttämällä. Mittaustulokset ovat liitteessä 5, taulukoissa 6 ja 7.

Tuloksista näkyy, että valokentän reunat olivat hyvin yhtenevät säteilykentän reunojen kanssa molemmilla kenttäkoilla. Suurin reunapoikkeama oli 0,03 mm, kun suurin sallittu poikkeama on $\leq 2 \text{ mm}$ pienellä ja $\leq 3 \text{ mm}$ suurella kenttäkoolla.^[3] Kiinnostavampi tulos on, että mittaus- ja tarkennustyökaluilla saadut tulokset ovat hyvin lähellä tarkempien profiilimittauksien tuloksia. Tulos viittaa siihen, että nopeampi mittatyökalu on riittävä viikottaisessa laadunvarmistuksessa.

Kuten aiemmissa keskipisteen määrittämissä, myös tässä molemmat menetelmät (kursori ja profiili) antoivat hyvin yhtenevät tulokset. Menetelmiä on sovellettu eri kenttäkoilla, mutta se ei vaikuta valokentän keskipisteeseen, koska kyseessä on erillinen mekanismi. Tulosten mukaan säteilykentän keskipiste ero-

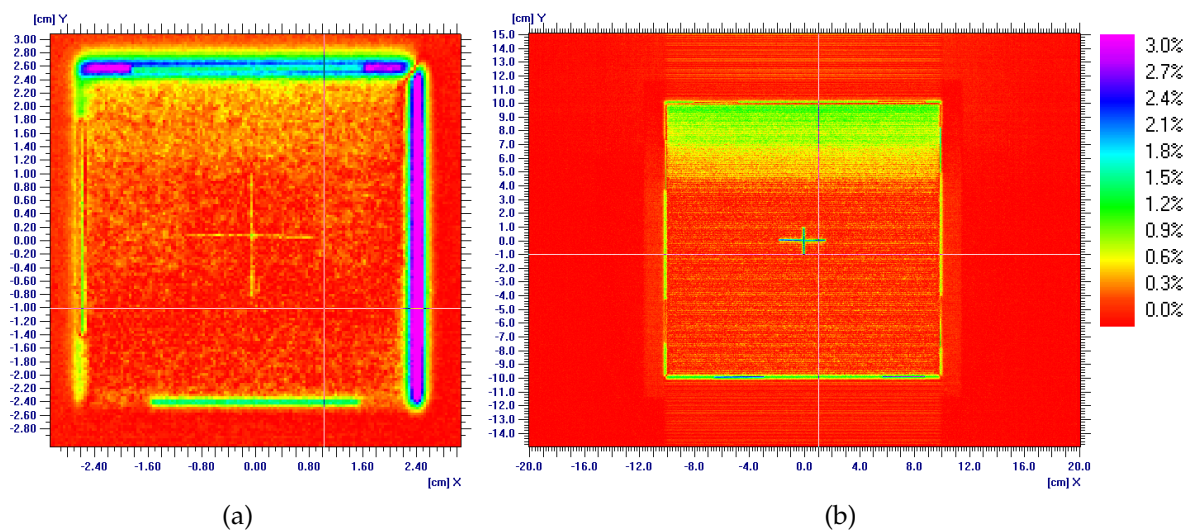
Taulukko 4: Valo- ja säteilykentän keskipisteet $20 \times 20 \text{ cm}^2$ -kenttäkoolla.

Risti	Asemointi	Menetelmä	Valokentän kp.	Säteilykentän kp.
1	Akselien mukaan	Kursori	(-0,04 ; 0,06)	(-0,17 ; 0,07)
2	Akselien mukaan	Profiili	(-0,02 ; 0,05)	(-0,17 ; 0,07)
3	Diagonaalisesti	Profiili	(-0,02 ; 0,05)	(-0,17 ; 0,07)

aa enimmillään $1,55 \text{ mm}^5$ valokentän keskipisteestä, mikä on sallituissa rajoissa ($\leq 2 \text{ mm}$). Säteilykentän keskipiste muuttui kenttäkoon vaihtuessa $0,5 \text{ mm}$, kun raja oli $\leq 1 \text{ mm}$.^[3]

Kontrollikuvilla haluttiin varmistaa, ettei ilmaisimien pääsyt liikkumaan merkkilankojen asetteluvaiheessa. Säteilykentästä ja kontrollikuvasta muodostetut erotuskuvat ovat kuvassa 16. Kuvasta 17a nähdään, että $5 \times 5 \text{ cm}^2$ -kentän erotuskuvassa puolivarjoalueita lukuun ottamatta vaihtelu on enintään kuusi promillea, mikä voidaan perustellusti tulkita taustakohinana.

Vaihtelu on enimmillään prosentin luokkaa $20 \times 20 \text{ cm}^2$ -kentän tapauksessa (kuva 17b), ja se painottuu ilmaisimen kanturi- ja tukirakennepuoleiseen osaan. Tästäkin kyseessä on todennäköisesti kohina: Jos ilmaisimien olisi liikautunut, pitäisi kentässä olla kauttaaltaan vaihtelua. Toispuolinen vaihtelu tarkoittaisi sitä, että ilmaisimien levy on taipunut, mikä tuskin on mahdollista. Kentän alimmat kaksi kolmannesta ovat hyvin tasaisia. Vaihtelu on alle kolme promillea. Päätelmää tukee kanturikulmamittauksissa samalla kenttäkoolla ja kanturikulmalla saatu lähes identtinen kontrollikuva (liite 4, kuva 24), jota otettaessa ilmaisimien pysyi täysin paikoillaan.



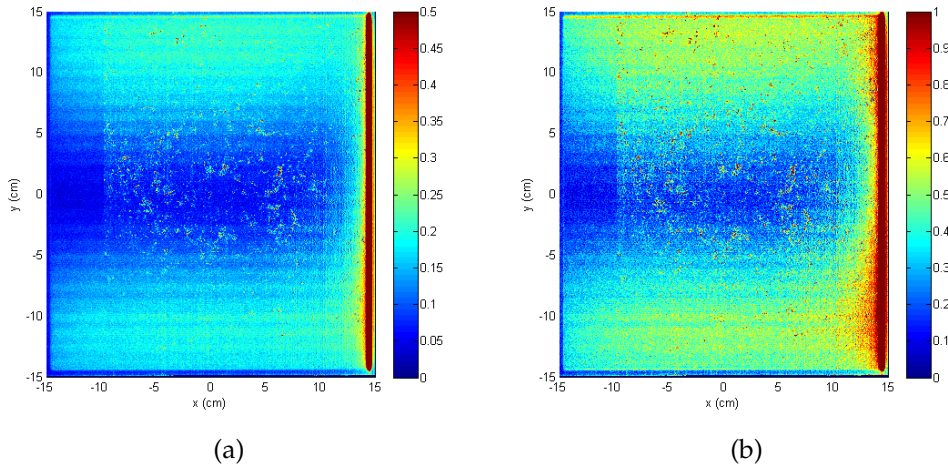
Kuva 17: Sädekenttä- ja kontrollikuvien absoluuttiset erotuskuvat. Kuvien normituspisteet on merkitty kursorilla. 17a: $5 \times 5 \text{ cm}^2$ -kentän erotuskuva. 17b: $20 \times 20 \text{ cm}^2$ -kentän erotuskuva.

5.3 Kohina

Kohinaa tutkittiin ottamalla kymmenen kuvaa 10 cm :n vesiekvivalenttisyvyudessa $30 \times 30 \text{ cm}^3$ -kenttäkoolla. Kuvista muodostettiin keskiarvon keskihajontamatriisi (kuva 18a) sekä suurimpia pikselikohtaisia vaihteluja kuvaava erotusmatriisi (kuva 18b).

Keskihajontakuvasta nähdään, että puolivarjoalue poislukien vaihtelu on hyvin vähäistä, keskimäärin kahden promillen tasoa. Kenttäalueella vaihtelu ylittää satunnaisissa pisteissä puolen prosentin rajan. Kuvan erikoisin piirre on satunna-

5. Yksinkertainen vektorilasku: $\sqrt{(-0,20 - (-0,05))^2 + (0,11 - 0,07)^2} \text{ cm} \approx 0,15524 \text{ cm}$.



Kuva 18: Kohinamittauksen tulokset. 18a: Taustakohina prosentteina, keskihajontamatriisina esitettynä. 18b: Suurimmat pikseliarvovaihtelut prosentteina.

selta näyttävän vaihtelun lakkaaminen tyystin n. kohdassa $x = -10$ cm. Tarkemmin katsottuna muuallakin kuvassa havaitaan pystysuuntaisia reunoja. Nämä seikat viittaavat siihen, että satunnaisvaihtelu ei johdu kvanttien määrästä eli kertymästä vaan itse kuvalevyn komponenteista, tarkemmin sanoen levyn ylä-laidan lukupäistä sekä oikean laidan Gate-ohjaimista. Gate-ohjainten aiheuttamasta kohinasta viestivät koko kuvan kattavat vaakasuorat raidat.

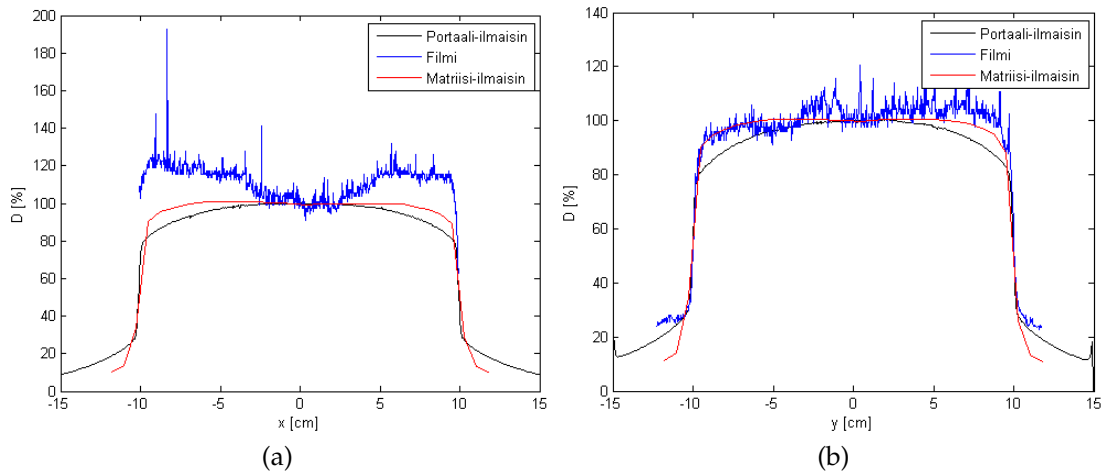
Valmistajan ilmoittama lukupäiden kohina-arvo on 0,9...1,9% pimeäkuvamittauksessa^[41]. Mittauksissa kyseessä oli kenttä- eikä pimeäkuva, ja kohina pysyi huomattavasti alhaisempana yksittäisiä pikseleitä lukuun ottamatta. Sen sijaan maksimierotuskuvassa (kuva 18b) suurin pikselikohtainen vaihtelu on jo usein yli 1%:n, erityisesti lähellä kuvalevyn oikeaa laitaa. Valmistajan antamiin arvoihin verrattuna pieni vaihtelu johtuu siitä, että mittauksissa laitetta säteilytettiin. Tällöin signaali on vahva ja tasainen, toisin kuin pimeäkuvassa, jossa sädetys on pois päältä. Silloin pimeäkuvavaihtelu on suhteellisesti suurempaa.

Kokonaisuutena kohina, joka määritellään nimenomaan keskiarvon keskihajontana, on 10 cm:n vesiekvivalenttisyvytydessä niin vähäistä, että se voidaan perustellusti jättää tuloksia tarkastellessa huomioimatta.

5.4 Portaali- ja matriisi-ilmaisimen sekä filmin vertailu

Viimeisessä mittauksessa verrattiin kolmea eri menetelmää: portaali- ja matriisi-ilmaisinta sekä filmiä. Kuvat ovat liitteessä 6. Koska ionisaatiokammiomittausta käytetään sädehoidossa standardina, tässä mittauksessa tärkeintä on verrata portaali-ilmaisimen tuloksia ionisaatiokammio-matriisin lukemiin.

Mittausdatasta piirretyt x - ja y -profiilit ovat kuvassa 19. Ensimmäiseksi nähdään, että filmimittaus on epäonnistunut. Filmin y -profiili on vielä uskottavuuden rajoissa, mutta x -profiili ampuu niin pahasti yli, että tulos on syytä jättää huomiotta. Syy filmimittauksen epäonnistumiseen on todennäköisimmin skannerissa, jota ei ole tarkoitettu analyysiohjelman vaatimaan 16-bittiseen harmaasävykuvaan. Epälineaarinen, tummia alueita eli suuria annoksia korostava kalibrointikäyrä vääristää selvästi juuri suurimmat annokset. Puolivarjo- ja umbra-alueella filmi



Kuva 19: Portaali- ja matriisi-ilmaisinkuvien sekä filmikuvan profiilit pääakseleilla. 19a: X-suuntainen profiili. 19b: Y-suuntainen profiili.

noudattaa muiden ilmaisimien käyttäytymistä, mikä tukee päätelmää viallisesta kalibroinnista.

Portaali-ilmaisimen profiilit ovat huomattavasti kuperampia kuin matriisi-ilmaisimen. Puolivarjoalueen lähellä ero on jopa 10%:n luokkaa. Lisäksi portaali-ilmaisimella tuntuu yliarvioivan annoksen suuruuden umbra-alueella, joskin ilmiötä ei voi pitää täysin varmana, koska matriisi-ilmaisimella ei ulotu riittävän kauas puolivarjoalueesta.

Budgell kollegoineen^[29] havaitsi saman ilmiön piiportaali-ilmaisimen profiileissa. Heidän mukaansa portaali-ilmaisimen arvot ovat todellista pienemmät, koska kalibroinnissa käytetty kenttäkuva poistaa säteilykeilan vaihtelut. Kuvasta siis menetetään oleellista informaatiota. Toinen seikka, joka saa aikaan profiilin laskemisen kentän reunojen lähellä, on fluoresoivassa kerroksessa tapahtuva optinen sironta. El-Mohri ym.^[25] pääsivät portaali-ilmaisimella liki ionisaatiokammio-mittauksien tasolle poistamalla fluoresoivan kerroksen. McCurdyn ryhmä^[26] taas havaitsi häikäisyefektin aiheuttavan umbra-alueen liian suuren signaalin, mikä selittää x - ja y -profiilien jopa 10%:n poikkeaman ionisaatiokammio-mittauksista.

Tasaisuuden ja symmetrian laskemisessa käytettiin aimmin määriteltyä yksinkertaistettua tasoitettua aluetta. Tulokset on koottu taulukkoon 5. Kuten todettua, filmillä saadut tulokset ohitetaan. Portaali-ilmaisimella saatu tasaisuusarvo on huomattavasti suurempi kuin matriisi-ilmaisimella, mikä johtuu pienenevästä annoksesta kentän reunoille mentäessä. Symmetria-arvot ovat molemmilla ilmaisimilla selvästi alle vaaditun 2%:n.^[19]

Ilmaisinten x -symmetriat ovat erittäin lähellä toisiaan, mutta portaali-ilmaisimen y -symmetria-arvo on moninkertainen matriisiin verrattuna. Aiemmin todettiin, että ilmaisimen tukirakenne ei pidä levyä täysin suorassa, vaan se pääsee roikkumaan hieman. Roikkuminen aiheuttaa kuviin pientä vääristymää y -suunnassa ja siten y -symmetriassakin.

Portaali-ilmaisimella tarjoaa mahdollisuuden tasaisuuden ja symmetrian määrittämiseen koko tasoitetulta alueelta. Perinteisesti tasaisuutta ja symmetriä on mi-

Taulukko 5: Vertailumittauksen tasaisuudet ja symmetriat.

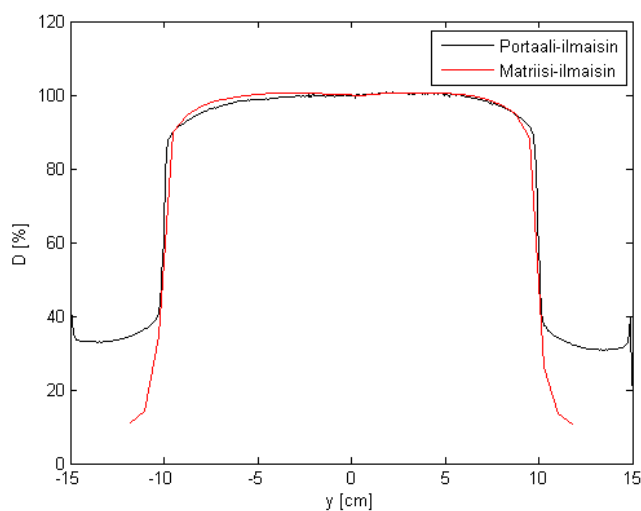
Suure	Portaali	Matriisi	Filmi
Tasaisuus (%)	7,13	2,06	248,20
x-symmetria (%)	0,78	0,76	1028,10
y-symmetria (%)	1,34	0,29	1200,50
Keskiakselin x-symm. (%)	0,41	0,53	17,62
Keskiakselin y-symm. (%)	0,92	0,02	8,54

tattu vain pääakseleilta, mikä johtuu viikkomittauksiin käytettyjen laitteiden rajoituksista. Mittausdatasta määritettiin myös keskiakselin x - ja y -symmetriat, jotta tuloksia voidaan verrata perinteisiin mittauksiin. Tulokset ovat samanlaiset kuin koko tasoitetulta alueelta.

Greer ja Barnes^[48] huomasivat tutkimuksessaan, että aS500-ilmaisimella on taipumus vähätellä kentän reuna-alueiden annosta. He esittelivät toisen asteen polynomikorjauksen, jolla profiili saatiin liki identtiseksi diodeilla mitatun profiilin kanssa. Sovelletaan curiositeettina samaa menetelmää vertailumittauksen y -profiiliin sovittamalla portaali-profiiliin polynomi

$$D = 0,0963y^2 - 0,02y + D(y), \quad (5.1)$$

missä D on suhteellinen annos keskiakselille normitettuna, y paikka y -akselilla ja $D(y)$ alkuperäinen annos. Tulos on kuvassa 20. Kuvasta nähdään, että jakautuma viettää jälleen ilmaisimen $-y$ -laitaa kohti. Korjausfunktiolla profiilit saadaan hyvin samankaltaisiksi, mutta se ei poista sitä tosiasiaa, että portaali-ilmaisinten toimintaperiaate (erityisesti kalibrointi) aiheuttaa eron profiileihin. Vaikka korjausfunktio otettaisiin käyttöön, sen toimivuus pitäisi varmistaa ionisaatiokammionmittauksilla. Tällöin herää kysymys siitä, miksei koko symmetria- ja tasaisuusmittausta hoidettaisi ionisaatiokammionlailla.



Kuva 20: Portaali-ilmaisimen polynomikorjattu y -profiili ja matriisi-ilmaisimen y -profiili.

6 Päätelmät

Työn tarkoituksena oli tutkia, onko amorfisesta piiportaali-ilmaisimesta sädehoitokoneen viikottaisen laadunvarmistuksen työkaluksi. Hyvä ilmaisimien on tarkka, helppokäyttöinen, kätevä ja nopea käyttää. Tulokset osoittavat, että portaali-ilmaisimien soveltuu hyvin suhteellisiin mittauksiin, joissa tutkitaan eri mittauskerrojen keskinäistä yhtenevyyttä.

Ilmaisimen ehdottomia etuja ovat sen tarkkuus ja käytettävyys sekä yllättäen kuvanlaatu. Vastoin odotuksia jopa ohut metallilanka näkyi erinomaisesti kuvissa. Menetelmällä voidaan siten korvata filmi valo- ja säteilykentän yhtenevyyksimittauksissa. Sopivalla merkitsemismenetelmällä mittaus voitaisiin jopa ottaa osaksi viikottaista laadunvarmistusta.

Laite tarjoaa myös mahdollisuuden mitata eri kanturikulmissa suureita, joita on perinteisesti pystytty mittaamaan vain nollakulmassa. Ilmaisimen kuva ei riipu merkittävästi kanturikulmasta: vaihtelun havaittiin olevan enimmillään 0,5 %.

Laitteen kohina havaittiin olemattomaksi; vaihtelua oli keskimäärin kaksi promillea. Kohinan laatu viittasi myös siihen, että sen lähde on lukuelektroniikassa, ei niinkään kuvalevyssä tai fantomissa. Yksittäisten pikselien lukemien vaihtelutkin ylittivät harvoin yhden prosentin. Kohina on niin vähäistä, että se voidaan jättää mittauksissa kokonaan huomiotta.

Portaali-ilmaisimien ei sovellu absoluuttiseen tasaisuuden tai profiilien määrittämiseen, koska se vääristelee kentän reuna-alueiden annoksia. Tulokset osoittavat, että koska reuna-alueiden profiili kaareutuu symmetrisesti, symmetria-arvot vastaavat ionisaatiokammioimittauksia. Tässä piilee kuitenkin vaara: tulos on todennäköisesti hyvä siksi, että kalibroinnissa kuvasta hävitetty säteilykeilan epätasaisuus on keskiakseliin nähden symmetrinen. Jos keila olisi epäsymmetrisesti epätasainen, portaali-ilmaisimien antaisi virheelliset symmetria-arvot.

Profiilimittauksissa voidaan käyttää korjausfunktioita, mutta sopivan funktion löytäminen ja paikkansapitävyys täytyisi varmistaa ionisaatiokammioimittauksen avulla. Lisäksi profiilimittauksia tehdään harvoin, jolloin on samaa käyttää luotettavaksi tunnettua ionisaatiokammioimittauksia.

Kun otetaan huomioon, että tasaisuutta ja symmetriaa mitataan viikottain, on mahdollista "kalibroida" ilmaisimien siten, että profiili mitataan keskiakseleilta sekä ionisaatiokammioilla että portaali-ilmaisimella. Tällöin saadaan referenssiarvo, johon viikottaisia portaalimittauksilla saatuja arvoja voidaan verrata. Toisin sanoen tilanne palautetaan mittauksien keskinäiseksi yhtenevyydeksi.

Yhteenvedon amorfisen piiportaali-ilmaisimien sopii hyvin konsistenttimittauksia varten ja on siten sovelias laadunvarmistustyökalu sädehoitokoneen viikkomittauksiin. Profiili- ja absoluuttimittauksissa on kuitenkin edelleen hyvä käyttää ionisaatiokammioita.

Lähteet

- [1] E. B. Podgorsak. *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students* kappale 6. International Atomic Energy Agency. Wien (2005).
- [2] L. E. Antonuk. Electronic portal imaging devices: a review and historical perspective of contemporary technologies and research. *Physics in Medicine and Biology* **47** (6), R31–R65 (2002).
- [3] *Kiihdyttimien Säde 1 ja Säde 2 (Varian Clinac iX) laadunvalvontaohjelma*. Tampereen yliopistollinen sairaala (Maaliskuu 2009).
- [4] http://stuk.fi/sateilytietoa/mitaonsateily/fi_FI/mitaonsateily/. Säteilyturvakeskuksen kotisivut (päivitetty 5.11.2007).
- [5] T. Lahtinen ja L. Holsti. *Kliininen säteilybiologia*. Duodecim. Helsinki (1997).
- [6] F. Attix. *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*. John Wiley & Sons, Inc. Yhdysvallat (1986).
- [7] S. Morris. *Radiotherapy Physics and Equipment*. Churchill Livingstone, Harcourt Publishers Limited Iso-Britannia (2001).
- [8] E. B. Podgorsak. *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students* kappale 5. International Atomic Energy Agency. Wien (2005).
- [9] *Säteilysuojelu. Sädehoitofysiikan sanasto. Sädehoitofysiikan sanastotyöryhmän ehdotus 1997*. Säteilyturvakeskus (Marraskuu 1997).
- [10] E. B. Podgorsak. *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students* kappale 8. International Atomic Energy Agency. Wien (2005).
- [11] I. J. Das, C-W Cheng, R. J. Watts, A. Ahnesjö, J. Gibbons, X. A. Li et al. Accelerator beam data commissioning equipment and procedures: Report of the TG-106 of the Therapy Physics Committee of the AAPM. *Medical Physics* **35**(9), 4186–4215 (2008).
- [12] M. R. Raju. Particle therapy; A Brief Review. *Journal of Medical Physics* **18**(1), 28–30 (1993).
- [13] S. Sugahara, Y. Oshiro, H. Nakayama, K. Fukuda, M. Mizumoto et al. Proton Beam Therapy for Large Hepatocellular Carcinoma. *International Journal of Oncology, Biology, Physics* sivut 1–7 (2009).
- [14] T. Nomiya, H. Tsuji, N. Hirasawa, H. Kato, T. Kamada et al. Carbon Ion Radiation Therapy for Primary Renal Cell Carcinoma: Initial Clinical Experience. *International Journal of Oncology, Biology, Physics* **72**(3), 828–833 (2008).
- [15] L. Kankaanranta, T. Seppälä, H. Koivunoro, K. Saarilahti, T. Atula et al. Boron neutron capture therapy in the treatment of locally recurred head and neck cancer. *International Journal of Oncology, Biology, Physics* **69**(2), 475–482 (2007).
- [16] *Sädehoidon annosmittaukset. Ulkoisen sädehoidon suurenergisten foton- ja elektronisäteilykeilojen kalibrointi*. STUK. (Helmikuu 2005).
- [17] *ACTA Radiologica. Oncology Radiation Physics Biology. Procedures in External Radiation Therapy Dosimetry with Electron and Photon Beams with Maximum Energies Between 1 and 50 MeV. Recommendations by the Nordic Association of Clinical Physics (NACP)*. NACP (1979).
- [18] R. Nath, P. J. Biggs, F. J. Bova, C. C. Ling, J. A. Purdy, J. van de Geijn et al. AAPM code of practice for radiotherapy accelerators: Report of AAPM Radiation Therapy Group No. 45. *Medical Physics* **21**(7), 1093–1121 (1994).
- [19] *Sädehoidon laadunvarmistus. ST-ohje 2.1*. STUK (Toukokuu 2003).
- [20] *IEC 976 International Standard*. International Electrotechnical Commission, 1. laitos (1989).
- [21] A. L. Boyer, L. Antonuk, A. Fenster, M. van Herk, H. Meertens et al. A review of electronic portal imaging devices (EPIDs). *Journal of Medical Physics* **11**(1), 1–16 (1992).

- [22] M. G. Herman, J. M. Balter, D. A. Jaffray, K. P. McGee, P. Munro, S. Shalev et al. Clinical Use of electronic portal imaging: Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 58. *Medical Physics* **28**(5), 712–737 (2001).
- [23] J.-P. Bissonnette, I. A. Cunningham, D. A. Jaffray, A. Fenster ja P. Munro. A quantum accounting and detective quantum efficiency analysis for video-based portal imaging. *Medical Physics* **24**(6), 815–826 (1997b).
- [24] P. Munro ja D. C. Bouiuis. X-ray quantum limited portal imaging using amorphous silicon flat-panel arrays. *Medical Physics* **25**(5), 689–702 (1998).
- [25] Y. El-Mohri, L. E. Antonuk, J. Yorkston, K.-W. Jee, M. Maolinbay, K. Lam ja J. Siewerdsen. Relative dosimetry using active matrix flat-panel imager (AMFPI) technology. *Medical Physics* **26**(8), 1530–1541 (1999).
- [26] B. M. C. McCurdy, K. Luchka ja S. Pistorius. Dosimetric investigation and portal dose image prediction using an amorphous silicon electronic portal imaging device. *Medical Physics* **28**(6), 911–924 (2001).
- [27] P. Vial, P. B. Greer, L. Oliver ja C. Baldock. Initial evaluation of a commercial EPID modified to a novel direct-detection configuration for radiotherapy dosimetry. *Medical Physics* **35**(10), 4362–4374 (2008).
- [28] Tanja Buuri. *Amorfisen pii-konekuvauslaitteen käyttö dosimetriassa*. Kuopion yliopisto, fysiikan laitos (2007).
- [29] G. J. Budgell, R. Zhang ja R. I. Mackay. Daily monitoring of linear accelerator beam parameters using an amorphous silicon EPID. *Physics in Medicine and Biology* **52**(6), 1721–1733 (2007).
- [30] J. W. Motz ja M. Danos. Image information content and patient exposure. *Medical Physics* **5**(1), 8–22 (1978).
- [31] R. T. Droegge. A megavoltage MTF measurement technique for metal screen-film detectors. *Medical Physics* **6**(4), 272–279 (1979).
- [32] J. Morishita, K. Doi, R. Bollen, P. C. Bunch, D. Hoeschen, G. Sirand-rey et al. Comparison of two methods for accurate measurement of modulation transfer functions of screen-film systems. *Medical Physics* **22**(2), 193–201 (1995).
- [33] N. J. Schneiders ja S. C. Bushong. Single-step calculation of the MTF from the ERF. *Medical Physics* **5**(1), 31–33 (1978).
- [34] P. Munro, J.A. Rawlinson ja A. Fenster. Therapy imaging: A signal-to-noise analysis of metal plate/film detectors. *Medical Physics* **14**(6), 975–985 (1978).
- [35] J. M. Sandrik ja R. F. Wagner. Absolute measures of physical image quality: Measurement and application to radiographic magnification. *Medical Physics* **9**(4), 540–550 (1982).
- [36] R. M. Nishikawa ja M. J. Yaffe. Signal-to-noise properties of mammographic film-screen systems. *Medical Physics* **12**(1), 32–40 (1985).
- [37] P. Winkler, A. Hefner ja D. Georg. Dose-response characteristics of an amorphous silicon EPID. *Medical Physics* **25**(5), 689–702 (2005).
- [38] L. Ko, J. O. Kim ja J. V. Siebers. Investigation of the optimal backscatter for an aSi electronic portal imaging device. *Physics in Medicine and Biology* **49**(4), 1723–1738 (2005).
- [39] *Portalvision Technical Maintenance Imaging. Training Guide*. Varian medical systems (Marraskuu 2006).
- [40] *PortalVision™ aS500 Rel. 6. Reference Manual*. Varian medical systems (Kesäkuu 2000).
- [41] *Image Acquisition System 3. Reference Guide*. Varian medical systems (Huhtikuu 2007).
- [42] Y. El-Mohri, K.-W. Jee, L. E. Antonuk, M. Maolinbay ja Q. Zhao. Relative dosimetry using active matrix flat-panel imager (AMFPI) technology. *Medical Physics* **26**(8), 1530–1541 (2001).

- [43] A. Gopal ja S. S. Samant. Use of a line-pair resolution phantom for comprehensive quality assurance of electronic portal devices based on fundamental imaging metrics. *Medical Physics* **36**(6), 2006–2015 (2009).
- [44] C. J. Kirkby ja R. S. Sloboda. Consequences of the spectral response of an s-si epid and implications for dosimetric calibration. *Medical Physics* **32**(8), 2649–2658 (2001).
- [45] R. C. Weast, editor. *Handbook of Chemistry and Physics. A Ready-Reference Book of Chemical and Physical Data*, 56. laitos. CRC Press. Cleveland, Ohio (1974).
- [46] H. E. Johns ja J. R. Cunningham. *The Physics of Radiology*, 3. laitos. Charles C Thomas. Springfield, Yhdysvallat (1978).
- [47] *I'mRT MatriXX User's Guide*. Iba Dosimetry, 4. laitos ().
- [48] G. J. Budgell, R. Zhang ja R. I. Mackay. Investigation of an amorphous silicon EPID for measurement and quality assurance of enhanced dynamic wedge. *Physics in Medicine and Biology* **52**(4), 1075–1087 (2007).

Liitteet

- Liite 1: Kontrastin lausekkeen johtamisen välivaiheet.
Liite 2: Signaali-kohina-suhteen lausekkeen johtamisen välivaiheet.
Liite 3: Kanturikulmamittausten erotuskuvat.
Liite 4: Kanturikulmamittausten eniten poikkeavat kontrollikuvat.
Liite 5: Valokenttämittausten tulokset.
Liite 6: Ilmaisinvertailun kenttäkuvat.

Kuvat

1. Isosentrikoordinaatisto.	1
2. Sähkötasapaino.	4
3. Hoitoasetelma.	6
4. Käänteisneliöllisen lain havainnollistus.	9
5. Kahden eri energian fotonien syväannoskäyrät keilan keskiakselilla. ...	10
6. Eri energioiden elektronien syväannoskäyrät keilan keskiakselilla.	12
7. Elektronikeilalle määritellyt syväannoskäyräparametrit.	14
8. Tasoitettu alue säteilykentästä.	16
9. Röntgensäteilyn läpäisy ja sironta väliaineen kautta ilmaisimen pisteisiin P_1 ja P_2	22
10. Portaali-ilmaisimen kuvalevyypikselin rakenne.	28
11. Portaali-ilmaisimen pikseliviat.	29
12. Viiden portaali-ilmaisimen MTF :n ja DQE :n vertailu.	32
13. Kuuden eri langan näkyvyys 6 MV:n fotoneilla.	33
14. Kolmen ristin näkyminen kuvissa.	35
15. Eniten poikkeavat profiilit kanturikulmilla 0° , 90° , 180° ja 270°	38
16. $5 \times 5 \text{ cm}^2$ -kentän kuvat.	39
17. Sädekenttä- ja kontrollikuvien absoluuttiset erotuskuvat.	41
18. Kohinamittauksen tulokset.	42
19. Portaali- ja matriisi-ilmaisinkuvien sekä filmikuvan profiilit pääakseleilla.	43
20. Portaali-ilmaisimen polynomikorjattu y-profiili ja matriisi-ilmaisimen y-profiili.	44
21. Kanturikulmien 0° ja 90° absoluuttinen erotuskuva.	Liite 3
22. Kanturikulmien 0° ja 180° absoluuttinen erotuskuva.	Liite 3
23. Kanturikulmien 0° ja 270° absoluuttinen erotuskuva.	Liite 3
24. Kanturikulman 0° kahden eniten poikkeavan kentän absoluuttinen erotuskuva.	Liite 4
25. Kanturikulman 90° kahden eniten poikkeavan kentän absoluuttinen erotuskuva.	Liite 4
26. Kanturikulman 180° kahden eniten poikkeavan kentän absoluuttinen erotuskuva.	Liite 4
27. Kanturikulman 270° kahden eniten poikkeavan kentän absoluuttinen erotuskuva.	Liite 4
28. Ilmaisinvertailun kenttäkuvat.	Liite 6

Taulukot

1. Tasoitetun alueen parametrien määritelmät.	17
2. aS500-ilmaisimen ja kahden prototyypin ominaisuuksia.	31
3. Valokentän merkitsemislankojen tiedot.	34
4. Valo- ja säteilykentän keskipisteet $20 \times 20 \text{ cm}^2$ -kenttäkoolla.	40
5. Vertailumittauksen tasaisuudet ja symmetriat.	44
6. Valo- ja säteilykentän yhtenevyys $5 \times 5 \text{ cm}^2$ -kentällä.	Liite 5
7. Valo- ja säteilykentän yhtenevyys $20 \times 20 \text{ cm}^2$ -kentällä.	Liite 5

Liite 1. Kontrastin lausekkeen johtamisen välivaiheet.

$$\begin{aligned}
 \frac{2|n_1 - n_2|}{n_1 + n_2} &= 2 \frac{\alpha\eta|\phi_1 - \phi_2|}{\alpha\eta(\phi_1 + \phi_2)} \\
 &= 2 \frac{|\phi_1^u + \phi_1^s - (\phi_2^u + \overbrace{\phi_2^s}^{=\phi_1^s})|}{(\phi_1^u + \underbrace{p h i_1^s}_{=\phi_1^s} + \phi_2^u + \underbrace{\phi_2^s}_{=\phi_1^s})} \\
 &= 2 \frac{|\phi_1^u - \phi_2^u|}{\phi_1^u + \phi_2^u + 2p h i_1^s} \\
 &= 2 \frac{|e^{-\rho\mu L} - e^{-\Delta - \rho\mu L}|}{e^{-\rho\mu L} + e^{-\Delta - \rho\mu L} + 2\phi_1^s} \\
 &\stackrel{\Delta \leq 1}{=} \frac{2(1 - e^{-\Delta})}{1 + e^{-\Delta} + 2 \underbrace{\frac{\phi_1^s}{e^{-\mu\rho L}}}_{=\phi_1^u}}
 \end{aligned}$$

missä

$$\begin{aligned}
 \frac{\phi_1^s}{\phi_1^u} &= \frac{\phi_1^s}{\phi_1^u + \phi_1^s - \phi_1^s} \\
 &= \frac{\frac{\phi_1^s}{\phi_1^u + \phi_1^s}}{1 - \frac{\phi_1^s}{\phi_1^u + \phi_1^s}} \\
 &= \frac{\frac{\phi_1^s}{\phi_1}}{1 - \frac{\phi_1^s}{\phi_1}} \\
 &= \frac{SF}{1 - SF}
 \end{aligned}$$

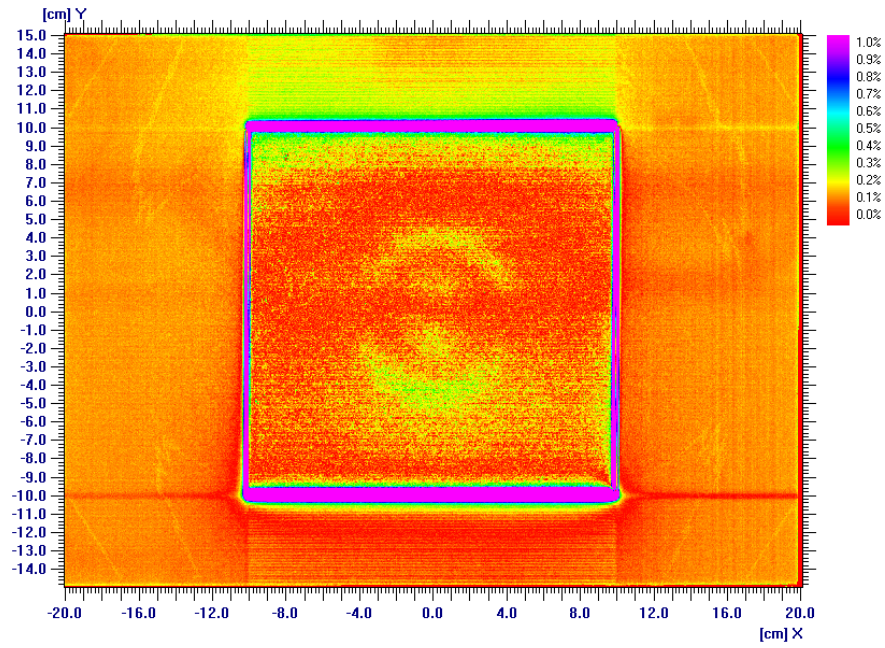
Siispä

$$\frac{2|n_1 - n_2|}{n_1 + n_2} \stackrel{\Delta \leq 1}{=} \frac{2(1 - e^{-\Delta})}{1 + e^{-\Delta} + \frac{2SF}{1 - SF}}$$

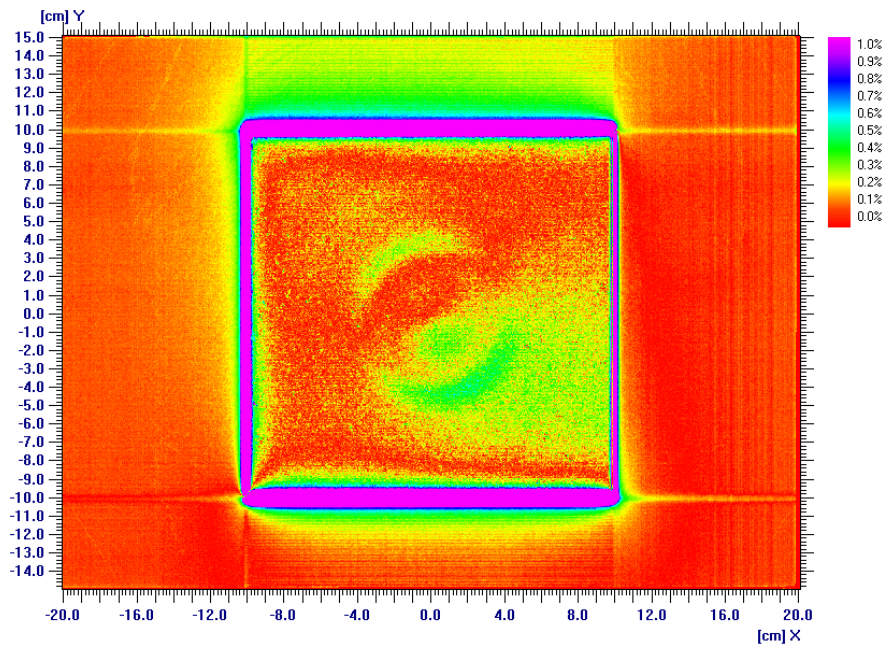
Liite 2. Signaali-kohina-suhteen lausekkeen johtamisen välivaiheet.

$$\begin{aligned} SNR &= \frac{|n_1 - n_2|}{\sqrt{n_1 + n_2}} \\ &= \frac{\alpha\eta|\phi_1 - \phi_2|}{\sqrt{\alpha\eta(\phi_1 + \phi_2)}} \\ &= \frac{\sqrt{\alpha\eta}|\phi e^{-\mu\rho L} (1 - e^{-\Delta})|}{\sqrt{\phi e^{-\mu\rho L} \left(1 + e^{-\Delta} + \frac{2SF}{1-SF}\right)^{1/2}}} \\ &\stackrel{\Delta \leq 1}{\approx} \frac{(\alpha\eta\phi e^{-\mu\rho L})^{1/2} (1 - e^{-\Delta})}{\left(1 + e^{-\Delta} + \frac{2SF}{1-SF}\right)^{1/2}}. \end{aligned}$$

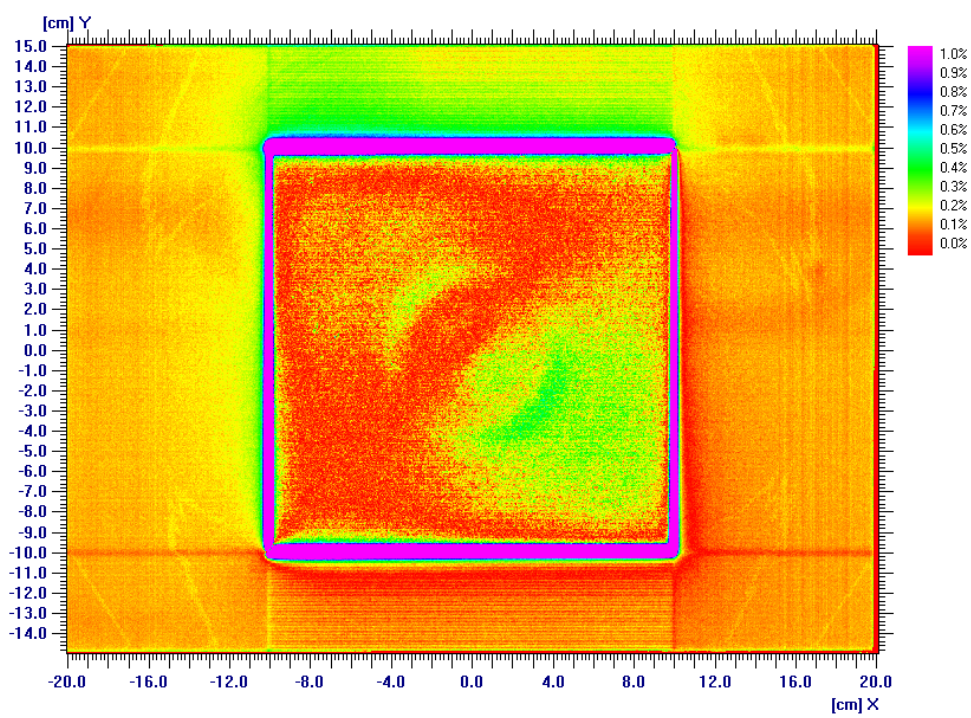
Liite 3. Kanturikulmamittausten erotuskuvat.



Kuva 21: Kanturikulmien 0° ja 90° absoluuttinen erotuskuva.

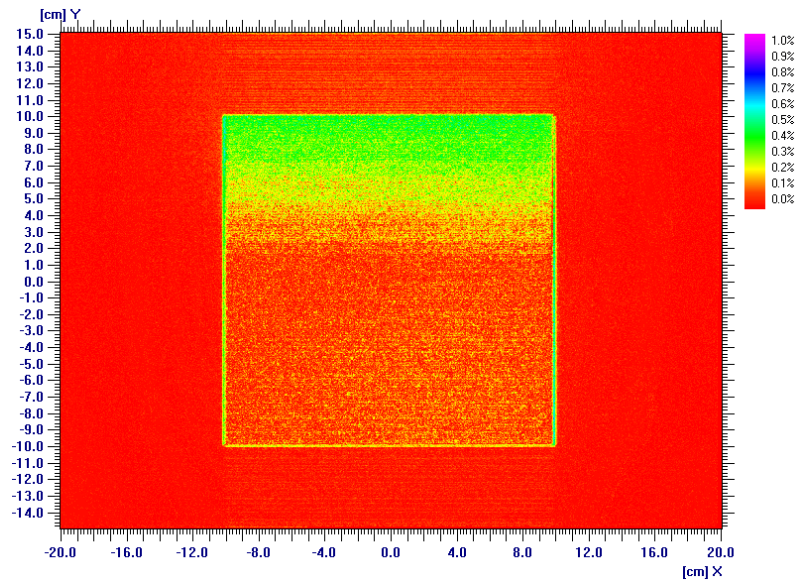


Kuva 22: Kanturikulmien 0° ja 180° absoluuttinen erotuskuva.

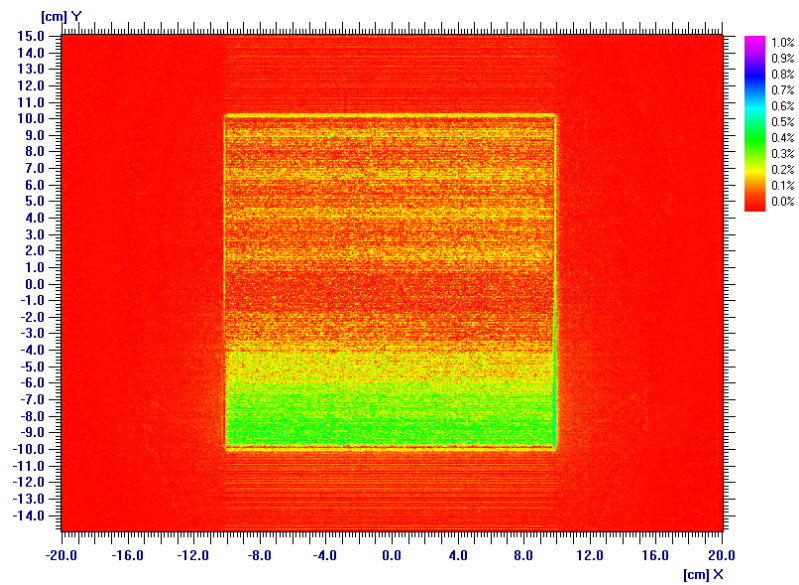


Kuva 23: Kanturikulmien 0° ja 270° absoluuttinen erotuskuva.

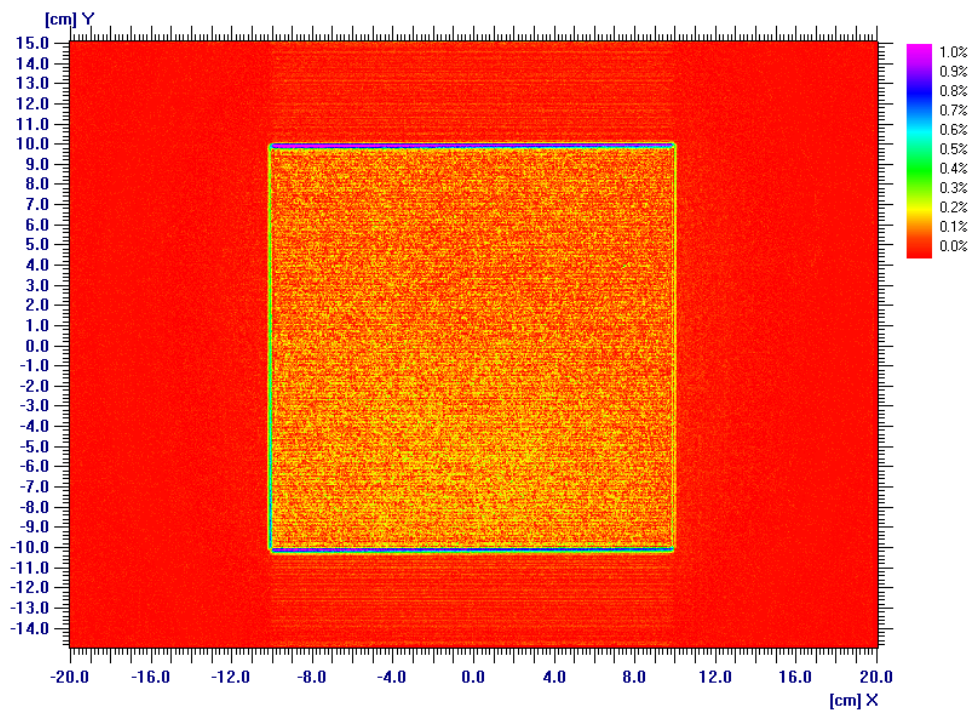
Liite 4. Kanturikulmamittausten eniten poikkeavat kontrollikuvat.



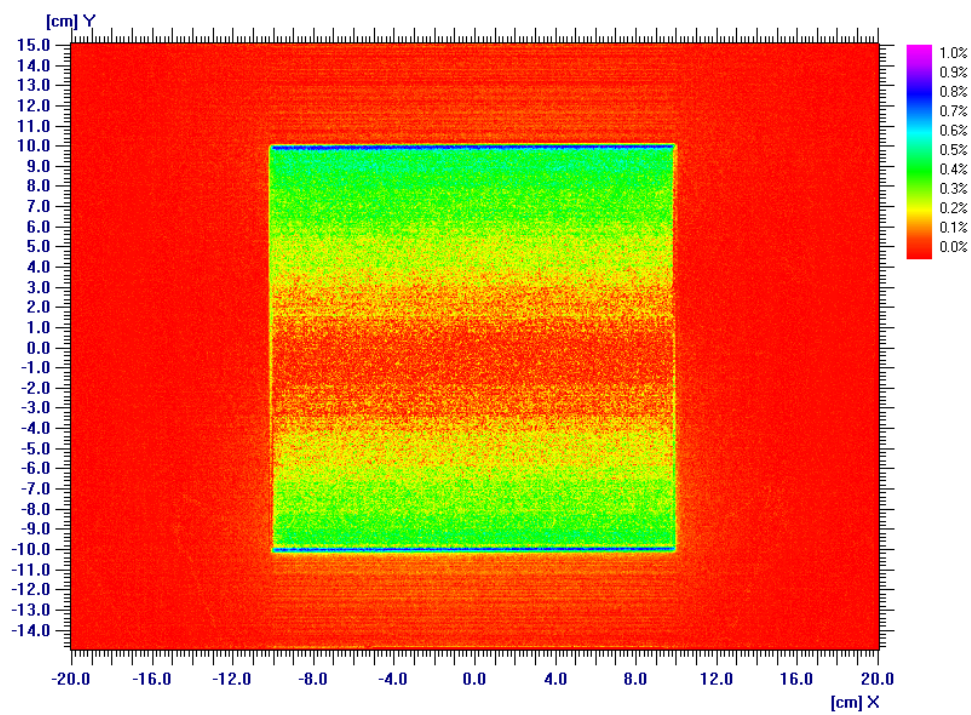
Kuva 24: Kanturikulman 0° kahden eniten poikkeavan kentän absoluuttinen erotuskuva.



Kuva 25: Kanturikulman 90° kahden eniten poikkeavan kentän absoluuttinen erotuskuva.



Kuva 26: Kanturikulman 180° kahden eniten poikkeavan kentän absoluuttinen erotuskuva.



Kuva 27: Kanturikulman 270° kahden eniten poikkeavan kentän absoluuttinen erotuskuva.

Liite 5. Valokenttämittausten tulokset.

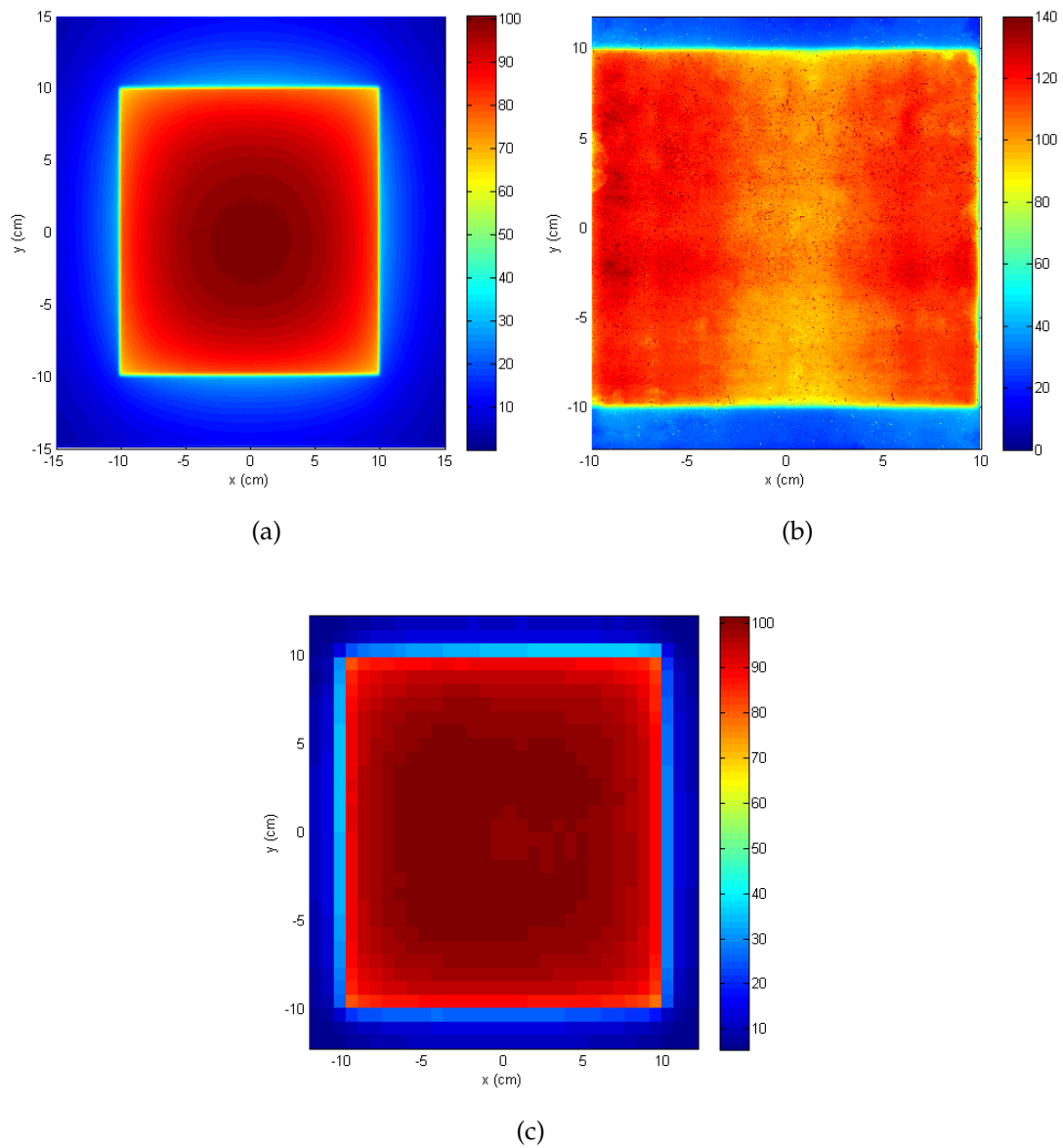
Taulukko 6: Valo- ja säteilykentän yhtenevyys $5 \times 5 \text{ cm}^2$ -kentällä.

Parametri	Valo (mitattu)	Valo (profiili)	Säteilykenttä
$-x$ (cm)	-2,58	-2,58	-2,61
$+x$ (cm)	2,43	2,42	2,41
$-y$ (cm)	-2,42	-2,44	-2,44
$+y$ (cm)	2,53	2,52	2,55
Keskipiste $(x;y)$	$(-0,05; 0,07)$	-	$(-0,20; 0,11)$
Mitattu kenttäkoko (cm^2)	$5,02 \times 4,99$	$5,01 \times 4,99$	$5,02 \times 4,99$

Taulukko 7: Valo- ja säteilykentän yhtenevyys $20 \times 20 \text{ cm}^2$ -kentällä.

Parametri	Valo (mitattu)	Valo (profiili)	Säteilykenttä
$-x$ (cm)	-10,09	-10,13	-10,10
$+x$ (cm)	9,93	9,93	9,93
$-y$ (cm)	-9,91	-9,92	-9,94
$+y$ (cm)	10,03	10,01	10,01
Keskipiste $(x;y)$	-	$(-0,02; 0,05)$	$(-0,17; 0,07)$
Mitattu kenttäkoko (cm^2)	$20,02 \times 19,96$	$20,00 \times 19,92$	$20,03 \times 19,95$

Liite 6. Ilmaisinvertailun kenttäkuvat.



Kuva 28: Ilmaisinvertailun kenttäkuvat. 28a: Portaali-ilmaisimen kolmesta kuvasta keskiarvoistettu kenttäkuva. 28b: Filmikuva 28c: Ionisaatiomatriisi-ilmaisimen kuva.