

Annoksen määrittäminen mammografiassa digitaalisesta  
kuvainformaatiosta

Determining patient dose in mammography from digital image information

Eero Kauppinen

Lisensiaattityö

Jyväskylän yliopisto

Matemaattis-luonnontieteellinen tiedekunta

Fysiikan laitos

Kevät 2008

---

Tekijä:

FM Eero Kauppinen

Ohjaajat:

Ylifyysikko Jarmo Toivanen, Keski-Suomen keskussairaala

Toimenpideradiologian professori, LKT, FM Hannu Manninen, Kuopion yliopistollinen sairaala

Tarkastajat:

Dosentti Ari Virtanen, Fysiikan laitos, Jyväskylän yliopisto

Sairaalafyysikko Juha Valve, Keski-Suomen keskussairaala

---

## Sisällysluettelo

Yhteenveto .....	4
Summary .....	5
1. Johdanto .....	6
2. Tavoitteet.....	7
3. Teoriaa.....	8
3.1. Röntgensäteily.....	8
3.1.1. Jatkuva röntgensäteily .....	9
3.1.2. Karakteristinen röntgensäteily.....	10
3.1.3. Röntgenputken toiminta ja rakenne.....	11
3.1.4. Röntgensäteilyn suodatus.....	11
3.1.5. Röntgensäteilyn vuorovaikutus väliaineen kanssa.....	12
3.1.6. Röntgensäteilyn vaimeneminen eri kudoksissa.....	15
3.2. Säteilyn mittaaminen.....	17
3.2.1. Pinta-annos, ESD.....	19
3.2.2. Annoksen ja pinta-alan tulos DAP .....	19
3.2.3. Kalorimetri .....	20
3.2.4. Kaasutäytteiset ilmaisimet.....	20
3.2.5. Avoionisaatiokammio .....	20
3.2.6. Onteloionisaatiokammio .....	21
3.2.7. Puolijohdeilmaisimet.....	21
3.2.8. Termoloistedosimetri –TLD.....	22
3.3. Säteilyn terveysvaikutukset.....	23
3.4. Mammografialaitteen toiminta ja kuvausketju.....	24
3.4.1. Kuvalevyjen rakenne ja toiminta.....	26
3.4.2. Energian absorboituminen.....	26
3.4.3. Stimulaatio ja emissio .....	27
3.4.4. Kuvalevyn pyyhkäisy .....	28
3.4.5. Signaalin havaitseminen.....	29
3.4.6. Digitaalisen röntgenkuvan parametrit ja käsittely.....	31
4. Menetelmät.....	33
4.1. Mittalaitteet .....	33
4.2. Mittausjärjestelyt.....	35
4.3. Mittaukset Keski-Suomen keskussairaalassa .....	35
4.4. Mittaukset Kuopion yliopistollisessa sairaalassa .....	38
5. Tulokset ja niiden tarkastelu .....	40
5.1. Tulokset Keski-Suomen keskussairaalassa .....	40

---

5.2. Tulokset Kuopion yliopistollisessa sairaalassa .....	44
6. Johtopäätökset .....	61
7. Lähdeluettelo .....	64

## Yhteenveto

Tämän työn tarkoituksena oli tutkia soveltuuko digitaalisesta mammografiakuvan informaatiosta laskettu annos potilasannoksen arviointiin. Menetelmä perustuu säteilyannoksen ja kuvalevyn pikseliarvojen väliseen vastaavuuteen ja annoksen arviointi tapahtuu vaimenemattoman säteilyn kohdalta luettujen pikseliarvojen analysointiin. Annoksella tarkoitetaan pinta-annosta, eli absorboitunutta annosta ilmassa mitatulla etäisyydellä. Pikseliarvoista laskettua annosta verrattiin säteilytuoton avulla laskettuun annokseen sekä fantomimittauksilla että diagnostisten kuvausten yhteydessä. Fantomimittauksissa säteilytuoton ja pikseliarvoista lasketun annoksen välinen ero oli suurimmillaan 3,5 %, kun putkijännitteenä käytettiin 28 kV:a. Pikseliarvoista laskettu annos poikkesi mitatusta annoksesta suurimmillaan 8,2 % ja säteilytuotosta laskettu annos poikkesi mitatusta annoksesta suurimmillaan 6,1 %.

Diagnostisten kuvausten yhteydessä pikseliarvoista lasketut annokset poikkesivat säteilytuotosta lasketuista annoksista suurimmillaan 9 %, kun annoksen laskemiseen käytettiin samaa putkijännitteen arvoa, jolla pikseliarvon ja annoksen välinen vastaavuus oli mitattu. Pikseliarvon ja annoksen välinen vastaavuus määritettiin putkijännitteen arvoille 26 kV, 28 kV ja 30 kV. Suurimpana virhelähteenä voidaan pitää käytetyn säteilymittarin energiariippuvuutta. Annoksia arvioitaessa virhettä muodostui myös kuvalevyjen yksilöllisestä vasteesta säteilylle 1,1 % ja säteilymittarin asettelusta 0,4 %.

Menetelmää voidaan tämän tutkimuksen perusteella käyttää diagnostisten kuvausten yhteydessä annoksen arviointiin, mikäli käytetään kullekin putkijännitteelle omaa sovitusta pikseliarvojen ja annoksen vastaavuudelle. Menetelmän laajentaminen ja automatisointi mahdollistaisi suurempien potilasaineistojen analysoinnin, mikä helpottaisi annosten optimointia ja vertailutasojen seuranta. Mittauksia tehtiin vain Agfan ja Fujin kuvalevyillä, joten varmuudella ei voida sanoa menetelmän toimivuutta muilla järjestelmillä. Agfan mammografialevyillä ongelmaksi tuli kuvien saturaatio yli 80 mAs sähkömäärällä, mikä rajoittaa menetelmän toimivuutta paksujen rintojen tapauksessa.

---

## Summary

Purpose of this study was to determine if patient dose could be calculated from digital image information in mammography. Method is based on relationship between radiation dose and pixel values in digital imaging plates. Estimating of dose is done by analyzing pixel values from area where unattenuated radiation is absorbed on imaging plate. Dose is more specifically absorbed dose in air at certain distance. Doses calculated from pixel values were compared to those calculated from tube output in case of phantom studies and also in diagnostic studies. In phantom studies difference of doses from tube output and doses from pixel values were 3,5 % when tube voltage was 28 kV. Dose calculated from pixel values differed from measured value 8,2 % and dose calculated from tube output differed 6,1 % from measured value.

When analyzing diagnostic images difference between doses calculated from pixel values and tube output were 9 % when dose was calculated with same tube voltage which was used to calculate the relationship between pixel value and radiation dose. Relationship between radiation dose and pixel value was determined for tube voltages of 26 kV, 28 kV and 30 kV. Largest cause of error is energy dependence of used radiation dose meter. Individual response to radiation of imaging plates caused 1,1 % error and positioning of radiation meter caused 0,4 % error to dose.

Based on this study method can be used to evaluate patient dose from diagnostic images if relationship between pixel value and radiation dose is determined for each used tube voltage. Expanding and making this method more automatic could offer easy analyzing of large patient data which would make optimization of patient dose and comparing doses to reference values easier. Measurements were made only with Agfa and Fuji imaging plates. With Agfa imaging plates problem was saturation of image after 80 mAs which makes this method impossible to use in case of large breasts.

---

# 1. Johdanto

Röntgentutkimus on tuttu tutkimus lähes kaikille suomalaisille. Tilastojen mukaan Suomessa tehdään vuosittain n. 3,9 miljoonaa röntgentutkimusta ja lisäksi noin 2 miljoonaa hampaiden röntgentutkimusta [1]. Keskimäärin jokainen suomalainen käy siis kerran vuodessa jonkinlaisessa röntgentutkimuksessa. Tutkimuksia käytetään apuna sairauksien diagnosoinnissa, mikä puolestaan nopeuttaa oikean hoidon aloittamista.

Diagnostisista röntgentutkimuksista noin 89000 on mammografiatutkimuksia. Näiden lisäksi tehdään lähes 200000 seulontamammografiaa vuosittain. Mammografiassa tutkitaan rintarauhasen poikkeavuuksia rintasyövän varalta. Vuonna 2006 rintasyöpä oli yleisin kuolemaan johtava syöpä naisilla [2]. Seulontamammografiassa oireettomia naisia kuvataan röntgensäteitä käyttäen, jotta rintasyöpä voitaisiin havaita ajoissa. Riittävän ajoissa havaittu ja hoidettu rintasyöpä pienentää syöpäkuoleman riskiä jopa 20%. [3] [4] [5]

Röntgensäteilyn käyttö ei ole täysin riskitöntä, sillä tutkimuksissa käytetään ionisoivaa sähkömagneettista säteilyä, jolla on oltava riittävästi energiaa tutkittavan alueen läpäisemiseen. Säteilyn kulkiessa tutkittavan kohteen läpi osa säteilyn energiasta jää vaimentavaan väliaineeseen – potilaaseen. Röntgensäteilyllä tiedetään olevan vaikutusta terveyteen: potilaiden ja henkilökunnan saama säteilyaltistus lisää kyseisten henkilöiden syöpäriskiä [6]. Tämän vuoksi säteilyn käyttö on luvanvaraista ja sen käytöstä on erikseen säädetty laki sekä lakia täsmentävät asetukset. Suomessa säteilyn käyttöä valvova viranomainen on säteilyturvakeskus (STUK).

Säteilylain kolme peruseriaatetta takaavat säteilyn käytön hyväksyttävyyden [7]:

1. *”toiminnalla saavutettava hyöty on suurempi kuin toiminnasta aiheutuva haitta (oikeutusperiaate)”*
2. *”toiminta on siten järjestetty, että siitä aiheutuva terveydelle haitallinen säteilyaltistus pidetään niin alhaisena kuin käytännöllisin toimenpitein on mahdollista (optimointiperiaate)”*
3. *”yksilön säteilyaltistus ei ylitä asetuksella vahvistettavia enimmäisarvoja (yksilönsuojaperiaate)”*.

Digitaaliset tekniikat kuvien tallentamisessa ovat tulleet myös sairaaloiden röntgenosastoille: Kuvalevyt tai suoradigitaaliset detektorit ovat syrjäyttämässä perinteiset filmit ja kehityskoneiden tilalle on tullut lasertulostimia. Jo filmejä käytettäessä röntgenlaitteiden laadunvalvonta ja annosten seuraaminen oli tarkoin säädettyä säteilyturvakeskuksen antamissa ST-ohjeissa (ST-3.5). Detektorien kehittyminen ja herkkyuden paraneminen mahdollistavat vähäisemmän säteilymäärän käytön kuvausten yhteydessä. Annosten optimointi on erityisen tärkeää seulontamammografiassa, koska tuolloin kuvataan oireettomia potilaita.

Erilaisia mittalaitteita [8] ja simuloiteja [9] on kehitetty, jotta potilaan säteilyaltistusta voitaisiin arvioida. Diagnostisen mammografiakuvausten yhteydessä tehtävä annoksen määrittäminen on kuitenkin hankalaa, sillä mittalaitteet tai ilmaisimet eivät saa osua kuvakenttään, jotta ne eivät häiritsisi kuvan varsinaista tarkoitusta. Kovinkaan moni ei ole huomannut käyttää apuna jo kauan sitten hyväksi havaittua säteilyilmaisinta – röntgenfilmiä. Nykyisin filmi on korvattu digitaalisella detektorilla, mutta edelleenkin sen tehtävä on havaita säteilyä. Filmistä tiedetään, että sen tummuma on verrannollinen siihen osuneeseen säteilymäärään [10], miksei samaa tietoa voitaisi soveltaa “digitaalisiin filmeihin”?

## **2. Tavoitteet**

Tämän tutkimuksen tarkoituksena on selvittää, millä tarkkuudella potilaan saama säteilyannos voidaan määrittää digitaalisesta kuvainformaatiosta mammografiassa. Filmin tummumalla ja säteilyn määrällä on selkeä vastaavuus, joten oletettavasti digitaalisilla detektoreilla on vastaavanlainen ominaisuus. Se täytyy ensin varmistaa mittaamalla, jotta saadaan selville, kuinka kuvainformaatiota voidaan käyttää hyväksi annoksen määrittämisessä. Kuvalevyjen käyttämistä annosten määrittämiseen on tutkittu aikaisemmin hyvin tuloksin [11]. Tutkimuksessaan E. Ariga et al. eivät käsitelleet mammografiaa, vaan he käyttivät 50 – 120 kV:n putkijänniteitä eri suodatuksilla. Lisäksi he käyttivät Fujin kuvalevyjen S-arvoa annoksen määrittämisessä, eivätkä tutkineet erillisiä pikseliarvoja.

Lisäksi kiinnostavaa on, voidaanko annoksen määrittäminen tehdä diagnostisen kuvauksen yhteydessä siten, että kuvauksen diagnostista arvoa ei heikennetä esimerkiksi kuvakenttään sijoitettujen mittalaitteiden avulla.

Kyseessä ei ole mittalaitteiden vertailu, sillä säteilymittareiden energiariippuvuutta on



tutkittu tarkasti aiemmin [12]. Tämän vuoksi mittareiden ominaisuudet ja varsinkin mittareiden energiariippuvuus täytyy ottaa huomioon virhetarkastelussa.

Mittauksia tehtiin Agfan mammografiaan tarkoitetuilla kuvalevyillä Keski-Suomen keskussairaalan radiologian osastolla ja Fujin mammografiaan tarkoitetuille kuvalevyillä Kuopion yliopistollisen sairaalan radiologian yksikössä.

### 3. Teoriaa

Teoriaosuus perustuu paljolti STUK Säteily- ja ydinturvallisuus kirjasarjaan [10]. Muut lähteet on mainittu erikseen.

#### 3.1. Röntgensäteily

Wilhelm Konrad Röntgen (1845-1923) löysi ensimmäisenä röntgensäteet vuonna 1895, minkä ansiosta hän sai fysiikan Nobel-palkinnon vuonna 1901. Koska röntgensäteilyn yhtäläisyyksiä valon kanssa ei aluksi havaittu mittauksissa, ryhdyttiin kyseisiä säteitä kutsumaan englannin kielessä nimellä X-rays, missä X viittaa säteiden tuntemattomaan luonteeseen. Vasta myöhemmin havaittiin, että röntgensäteet voidaan polaroida, joten niiden täytyi olla valon kaltaisia aaltoja [13].

Röntgensäteilyä voidaan muodostaa pääasiassa kolmella eri tavalla: Röntgenputkissa, radioaktiivisissa hajoamisissa tai synkrotronisäteilynä. Yleisesti käytettyjä radioisotooppeja ovat  $^{55}\text{Fe}$ ,  $^{238}\text{Pu}$ ,  $^{244}\text{Cm}$ ,  $^{109}\text{Cd}$ ,  $^{125}\text{I}$ ,  $^{241}\text{Am}$ ,  $^{57}\text{Co}$ ,  $^{133}\text{Ba}$  ja  $^{137}\text{Cs}$ . Radioaktiivisissa hajoamisissa vapautuu usein myös energettisempää gammasäteilyä ja hiukkassäteilyä, mikä pitää ottaa huomioon säteilyturvallisudessa edellä mainittuja aineita käsiteltäessä. Synkrotronisäteilyä syntyy kun suuren energian omaavat varatut hiukkaset laitetaan kulkemaan magneettikentän avulla ympyränmuotoista rataa pitkin. Hiukkaset ovat tällöin kiihtyvässä liikkeessä, jolloin ne emittoivat sähkömagneettista säteilyä [13].

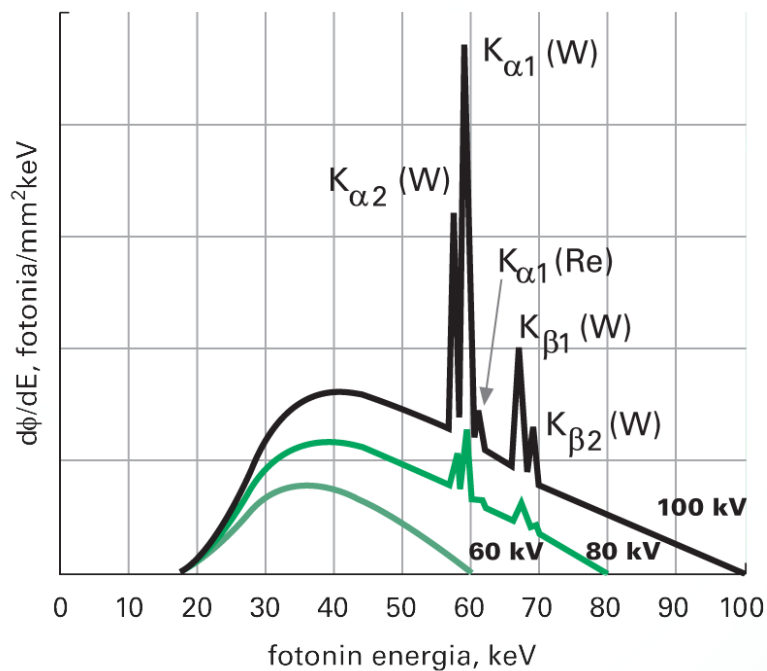
Röntgensäteily on luonteeltaan sähkömagneettista säteilyä, joten sen energia voidaan laskea aallonpituuden avulla.

$$E = \frac{h \cdot c}{\lambda} = h \cdot \nu, \quad (3.1)$$

missä  $h$  on Planckin vakio,  $c$  valon nopeus tyhjiössä,  $\lambda$  säteilyn aallonpituus ja  $\nu$  taajuus. Röntgensäteily voidaan jakaa syntytapansa mukaan kahteen eri osaan. Ne ovat jatkuva röntgensäteily ja karakteristinen röntgensäteily [14].

### 3.1.1. Jatkuva röntgensäteily

Kiihtyvässä tai hidastuvassa liikkeessä olevan sähköisesti varautuneen hiukkasen sähkö- ja magneettikentät muuttuvat, jolloin syntyy sähkömagneettista säteilyä. Jatkuva röntgensäteily tunnetaan nimellä Bremsstrahlung, mikä viittaa säteilyn syntytapaan eli jarruuntumiseen. Röntgenputkessa jatkuva röntgenspektri saadaan aikaiseksi törmäyttämällä sähkökentässä kiihtyneet elektronit kohtioon. Jarrutussäteilyä syntyy lähinnä elektronien jarruuntuessa ytimien sähkömagneettisessa kentässä. Tämän vuoksi jarrutussäteilyn osuus elektronin koko energian menetyksestä kasvaa kohtioatomin järjestysluvun kasvaessa. Koska elektroni voi törmäystavasta riippuen luovuttaa joko osan tai jopa kaiken liike-energiansa emittoituvalle röntgenkvantille, on jarrutussäteilyn spektri jatkuva kuvan 3.1 mukaisesti.



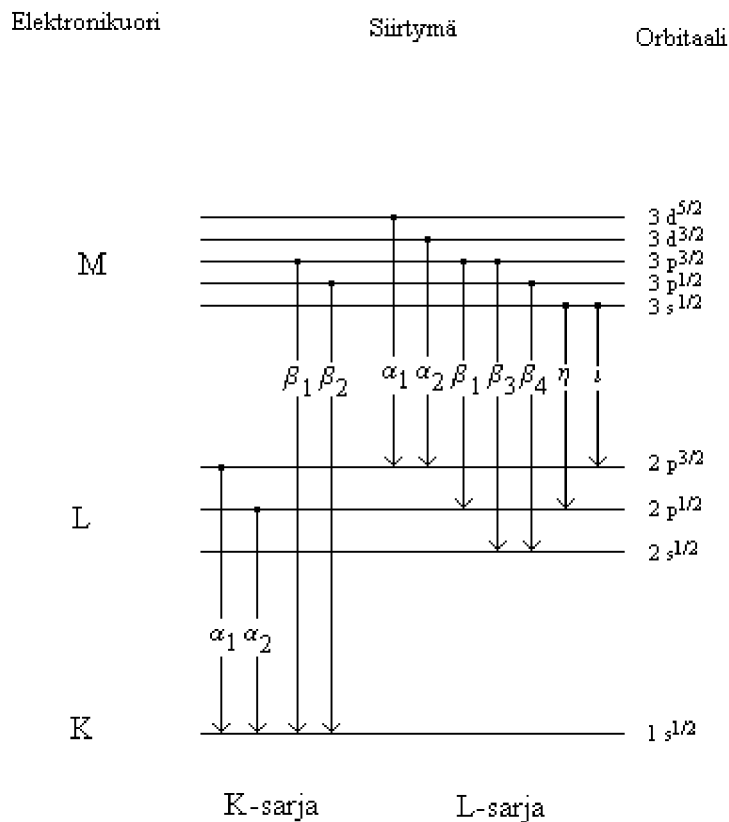
Kuva 3.1 Esimerkki jatkuvan röntgensäteilyn spektristä eri putkijännitteillä. [10]

Tietyllä jännitteellä  $V_a$  kiihdytetyn elektronin liike-energian voidaan sanoa olevan  $V_a$  elektronivoltia. Mikäli tämä energia sijoitetaan kaavaan 3.1, saadaan ratkaistua elektronin energiaa vastaava pienin aallonpituus  $\lambda_a$ , mikä edustaa tilannetta, jossa elektroni luovuttaa kaiken liike-energiansa röntgenkvantille. Fotonin muodostuminen ei ole ainoa mekanismi, jolla elektroni luovuttaa energiaa. Elektroni voi myös virittää tai ionisoida atomeja sekä sirota atomeista. Mekanismiin ei siis tarvitse liittyä röntgensäteilyä. Suurin osa

kiihdytettyjen elektronien liike-energiasta muuttuu lämmöksi törmäyksissä kohtiomateriaalin elektronien kanssa [15].

### 3.1.2. Karakteristinen röntgensäteily

Atomien elektronit on sidottu tiettyihin sallittuihin energiatiloihin ts. ne voivat saada vain diskreettejä energian arvoja. Kullekin alkuaineelle ominainen röntgensäteily syntyy, kun ulommalta elektronikuorelta tullut elektroni täyttää sisemmälle kuorelle syntyneen tyhjän tilan. Tapahtumassa syntynyt röntgenkvantti saa näiden kahden tilan välistä energiaeroa vastaavan energian, joten se on luonteenomainen eli karakteristinen kyseiselle alkuaineelle. Kuvassa 3.2 on elektronien siirtymät ulkokuorilta sisäkuorille ja siirtymiä vastaavien röntgenkvanttien nimeäminen [16].



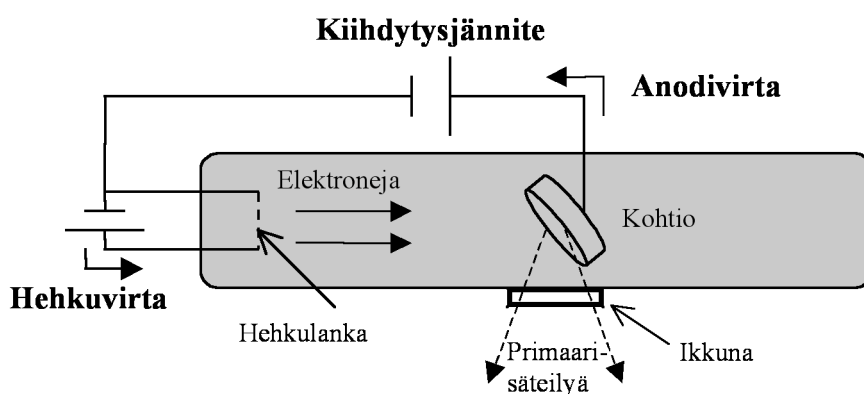
Kuva 3.2 Karakterististen röntgenkvanttien nimeäminen

K-kuorelle tapahtuvia siirtymiä ylempiltä elektronikuorilta kutsutaan K-sarjaksi. L-sarja on saanut nimensä siitä, että elektroniaukko on syntynyt L-kuorelle. Syntyvät röntgenkvantit nimetään lähtö- ja saapumisorbitaalien mukaan [16]. Karakteristisen röntgensäteilyn kanssa kilpailee augeremissioksi kutsuttu prosessi. Siinä elektronikuorien

väläinen energiaero menee jollekin ulomman kuoren elektronille, jolloin röntgenkvanttia ei synny [14].

### 3.1.3. Röntgenputken toiminta ja rakenne

Röntgenputki muodostuu tyhjiöön suljetuista katodista ja anodista, joiden välille on kytketty potentiaaliero kuvan 3.3 mukaisesti. Katodimateriaaliksi valitaan usein metalli, jolla on korkea sulamispiste. Volframi soveltuu hyvin tähän tarkoitukseen, sillä sen sulamispiste on noin 3400 °C ja järjestyslukukin on suhteellisen suuri  $Z = 74$ . Kun katodina toimivan hehkulangan läpi kulkee sähkövirta, se lämpenee ja siitä irtoaa termisiä elektroneja, joiden määrää voidaan säädellä hehkuvirran avulla. Irronneet elektronit kiihtyvät potentiaalieron aiheuttamassa sähkökentässä ja niiden törmätessä kohtiomateriaaliin vapautuu jarruuntumisen yhteydessä röntgensäteilyä kaikkiin suuntiin. Vain tiettyyn suuntaan tuleva ns. primäärisäteily voidaan käyttää hyväksi röntgenkuvauksissa. Yli 99% elektronien energiasta vapautuu lämpönä, joka täytyy poistaa kohtiosta, ettei se aiheuttaisi kohtion vaurioitumista [17]. Vapautuvan röntgensäteilyn energiaa voidaan säädellä katodin ja anodin välisen potentiaalieron avulla. Säteilyn intensiteetti on puolestaan verrannollinen anodivirtaan eli kohtioon osuvien elektronien määrään.



Kuva 3.3 Röntgenputken pelkistetty rakenne.

### 3.1.4. Röntgensäteilyn suodatus

Röntgensäteilyn suodatuksella tarkoitetaan sitä, että jatkuvan jarrutusnähtävien spektriä muokataan halutumpaan muotoon antamalla säteilyn kulkea sopivan suodatusmateriaalin läpi. Suodatusmateriaali absorboi pienienergisistä kvantteja enemmän kuin suurenergisiä, joten säteily suodattuu samalla kun se vaimenee. Matalaenergistä säteilyä pyritään vähentämään, sillä se ei osallistu kuvanmuodostukseen vaan absorboituu potilaaseen.

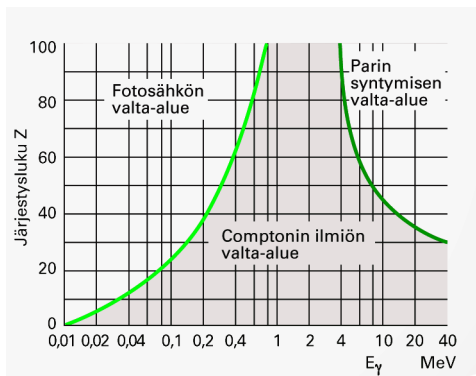
Röntgensäteilyn spektrin muotoon voidaan vaikuttaa myös anodimateriaalin valinnalla ja putkijännitteellä.

Eräissä mammografialaitteissa on mahdollista käyttää eri anodimateriaaleja (molybdeeni, rodium, volframi) ja näiden kombinaatiot molybdeeni- ja rodiumsuolettimien kanssa antavat hyvin erityyppisiä spektrejä, jotka soveltuvat eri paksuisten rintojen kuvantamiseen. Oikealla anodi-suodatin -valinnalla voidaan pienentää 40-50 % keskimääräistä rauhasannosta (MGD eli Mean Glandular Dose), kun puristetun rinnan paksuus on 6-8 cm. [18]

### 3.1.5. Röntgensäteilyn vuorovaikutus väliaineen kanssa

Sähkömagneettisen säteilyn vuorovaikuttaessa väliaineen kanssa tapahtuu valosähköinen ilmiö, epäkoherentti eli Compton-sironta, koherentti sironta, parinmuodostus tai fotoydinreaktio. Koska parinmuodostus on mahdoton alle

$2 \times 511 = 1022$  keV:n energioilla, ja koska fotoydinreaktioita ei tapahdu röntgendiagnostiikassa käytettävillä matalilla energioilla, voidaan parinmuodostuksen ja fotoydinreaktioiden vaikutus absorptiokertoimeen jättää huomiotta diagnostisten putkijännitteiden arvoilla.

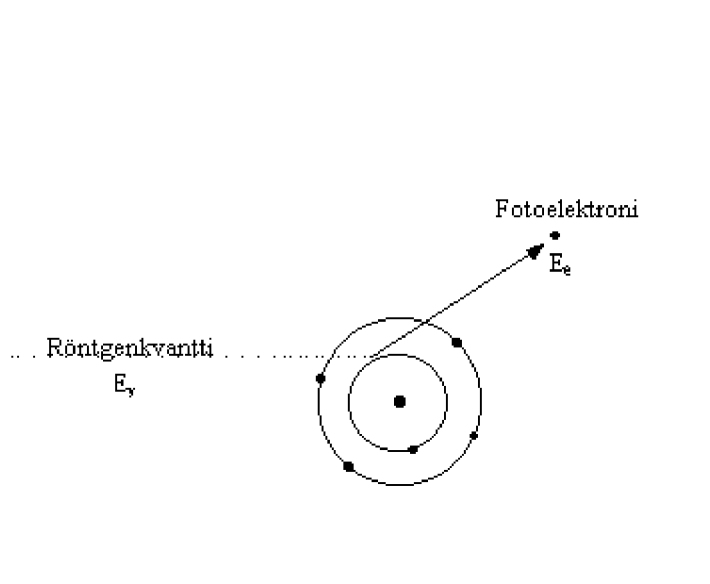


Kuva 3.4 Säteilyn vuorovaikutus fotonin energian ja väliaineen järjestysluvun funktiona. (Lähde: Marttila OJ, et al. Säteily, sen käyttö ja valvonta, Helsinki: Tammi, 1971)

Valosähköisessä ilmiössä röntgenkvantin energia siirtyy atomin sidotulle kuorielektronille. Valosähköinen ilmiö voi tapahtua vain silloin, kun elektronin sidosenergia on röntgenkvantin energiaa pienempi. Tällöin elektroni irtoaa elektronikuorelta ja irronnutta elektronia kutsutaan fotoelektroniksi. Emittoituvan elektronin liike-energia saadaan laskettua kaavalla  $E_e = E_\gamma - B_e$ , missä  $E_\gamma$  on röntgenkvantin energia ja  $B_e$  on elektronin sidosenergia [19]. Valosähköisen ilmiön absorptiokertoimella  $\tau$  on seuraavanlainen riippuvuus väliaineen atomitiheydestä N ja fotonin energiasta  $E_\gamma$ :

$$\tau \propto N^5 E_\gamma^{-3,5} \quad (3.2)$$

Valosähköinen ilmiö on vallitseva vuorovaikutustapa pienillä energioilla ja väliaineen ollessa raskasta ainetta. Kuva 3.5 havainnollistaa valosähköistä ilmiötä.

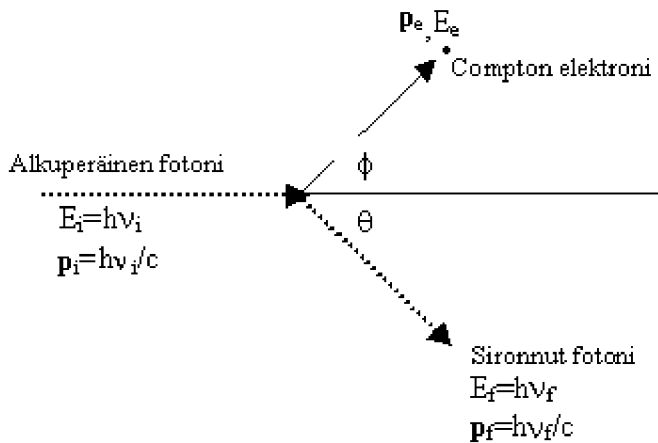


Kuva 3.5 Valosähköinen ilmiö

Epäkoherentti sironta tunnetaan paremmin nimellä Compton-sironta. Tämä on hyvä esimerkki sähkömagneettisen säteilyn hiukkasluonteesta, sillä vapaan elektronin ja röntgenkvantin törmäyksessä pätevät klassisen mekaniikan mukaiset liikemäärän ja energian säilymislaite. Röntgenkvantti luovuttaa osan energiastaan lähes vapaalle elektronille, jolloin elektroni liikkuu saamaansa energiaa vastaavalla nopeudella. Todellisuudessa elektroni ei ole vapaa, vaan osa röntgenkvantin energiasta menee elektronin sidosenergian purkamiseen. Lisäksi elektronit eivät ole atomeissa paikallaan, vaan niillä on tietty ratanopeus. Näistä syistä elektronien energiajakauma on laaja, vaikka röntgensäteily olisi monoenergeettistä [14]. Vuorovaikutus Compton-sironnan avulla riippuu fotonin energiasta ja väliaineesta:

$$\sigma \propto NZE_\gamma^{-1}, \text{ kun } E_\gamma \text{ on välillä } 0,1 - 10 \text{ MeV} \quad (3.3)$$

Compton-sironta on vallitseva vuorovaikutustapa, kun fotonien energia on välillä 0,8 – 5 MeV. Kuvassa 3.6 on esitetty luonnos Compton-sironnan geometriasta.



Kuva 3.6 Compton-sironnan geometria.

Kun tiedetään alkuperäisen fotonin energia ja sirontakulma  $\theta$ , voidaan sironneen fotonin energia laskea kaavan 3.4 avulla [20].

$$E_f = \frac{E_i}{1 + \frac{E_i}{m_0 c^2} (1 - \cos \theta)}, \quad (3.4)$$

missä  $\theta$  on sirontakulma,  $m_0$  elektronin lepomassa ja  $E_i$  on alkuperäisen fotonin energia. Compton-sironnan todennäköisyys riippuu materiaalissa olevien heikosti sidottujen elektronien määrästä.

Koherentti sironta toimii puolestaan esimerkkinä sähkömagneettisen säteilyn aaltoluonteesta. Säteily etenee siniaallon tavoin, mikä saa väliaineessa olevat elektronit värähtelemään säteilyn taajuudella. Varatut elektronit ovat kiihtyvässä ja hidastuvassa liikkeessä, joten ne emittoivat sähkömagneettista säteilyä. Tällainen koherentti sironta on mahdollista vain elektroneista, jotka ovat riittävän vahvasti sidotut atomiin. Elektronit emittoivat siis täsmälleen saman verran energiaa, mitä ne saavat sähkömagneettiselta aallolta. Aallon suunta muuttuu, mutta sen energia pysyy muuttumattomana [17]. Koherentti sironta on merkityksellinen vain suhteellisen matalilla energioilla ( $\sim < 50\text{keV}$ ) [21].

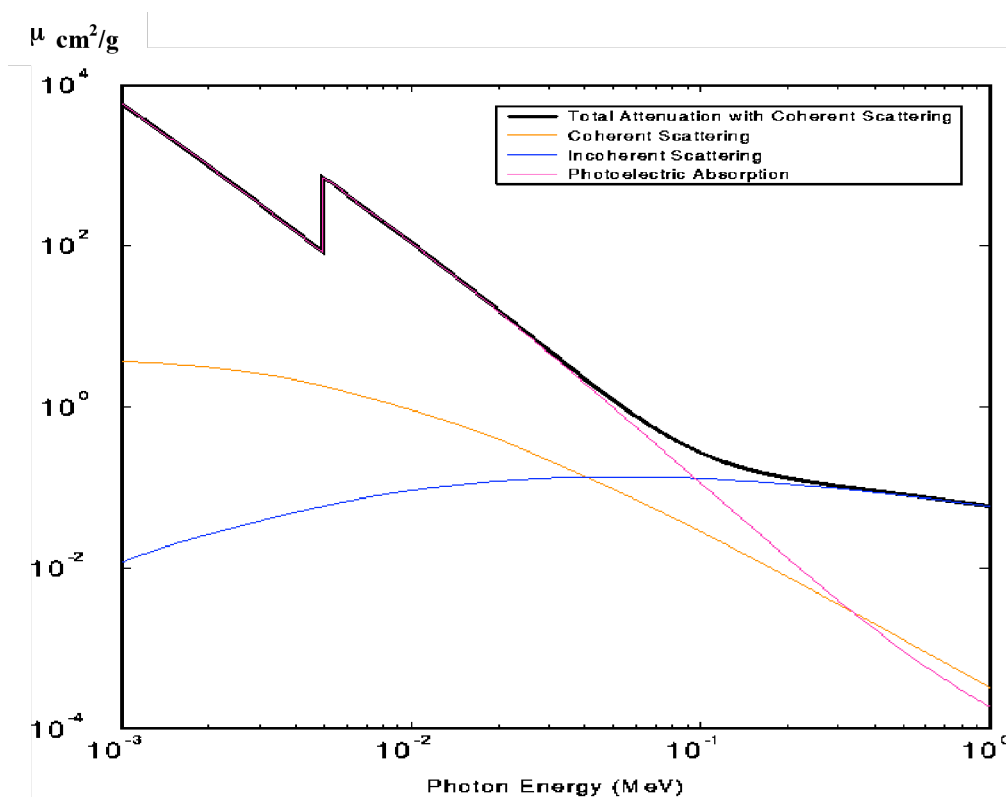
Röntgensäteilyn vuorovaikuttaessa väliaineen kanssa sen intensiteetti pienenee eksponentiaalisen vaimenemislain mukaisesti.

$$I = I_0 e^{-\mu x} \quad (3.5)$$

missä  $I_0$  on alkuperäisen säteilyn intensiteetti ja  $I$  on säteilyn intensiteetti sen läpäistyä  $x$

paksuisen väliaineen, jonka kokonaisabsorptiokerroin on  $\mu$ .

Kokonaisabsorptiokerroin  $\mu$  muodostuu edellä esiteltyjen sirontojen ja valosähköisen ilmiön absorptiokerroimen summista  $\mu = \sigma + \omega + \tau$ . Kuvassa 3.7 on esitetty eri vuorovaikutustapoja vastaavat sironta ja absorptiokerroimet energian funktiona kalsiumille. Kuvasta voidaan nähdä, että pehmeän säteilyn alueella ( $\leq 10$  keV) tärkein vuorovaikutustapa on valosähköinen ilmiö ja vasta suuremmilla energioilla (100 keV) Compton-sironnan osuus tulee merkittäväksi osaksi kokonaisabsorptiota. Kuvasta nähdään myös valosähköisen ilmiön porrasmainen kasvu kalsiumin K-kuoren elektronin sidosenergian kohdalla.



Kuva 3.7 Kalsiumin absorptio- ja sirontakertoimet. [22]

### 3.1.6. Röntgensäteilyn vaimeneminen eri kudoksissa

Kun säteilyä vaimentavana väliaineena on kudosis, riippuu vuorovaikutuksen laatu säteilyn energiasta, kohdealueella olevien atomien järjestysluvusta ja alueen elektronitiheydestä. Säteilystä ajatellen ihmisen keho voidaan jakaa karkeasti neljään eri tyyppiin: (1) rasvakudos, (2) lihaskudos eli pehmytkudos, (3) luu ja (4) ilmaa sisältävät kudokset. Taulukossa 3.1 on esitetty eri tyyppien keskimääräiset arvot seuraaville suureille: järjestysluku, tiheys ja elektronitiheys. Taulukossa on myös arvot vedelle ja ilmalle.



Taulukko 3.1 Eri kudostyyppien ominaisuuksia.

<b>Materiaali</b>	<b>Efektiiivinen järjestysluku Z</b>	<b>Tiheys (g/cm<sup>3</sup>)</b>	<b>Elektronitiheys (elektronia/kg)</b>
Ilma	7,6	1,29 x 10 <sup>-3</sup>	3,01 x 10 <sup>26</sup>
Vesi	7,4	1,00	3,34 x 10 <sup>26</sup>
Pehmytkudos	7,4	1,00	3,36 x 10 <sup>26</sup>
Rasvakudos	5,9-6,3	0,91	(3,34-3,48) x 10 <sup>26</sup>
Luu	11,6-13,8	1,65-1,85	(3,00-3,19) x 10 <sup>26</sup>

### ***Matalaenergisien röntgensäteilyn vuorovaikutus rasvakudoksen kanssa***

Röntgensäily, jonka energia on alle 35 keV, vuorovaikuttaa pehmytkudoksen kanssa pääasiallisesti valosähköisen ilmiön avulla. Vuorovaikutuksen todennäköisyys on verrannollinen järjestysluvun kolmanteen potenssiin  $Z^3$ . Rasvakudoksessa on luu- ja lihaskudoksia enemmän vetyä (~11 painoprosenttia) ja hiiltä (~57 %), mutta vähemmän typpeä (~1 %), happea (30 %) ja raskaampia alkuaineita (<1 %). Tämän vuoksi rasvakudoksen efektiivinen järjestysluku on pienempi kuin pehmytkudoksella ja luulla, joten matalaenerginen röntgensäteily vaimenee rasvakudoksessa hitaammin kuin vastaavassa massassa luuta tai pehmytkudosta.

### ***Suurempienergisien röntgensäteilyn vuorovaikutus rasvakudoksen kanssa***

Yli 35 keV:n röntgensäteilyn vuorovaikuttaessa väliaineen kanssa tapahtuu enimmäkseen Compton-sirontaa. Tämän vuorovaikutuksen todennäköisyys riippuu väliaineen elektronitiheydestä, mutta ei kovin voimakkaasti väliaineen järjestysluvusta. Vedyn elektronitiheys on muita alkuaineita suurempi, joten paljon vetyä sisältävän rasvakudoksen elektronitiheys on muita kudoksia suurempi. Tämän vuoksi rasvakudoksessa tapahtuu enemmän röntgensäteilyn vaimenemista Compton-sironnan avulla kuin vastaavassa massassa pehmytkudosta tai luuta.

### ***Röntgensäteilyn vuorovaikutus pehmytkudoksen kanssa***

Kuten taulukosta 3.1 nähdään, on pehmytkudoksen elektronitiheys ja efektiivinen järjestysluku erittäin lähellä veden vastaavia arvoja. Siksi pehmytkudoksen simuloimiseen käytetään usein vesifantomia.

### ***Röntgensäteilyn vuorovaikutus luun kanssa***

Luun tiheys ja efektiivinen järjestysluku ovat pehmytkudosta suuremmat, joten röntgensäteily vaimenee nopeammin luussa kuin samassa tilavuudessa pehmytkudosta. Tähän perustuu röntgensäteiden käyttö lääketieteellisissä kuvantamismenetelmissä. [19]

### **3.2. Säteilyn mittaaminen**

Säteilyn mittaaminen perustuu säteilyn vuorovaikutukseen väliaineen kanssa. Nämä vuorovaikutukset aiheuttavat väliaineessa ionisaatioita, virittymisiä ja lämpötilan nousua. Näitä ilmiöitä voidaan mitata tarkoitukseen sopivilla ilmaisimilla. Sähkömagneettinen säteily on välillisesti ionisoivaa. Tämä tarkoittaa sitä, että fotonit synnyttävät väliaineeseen sekundaarisia hiukkasia, jotka aiheuttavat väliaineessa ionisaatiota. Vuorovaikutuksia tarkasteltaessa säteilyn ominaisuuksia kuvaavat erilaiset kertymät ja kertymänopeudet. Hiukkaskertymä tietyssä pisteessä on pieneen palloon tunkeutuvien fotonien määrä jaettuna pallon isoympyrän pinta-alalla:

$$\Phi = \frac{dN}{da} \quad (3.6)$$

Hiukkaskertymänopeus on hiukkaskertymän aikaderivaatta:

$$\varphi = \frac{d\Phi}{dt} \quad (3.7)$$

Koska yksittäisen fotonin energia on kaavan 3.1 mukaan  $h\nu$  saadaan energiakertymä monoenergistien fotonien ryhmälle kaavan 3.6 avulla:

$$\Psi = \frac{dN \cdot h \cdot \nu}{da} = \frac{dR}{da}, \quad (3.8)$$

missä R on fotonien säteilyenergia.

Energiakertymän yksikkö on  $\text{Jm}^{-2}$ . Vastaavasti voidaan laskea energiakertymänopeus.

$$\psi = \frac{d\Psi}{dt} \quad (3.9)$$

Energiakertymänopeuden yksikkö on  $\text{Jm}^{-2}\text{s}^{-1}$  eli  $\text{Wm}^{-2}$ .

Kerma (Kinetic Energy Released per unit MAAss) on välittömästi primäärisen vuorovaikutuksen jälkeen syntyneiden varauksellisten hiukkasten liike-energioiden summa ja se kuvaa paikallista energia-absorptiota.

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (3.10)$$

missä  $dE_{tr}$  on fotonien elektroneille siirtämä liike-energia tilavuusalkiossa, jonka massa on  $dm$ . Mikäli kyseessä on sähkömagneettinen säteily, jonka fotonien energia on  $h\nu$  ja hiukkaskertymä on  $\Phi$ , on kerma tällöin

$$K = \Phi \left( \frac{\mu}{\rho} \right) \cdot \bar{E}_{tr}, \quad (3.11)$$

missä  $(\mu/\rho)$  on väliaineen massavaimenemiskerroin ja  $\bar{E}_{tr}$  on kussakin vuorovaikutuksessa väliaineen elektroneille siirtynyt keskimääräinen energia. Kerman yksikkö on J/kg. Tavallisissa tilanteissa fotonien energiat ovat eri suuruisia, jolloin kermaa laskettaessa täytyy fotonien energiat summata koko energia-alueen yli.

Absorboitunut annos kertoo ionisaatioissa ja virityksissä väliaineeseen siirtyvän energian määrän. Koska primäärisissä vuorovaikutuksissa syntyneiden elektronien energia voi jarrutussäteilyn muodossa kulkeutua kauas vuorovaikutuspaikasta, kuvaavat kerma ja absorboitunut annos eri alueissa tapahtuvaa energiansiirtoa. Absorboitunut annos  $D$  määritellään seuraavasti

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm}, \quad (3.12)$$

missä  $d\bar{\epsilon}$  on ionisoivan säteilyn massa  $dm$  tuoma energia. Keskimääräinen energia saadaan laskemalla kaikkien tarkastelukohteeseen  $dm$  osuvien varattujen ja varauksettomien ionisoivien hiukkasten yhteensä tuoma säteilyenergia  $R_{in}$  ja vähentämällä siitä poistuvien ionisoivien hiukkasten yhteensä viemä energia  $R_{out}$ . Lisäksi on otettava huomioon vuorovaikutuksiin osallistuneiden hiukkasten ja atomiytimien lepoenergian muutokset  $\Sigma Q$ .

$$d\bar{\epsilon} = R_{in} - R_{out} + \Sigma Q, \quad (3.13)$$

missä  $\Sigma Q$  on lepoenergioiden kokonaismuutos.

Tarkasteltavan massa-alkion  $dm$  tulisi olla niin pieni, että absorboitunut annos voidaan määrittellä tietyssä pisteessä, mutta toisaalta massa-alkio ei saa olla liian pieni, jotta statistiset vaihtelut energian siirrossa tulevat merkittävän suuruiseksi. Absorboituneen annoksen yksikkö on gray (Gy). Vanhemmat säteilymittarit mittaavat säteilytystä, jonka vanha yksikkö on röntgen (R). Tulos voidaan muuntaa ilmaan absorboituneeksi annokseksi

muuntokertoimella 0,00876 Gy/R. Muut yksikkömuunnokset vanhojen yksiköiden kanssa tehdään seuraavasti [17] [10]:

$$1 \text{ rad} = 100 \text{ erg/g}$$

$$1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg} = 10^7 \text{ erg/10}^3 \text{ g} = 100 \text{ rad}$$

$$1 \text{ R} = 258 \text{ } \mu\text{C/kg}$$

### 3.2.1. Pinta-annos, ESD

Pinta-annoksella tarkoitetaan ilmaan absorboitunutta annosta siinä pisteessä, jossa säteilykeilan keskiakseli osuu potilaaseen. ESD –lyhenne tulee sanoista Entrance Surface Dose. Pinta-annos voidaan kätevästi määrittää jälkikäteen laskukaavan avulla, kun tiedetään tietyt kuvauksessa käytetyt parametrit. Myös röntgenputken säteilytuotto täytyy tuntea. Säteilytuottomittaukset täytyykin tehdä eri putkijännitteen, fokuksen koon, sähkömäärien ja suodatusten arvoilla.

$$ESD = BSF \cdot Y_{100}(U) \cdot Q \cdot \left( \frac{100 \text{ cm}}{FSD} \right)^2, \quad (3.14)$$

missä  $BSF$  on takaisinsirontakerroin,  $U$  on röntgenputken jännite (kV),  $Q$  on sähkömäärä, eli putkivirran ja kuvausajan tulo (mAs) ja  $FSD$  on röntgenputken fokuksen ja potilaan ihon välinen etäisyys (cm). Referenssimittaukset on tehty 100 cm etäisyydellä röntgenputken fokuksesta, mutta esimerkiksi mammografiassa voidaan käyttää eri referenssietäisyyttä. Viimeinen termi kuvaa säteilyn neliöllistä vaimenemista etäisyyden kasvaessa. Pinta-annoksen avulla voidaan vertailla eri paikoissa otettujen röntgenkuvien annostasoa. Pinta-annos ei kuitenkaan kerro säteilyn haittavaikutuksesta, sillä sen avulla ei voida tietää, mikä on ollut otetun röntgenkuvan kohde tai käytetty kenttäkoko.

### 3.2.2. Annoksen ja pinta-alan tulos DAP

Pinta-annoksen ja säteilytetyn alueen pinta-alan tuloa potilaan ihon pinnalla sanotaan DAP:ksi (Dose Area Product). DAP ei riipu kuvausetäisyydestä, sillä säteilytetyn alueen pinta-ala kasvaa samassa suhteessa, kun etäisyyden neliölain vaikutuksesta annos pienenee. Tämä mahdollistaa DAP:in mittaamisen röntgenputken kaihtimiin kiinnitetyllä ionisaatiokammilla. DAP-mittari ei merkittävästi häiritse kuvausta, eikä siihen tarvitse tehdä etäisyyskorjausta. DAP-mittauksen avulla voidaan laskea ESD, mikäli tunnetaan kenttäkoko potilaan iholla ( $A_{iho}$ ). Tämä ei ole useinkaan tiedossa, joten joudutaan

käyttämään hyväksi kentän pinta-alaa kuvareseptorilla ( $A_{kuva}$ ), fokuksen ja ihon välistä etäisyyttä FSD sekä fokuksen ja kuvareseptorin välistä etäisyyttä FID.

$$ESD = BSF \cdot \frac{DAP}{A_{iho}} = BSF \cdot \frac{DAP}{A_{kuva}} \cdot \left( \frac{FID}{FSD} \right)^2, \quad (3.15)$$

Näin laskettu ESD poikkeaa hieman suoraan mitatusta ESD arvosta, sillä DAP-mittari antaa keskiarvon koko kuvakentän alueen annoksesta, kun taas ESD on kentän keskiakselilta mitattu annos.

### 3.2.3. Kalorimetri

Lähes kaikki säteilyn väliaineelle luovuttama energia muuttuu lopulta lämmöksi. Jos tietty tilavuus voidaan eristää ympäristöstään, on tämän väliaineen lämpötilannousu verrannollinen absorboituneeseen energiaan. Kun kalorimetrin lämpökapasiteetti ja lämpötilan muutos tiedetään, saadaan absorboitunut annos laskettua. Kalorimetrin ominaisuudet tulisi olla samanlaiset kuin väliaineella, jossa säteilyn absorboitunutta annosta halutaan mitata. Usein käytetään grafiittia, kun halutaan mitata säteilyn absorptiota pehmeässä kudoksessa [19]. Kalorimetrien käyttö radiologisten tutkimusten annosten mittaamisessa on erittäin vähäistä, sillä käytännössä kudosten lämpötilan nousu on erittäin pientä kyseessä olevilla säteilyannoksilla. Veden ominaislämpökapasiteetti on  $4180 \text{ JK}^{-1}\text{kg}^{-1}$  [23], joten voidaan laskea, että 1 Gy:n suuruisen säteilyannoksen osuessa veteen, lämpötila nousee vain  $2 \cdot 10^{-4} \text{ }^\circ\text{C}$ .

### 3.2.4. Kaasutäytteiset ilmaisimet

Kaasutäytteisten ilmaisimien toiminta perustuu kahden elektrodin välissä olevan kaasun ionisaatioon säteilyn vaikutuksesta. Elektrodien välillä on sähkökenttä, jonka avulla kaasussa syntyneet ionit kerätään talteen. Negatiivinen elektrodi eli katodi vetää puoleensa positiivisesti varautuneita atomeita ja positiivinen elektrodi eli anodi puolestaan vetää puoleensa säteilyn vaikutuksesta vapautuneita negatiivisia elektroneja. Ionien osuessa elektrodille, syntyy mitattava sähkövirta. [21]

### 3.2.5. Avoionisaatiokammio

Avoionisaatiokammiossa väliaine on ilmaa. Näitä kammioita käytetään usein yksinkertaisempien säteilyilmaisinten kalibrointiin. Röntgen- tai gammasäteily kollimoidaan niin, että keräysalueen tilavuus ionisaatiokammion sisällä tunnetaan. Säteily kulkee homogeenisen, kahdella samansuuntaisella elektrodilla aikaansaadun sähkökentän

läpi aiheuttaen ionisaatioita. Elektrodien välisen potentiaalieron täytyy olla riittävän suuri, jotta kaikki ionit tulee kerättyä ja jotta elektronien ja ionien rekombinaatiota ei ehdi tapahtua [21]. Lisäksi säteilyn synnyttämien elektronien kantama ilmassa tulee olla lyhyempi kuin keräysalueen ja elektrodien välisen välimatkan, jotta ilmaisimen tulokset olisivat tarkkoja. [19]

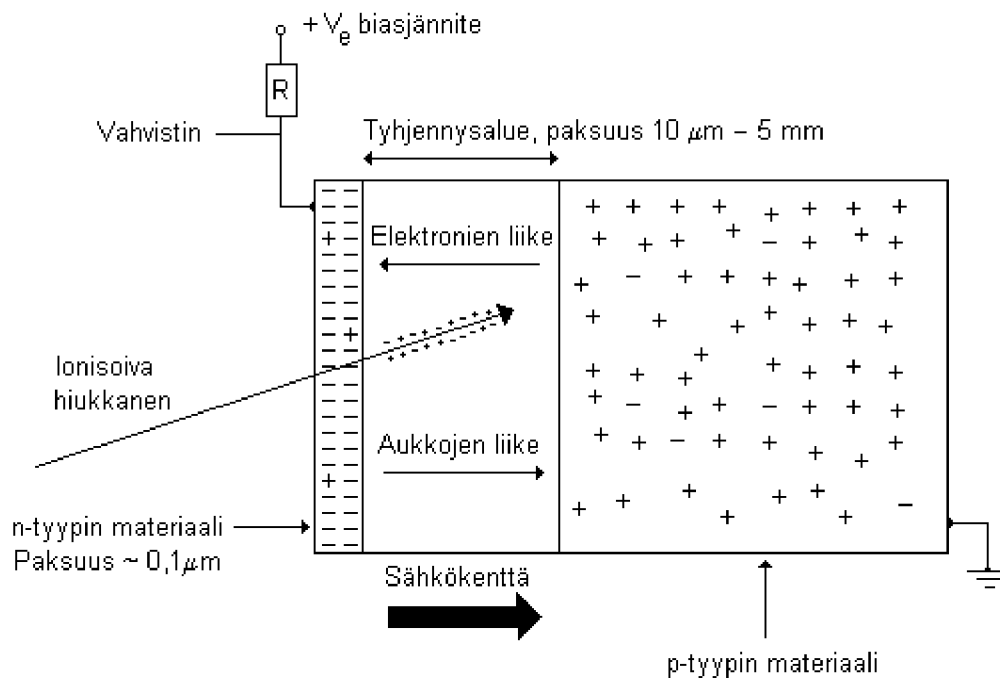
### **3.2.6. Onteloionisaatiokammio**

Onteloionisaatiokammio muodostuu kaasutäytteisestä ontelosta, jota ympäröi kiinteä seinämä. Kaasuna käytetään yleensä ilmaa ja seinämät on valmistettu materiaalista, jonka efektiivinen järjestysluku vastaa ilman järjestyslukua. Kammion sisällä olevan elektrodin ja kammion seinämän välillä on jännite-ero, jonka aiheuttaman sähkökentän vuoksi ionit kulkeutuvat elektrodille. Elektrodia pitkin kulkee siis sähkövirta, joka on mitattavissa. Suurin osa elektrodille tulevista ioneista muodostuu, kun fotonit vuorovaikuttavat ilmaekvivalentin seinämämaterialin kanssa. Kammion seinämän täytyy olla riittävän paksu, jotta seinämän ulkopuolella syntyneet varatut hiukkaset eivät pääse sisälle kaasuonteloon, mutta toisaalta seinämän pitäisi olla niin ohut, että sen ulkoreunalla muodostuneiden elektronien pitäisi päästä sisälle onteloon. [14]

### **3.2.7. Puolijohdeilmaisimet**

Piistä tai germaniumista valmistettuja ilmaisimia on yleensä käytetty energiaspektrien mittaamiseen. Puolijohdeilmaisimen ominaisuudet ovat niin hyvät myös annosten ja annosnopeuksien mittaamisessa, että sillä voidaan korvata ionisaatiokammio. Käänteisbiasoitu puolijohdeilmaisimien koostuu p- ja n-tyyppien materiaalien liitoksesta. Pii tai germanium toimii p-tyyppien materiaalina ja n-tyyppien materiaali saadaan aikaiseksi lisäämällä siihen epäpuhtauksia kuten litiumia tai antimonia, jotka toimivat elektronien luovuttajina. Elektronit kulkeutuvat n-tyyppien materiaalista kohti p-tyyppien materiaalia, jolloin näiden materiaalien välille syntyy sähkökenttä. Positiivisten (p) ja negatiivisten (n) varauksenkuljettajamateriaalien välistä aluetta kutsutaan tyhjennysalueeksi, jonka leveyttä voidaan säätää lisäämällä materiaalien välille potentiaaliero. Kun n-tyyppien materiaali kytketään positiiviseen potentiaaliin (10-1000 V), ei sähkövirta pääse kulkemaan tyhjennysalueen läpi. Varatun hiukkasen osuessa tyhjennysalueeseen se muodostaa materiaaliin elektroni-aukko pareja. Elektronit kulkeutuvat kohti positiivista elektrodia (n-tyyppien materiaali) ja syntyneet aukot täyttyvät p-tyyppien materiaalin elektroneilla, jolloin aukot siirtyvät pikkuhiljaa kohti negatiivista elektrodia (p-tyyppien materiaali).

Tyhjennysalueelta poistuvat elektronit ja aukot muodostavat mitattavan signaalin. Kuva 3.8 selvittää puolijohdeilmaisimen toimintaa. [19][14]



Kuva 3.8 Puolijohdeilmaisimen toiminta.

### 3.2.8. Termoloistedosimetri –TLD

Termoloistedosimetria perustuu lämmittämällä stimuloitavaan luminesenssiin: Tietynlaista materiaalia säteilytettäessä osa säteilyn energiasta sitoutuu materiaalin metastabiileihin energiatiloihin ja tämä energia vapautuu valona myöhemmin lämmitettäessä. Vapautuvan valon määrä on verrannollinen absorboituneen säteilyn määrään. Materiaalin täytyy sellainen, että se sisältää hilavirheitä –luminesenssikeskuksia, joiden avulla valenssi- ja johtavuusvyön välille saadaan energiatasoja, joille elektronit tai aukot voivat siirtyä.

Osa virittyneistä elektroneista ja aukoista yhdistyy eli rekombinoituu spontaanisti jo huoneen lämmössä, mutta osa jää pidemmäksi aikaa viritetylle energiatilalle. Kun materiaalin lämpötilaa nostetaan, saavat elektronit riittävästi energiaa, että ne pääsevät ensin nousemaan johtavuusvyölle ja palaamaan sitten valenssivyölle. Prosessissa vapautuva energia voidaan havaita valona. Kun elektroni- ja aukkoloukut on saatu tyhjäksi kuumentamalla, on materiaali käytettävissä uudelleen.

Yleisesti käytettäviä termoloistekiteitä ovat LiF,  $\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7$  ja  $\text{CaSO}_4$ . Erityisesti LiF-kiteen energiariippuvuus on pieni. Kiteisiin voidaan lisätä aktivaattoreina toimivia epäpuhtausatomeita, kuten mangaania ja magnesiumia.

### 3.3. Säteilyn terveysvaikutukset

Säteilyn haittavaikutukset perustuvat säteilyn kykyyn vaurioittaa solujen perimää eli DNA molekyyliä. Solujen toiminnan kannalta on välttämätöntä, että vauriot saadaan korjattua. Säteilyn vaikutuksesta soluun aiheutunut vaurio voi olla niin suuri, että solu kuolee. Tällöin syöpää ei voi syntyä. Mikäli vaurio on sellainen, että normaalit solun korjausmekanismit eivät saa sitä korjattua, voi tällaisessa tapauksessa soluun muodostua mutaatio. Sekään ei vielä merkitse automaattisesti syövän syntyä, mutta mikäli tämän solun jälkeläisiin sattuu vuosienkin päästä toinen tai useita mutaatioita, saattaa tästä seurata monimutkainen tapahtumaketju, joka johtaa syöpäsolun syntymiseen.

Säteilyn vaikutukset voidaan jakaa deterministisiin ja stokastisiin haittavaikutuksiin. Deterministiset vaikutukset syntyvät suurten kerta-annosten seurauksena ja ne johtuvat suuresta solutuhosta. Deterministiset vaikutukset voivat liittyä vakaviin säteilyonnettomuuksiin tai esimerkiksi sädehoidon yhteydessä havaittaviin haittavaikutuksiin. Säteilyannoksen jäädessä tietyn määrätyn kynnsarvon alle ei deterministisiä haittavaikutuksia synny lainkaan. Annoksella ja annosnopeudella on suuri vaikutus deterministisen haitan asteeseen.

Stokastiseen haittaan ei liity kynnsarvoa. Säteilyannos ei vaikuta haitan suuruuteen. Annoksen kasvaessa haitan todennäköisyys kasvaa, mutta annosnopeus ei juurikaan vaikuta riskiin. Ihmisen elinaikana kertynyt annos vaikuttaa kokonaisriskin määrään. Näin ollen jokainen pienikin säteilyaltistus kasvattaa haittavaikutuksen riskiä. Yksilölle säteilystä aiheutuvien stokastisten haittojen riski on suhteellisen pieni isonkin annoksen jälkeen. Koska kyseessä on tilastollinen tapahtuma, on tärkeämpää seurata stokastisia haittoja väestötasolla: Suuren väestöryhmän altistuessa pienelle määrälle säteilyä, voidaan arvioida, kuinka paljon riski sairastua esimerkiksi johonkin syöpään kasvaa säteilyaltistuksen vaikutuksesta. Tällaisessa tilanteessa kollektiivisella annoksella tarkoitetaan säteilylle altistuneiden yksilöiden keskimääräistä annosta kerrottuna henkilöiden määrällä. Kollektiivisen annoksen yksikkö on manSv.

Eri säteilylaadut ovat eri tavalla haitalliset ihmiselle. Raskaat hiukkaset, kuten neutronit ja alfahiukkaset ionisoivat materiaalia enemmän ja aiheuttavat siten suurempaa tuhoa kuin elektronit ja fotonisäteily. Säteilyn ihmiselle aiheuttavaa haittaa arvioitaessa onkin otettava huomioon säteilylaatu. Lisäksi elimet ovat eri tavalla herkkiä säteilylle. Tämäkin on otettava huomioon, kun arvioidaan henkilön säteilystä aiheutuvaa syöpäriskiä. Efektiiviseksi annokseksi sanotaan eri elimiin absorboituneiden annosten painotettua



keskiarvoa, kun painotuskertoimina käytetään ICRP:n (International Commission on Radiological Protection) vuonna 1990 julkaistun suositusten mukaisia kertoimia. Elinten ja kudosten painotuskertoimet on esitetty taulukossa 3.2.

Taulukko 3.2. Efektiivisen annoksen laskennassa käytettävät kudosten painotuskertoimet ICRP 60 mukaan.

Elin tai kudosis	Kudoksen painotuskerroin $w_i$
Gonadit (kivekset ja munasarjat)	0,20
Aktiivi luuydin	0,12
Keuhkot	0,12
Paksusuoli	0,12
Mahalaukku	0,12
Maksa	0,05
Kilpirauhanen	0,05
Ruokatorvi	0,05
Rinnat	0,05
Virtsarakko	0,05
Luun pintakudokset	0,01
Iho	0,01
Muut elimet ja kudokset *	0,05

\*= Muut elimet ja kudokset: aivot, haima, kateenkorva, keuhkojen ulkopuoliset hengitystiet, kohtu, lihaskudos, lisämunuaiset, ohutsuoli ja perna. Näiden kudosten yhteenlaskettu painotuskerroin on 0,05 ja se annetaan näiden kudosten massalla painotetulle keskiarvoannokselle. Mikäli jokin näistä elimistä saa suuremman annoksen kuin mikään kahdestatoista elimistä, joille on määritelty varsinainen painotuskerroin, tälle elimelle käytetään erityistä painotuskerrointa 0,025. Loput muiden elinten painotuskertoimesta, 0,025, käytetään jäljelle jääneiden muiden elinten massalla painotetun keskimääräisen annoksen painotuskertoimeksi.

Efektiivinen annos voidaan laskea siis summana

$$E = \sum_i w_i \cdot H_i, \quad (3.16)$$

missä indeksi  $i$  käy läpi kaikki elimet ja kudokset,  $w_i$  on kudoksen  $i$  painotuskerroin ja  $H_i$  on kyseisen kudoksen ekvivalenttiannos, eli elimeen keskimäärin absorboitunut annos kerrottuna säteilylaadun painotuskertoimella. Ekvivalenttiannos saadaan laskettua kaavasta 3.17.

$$H_i = \sum_R w_R \cdot D_{i,R}, \quad (3.17)$$

missä  $D_{i,R}$  on säteilylaadusta  $R$  aiheutuva kudoksen  $i$  keskimääräinen absorboitunut annos ja  $w_R$  on säteilyn painotuskerroin kyseiselle säteilylaadulle. Fotoneille painotuskerroin on 1.

### 3.4. Mammografialaitteen toiminta ja kuvausketju

Mammografialaite koostuu röntgenputkesta, joka on kiinnitetty kuvauslaitteen yläosaan ja

kuvaustasosta, jonka alla on säteilyn rekisteröivä laite eli kuvalevy tai suoradigitaalinen detektori. Laitteen korkeutta voidaan säätää, jotta eri pituisten potilaiden on helppoa seistä laitteen edessä kuvauksen ajan. Potilaan rinta puristetaan yleensä hiilikuidusta tehdyn kuvaustason ja erityisen muovista valmistetun kompressiolevyn väliin. Näin rinta on kuvattaessa tasapaksu, joten säteilyn vaimeneminen johtuu rinnan sisällä olevista tiheyseroista eikä erosta paksuudessa.

Kuvauslaitetta voidaan myös kallistaa 90 astetta molempiin suuntiin, jotta voidaan ottaa viisto- ja sivukuvia. Seuraavanlaisia termejä käytetään kuvaamaan kuvaprojektion suuntia: CC (Cranio-Caudal) -projektiio, jossa röntgenputki on ylhäällä ja kuvataan suoraa alas päin. MLO (Medio-Lateral Oblique) –projektiio kuvataan siten, että röntgenputki osoittaa etuviistosta kohti kainaloa. ML (Medio-Lateral) ja LM (Latero-Medial) ovat projektioita, jotka kuvataan 90 asteen kulmassa keskeltä kohti kainaloa ja LM vastaavasti kainalon puolelta kohti keskiosaa. SIN ja DEX lyhenteet tulevat latinasta ja niillä tarkoitetaan puolia vasen ja oikea.

Tyypillisesti elektronien kiihdyttämiseen käytetään 26 kV:n putkijännitettä ja suodatuksena 30  $\mu\text{m}$  molybdeenä. Anodimateriaalia voidaan tietyissä laitteissa muuttaa, jotta säteilyn spektrin muotoa saadaan muokattua ja säteilyannosta pienennettyä [18].

Säteilyn kulkiessa potilaan rinnan läpi se vaimenee ja siroaa. Läpimennyt säteily havaitaan filmillä, kuvalevyllä tai suoradigitaalisella detektorilla. Digitaalisella järjestelmällä kuvaaminen tapahtuu samalla tavalla kuin aikaisemmin, perinteinen röntgenfilmi ja vahvistuslevy on korvattu kuvalevyllä. Informaatio potilaan läpäisemän röntgensäteilyn määrästä tallentuu latentiksi kuvaksi levyllä olevan fosforin kidevirheisiin. Tämän jälkeen kuvalevy syötetään lukijaan, jossa suojakotelon sisällä olevan varsinaisen kuvalevyn pinta pyyhkäistään kapeaksi fokusoidulla matalaenergisellä lasersäteellä. Lasersäteen vaikutuksesta fosforia sisältävän levyn varaustila purkautuu fotostimuloituna luminesenssina ja emittoitunut signaali johdetaan valomonistinputkeen. Signaalin intensiteetti on verrannollinen kyseiselle alueelle osuneiden röntgenkvanttien määrään. Valomonistinputken signaali muutetaan jännitteeksi, joka edelleen muutetaan AD-muuntimella digitaaliseen muotoon ja tallennetaan yhdessä paikkainformaation kanssa digitaalisesti kuvamatriisiksi. Kun koko levyn informaatio on luettu, tietokoneelle ohjelmoitujen algoritmien avulla informaatiosta muodostetaan analogista röntgenkuvaa vastaava kuva. Näin saatu valmis kuva voidaan tulostaa filmille tai se voidaan tallentaa digitaaliseen arkistoon, jonka jälkeen sitä voidaan katsella työaseman näytöltä. [24]

### 3.4.1. Kuvalevyjen rakenne ja toiminta

Kuten mainittiin, kuvalevyjen toiminta perustuu laseravusteiseen luminesenssiin. Toimintaan kuuluu oleellisena osana kolme eri prosessia, joiden avulla röntgenkvantin luovuttama energia vapautuu kuvalevyjen fosforilta.

Fluoresenssissa osa energiasta vapautuu välittömästi valona. Kuvalevyt tuottavat niin paljon valoa fluoresenssin avulla, että valo riittäisi valottamaan perinteiset röntgenfilmit. Ilmiötä ei kuitenkaan voida käyttää hyväksi kuvan muodostamisessa kuvalevyille, koska ilmiö tapahtuu välittömästi röntgenkvantin luovutettua energiaansa.

Osa röntgenkvanttien luovuttamasta energiasta varastoituu levyn kidevirheisiin. Ajan myötä energiaa vapautuu spontaanisti fosforenssin avulla, jolloin kuvalevyltä saatava informaatio vähenee.

Oikean aallonpituksella valolla stimuloituna kidevirheisiin sitoutunut energia vapautetaan kontrolloidusti valona, jonka avulla digitaalinen kuva voidaan muodostaa. [24]

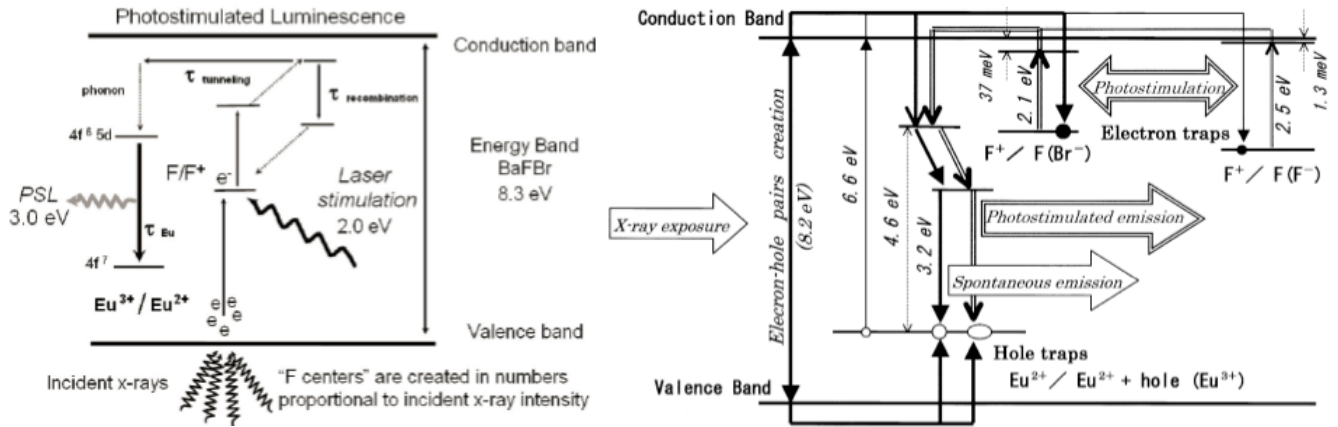
Nykyään tunnetaan monia materiaaleja, joihin muodostuu halutunlaisia kidevirheitä röntgensäteilyn vaikutuksesta. Kuitenkin vain harvat materiaalit soveltuvat käytettäväksi röntgenkuvauksessa. Materiaalin stimulaatio tulee onnistua tavallisen laserin valolla, emittoituvan valon aallonpituus pitää olla sopiva havaittavaksi normaalilla valomonistinputkella ja latentti kuva ei saa vaimeta liian nopeasti spontaanin fosforenssin vuoksi. Maa-alkalihalidien ominaisuudet osuvat lähimmäksi em. vaatimuksia. Näistä kaupallisesti valmistettävien tuotteiden perustana ovat  $\text{RbCl}$ ,  $\text{BaFBr:Eu}^{2+}$ ,  $\text{BaF(BrI):Eu}^{2+}$  ja  $\text{BaSrFBr:Eu}^{2+}$ . [24]

Epäpuhtauksien (esimerkiksi  $\text{Eu}^{2+}$ ) lisääminen muuttaa kuvalevyn kiderakennetta ja materiaalin fysikaalisia ominaisuuksia. Epäpuhtautta kutsutaan myös aktivaattoriksi, sillä  $\text{Eu}^{2+}$  korvaa maa-alkalit kiderakenteessa muodostaen ns. luminesenssikeskuksen. [24]

### 3.4.2. Energian absorboituminen

Röntgensäteilyn luovuttaessa energiaa kuvalevyille tapahtuu ionisaatioita, jolloin kuvalevymateriaaliin syntyy elektroni-aukko pareja. Elektroni-aukko pari nostaa  $\text{Eu}^{2+}$  ionin viritystilalle  $\text{Eu}^{3+}$ . Viritystilan purkautuessa perustilalle  $\text{Eu}^{2+}$  emittoituu näkyvää valoa. Energian absorboitumisesta ja luminenssikeskusten muodostumisesta  $\text{BaFBr:Eu}^{2+}$  kiteeseen on kaksi teoriaa. Takahashi on kehittänyt bimolekulaarisen rekombinaatiomallin (bimolecular recombination model) ja van Seggern PSLC (photostimulable luminescence

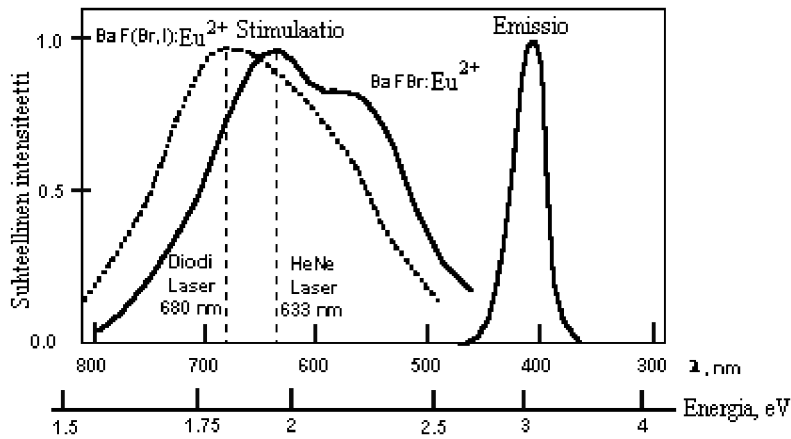
complex) -mallin. [24]. Vaikka periaate informaation säilymisestä ja sen lukemisesta fosforikiteestä on yksinkertainen, ei vieläkään tarkasti tiedetä, kuinka elektroni-aukko parien rekombinaatioenergia siirtyy  $\text{Eu}^{2+}$  aktivaattorille [25]. Kuvassa 3.9 on esitetty em. mallien mukaiset energiadiagrammit.



Kuva 3.9 Vasemmalla von Seggernin esitys energiasiirtymille. Oikean puoleinen kuva on puolestaan Takahashin vastaava. Laserilla tapahtuvan stimulaation (2 eV) vaikutuksesta metastabiili tila purkautuu hajoamisvakion  $\tau$  aikana ja 3 eV:n luminesenssisignaali voidaan havaita. [24][26]

### 3.4.3. Stimulaatio ja emissio

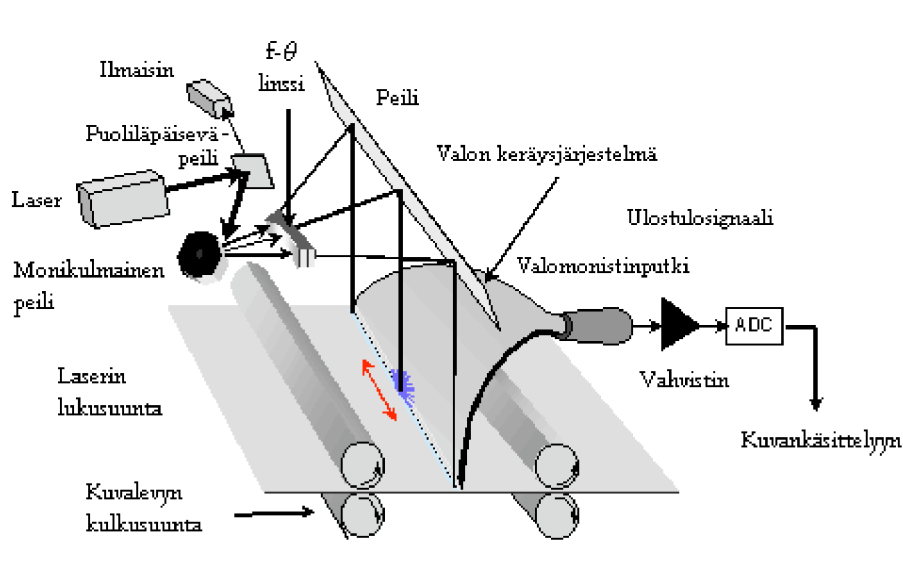
Kiteessä olevan fosforin muodostaman keskuksen (ns. F-keskus) sitomien elektronien määrä on tietyllä alueella suoraan verrannollinen kiteeseen osuvien röntgenkvanttien määrään. Virittyneen  $\text{Eu}^{3+}$ :n stimulointi vähintään 2 eV:n fotonilla aiheuttaa varastoituneen elektroni-aukko parin vapautumisen. Stimulointiin tarvittava valo saadaan helpoiten aikaiseksi pieneen pisteeseen fokusoidusta HeNe-laserista, jonka aallonpituus on 632,8 nm tai diodilaserista, jonka aallonpituus on 633 nm.  $\text{Eu}^{3+}$  viritystilan purkautuessa vapautuu noin 3 eV fotoni. Kuvassa 3.10 on energiaspektrit stimulaatiolle ja emissiolle, kun materiaaleina ovat  $\text{BaFBr:Eu}^{2+}$  ja  $\text{BaFBr}_{0.85}\text{I}_{0.15}:\text{Eu}^{2+}$ . [24]



Kuva 3.10. Stimulaatio- ja emissiospektrit eri materiaaleille ( $BaFBr:Eu^{2+}$  ja  $BaFBr_{0.85}I_{0.15}:Eu^{2+}$ ). [24]

### 3.4.4. Kuvalevyn pyyhkäisy

Laserilla tuotettu valonsäde ohjataan ja fokusoidaan peilien ja optisten komponenttien avulla kuvalevyille. Aluksi lasersäteestä osa ohjataan puoliläpäisevän peilin avulla ilmaisimelle, jolla tarkkaillaan laserin tuottaman valon intensiteettiä. Tämän jälkeen lasersäde heijastuu pyörivästä monikulmaisesta peilistä tai tasaisella taajuudella heiluvasta tasopeilistä ja kulkee sulki- ja linssijärjestelmien kautta, joiden avulla saadaan tasaisesti liikkuva säde stimulointia varten. Säteellä on gaussinen profiili x- ja y-suunnassa ja sen halkaisija on yleisimmissä lukijoissa noin 100  $\mu\text{m}$  [24]. Yksinkertaistettu toimintaperiaate on esitetty kuvassa 3.11.



Kuva 3.11. Lukijan toimintaperiaate yksinkertaistettuna. [24]

Pyyhkäisy nopeus säädetään materiaalista riippuvan aikavakion mukaan. Aikavakio kertoo ajan, jonka kuluessa luminesenssi tapahtuu stimulaation jälkeen.  $BaFBr:Eu^{2+}$ :lle tämä aikavakio on noin  $0,8 \mu s$ . Laserin tehoa lisäämällä tapahtuu enemmän luminesenssia, mutta toisaalta paikkaerotuskyky kärsii, sillä lasersäde pääsee syvemmälle materiaaliin, jolloin se siroaa materiaalissa ja fokuointi heikkenee. Kuvanlukija säättää pyyhkäisy nopeuden sopivaksi kullekin kuvalevyn koolle. Sekä laserin pyyhkäisy nopeus että kuvalevyn liikkumisnopeus lukijan läpi täytyy olla tarkasti kohdallaan, jotta lasersäde lukisi täsmälleen tasavälein levyn pintaa. Osa viritystiloista jää purkautumatta pyyhkäisystä huolimatta. Kuvan poistaminen kuvalevyiltä eli erasointi tapahtuu lukemisen jälkeen suuritehoisen valon, esimerkiksi natriumlampun, avulla. [24]

Kuvassa 3.12 on kuvanlukija ja erikokoisia kasetteja. Keski-Suomen keskussairaalan röntgenosastolla käytettävien kasettien koot ovat  $18 \times 24 \text{ cm}$ ,  $24 \times 30 \text{ cm}$  ja  $35 \times 43 \text{ cm}$ . Kahta ensin mainittua kokoa käytetään mammografiassa.

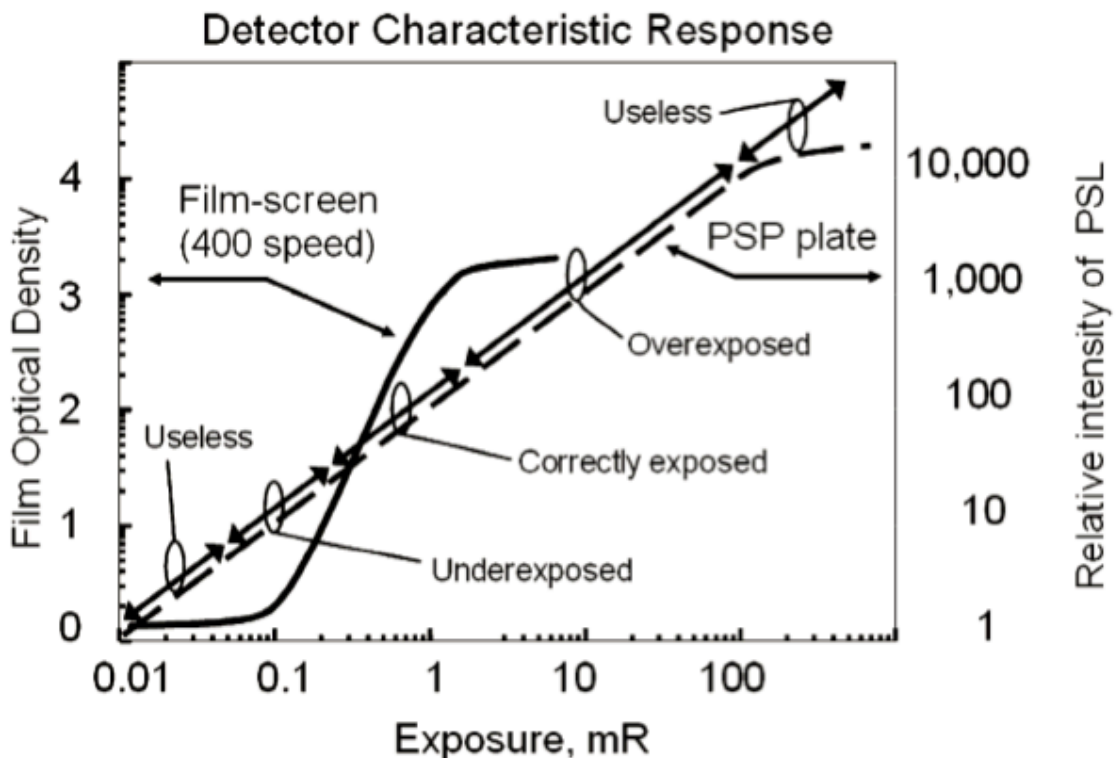


*Kuva 3.12. Kuvanlukija ja kasetteja Keski-Suomen Keskussairaalaassa.*

### **3.4.5. Signaalin havaitseminen**

Valolla stimuloitu luminesenssisignaali emittoituu kuvalevytä kaikkiin suuntiin. Optisen

keräysjärjestelmän avulla osa emittoituneesta valosta ohjataan valomonistinputken katodille. Katodin herkkyys on valittu sopivaksi juuri noin 400 nm aallonpituudelle, jota luminesenssissa emittoituu. Valon intensiteettimuutokset riippuvat lineaarisesti röntgensäteilyn määrästä sen vaihdeltaessa neljän kertaluvun verran. Valomonistimen vahvistin onkin useissa laitteissa säädetty vahvistamaan parhaiten signaaleita, jotka ovat syntyneet 0,01-100 mR suuruisista annoksista. Kuvassa 3.13 on verrattu tavallisen filmin mustumaa ja kuvalevyllä luetun signaalin intensiteettiä eri valotusarvoilla. Filmin mustuma määritellään mitattujen intensiteettien suhteen logaritmina siten, että läpäisemättömän valon intensiteetti jaetaan filmin läpäisseen valon intensiteetillä ja tästä osamäärästä otetaan logaritmi. Esimerkiksi jos käytetään valoa, jonka intensiteetti on 100 ja filmin läpäisyn jälkeen valon intensiteetti on vain 10, saadaan filmin mustumaksi  $\log(100/10) = 1$ .



Kuva 3.13 Filmin mustuma ja kuvalevyn intensiteetti eri valotusarvoilla. [24]

Filmillä kuvattaessa valotuksen tulisi osua lineaariselle osalle. Ali- ja ylivalotukset ovat siis yleisiä. Kuvalevyllä lineaarinen alue on suurempi, joten kuva voidaan usein muodostaa suurienkin yli- tai alivalotusten tapahduttua.

Kuvan muodostamista varten valomonistinputken vahvistama signaali täytyy muuttaa digitaaliseen muotoon, mitä varten tarvitaan tieto pienimmästä ja suurimmasta havaitusta signaalista. Digitoinnissa muuttuvalle analogiselle signaalille annetaan sopiva numeroarvo. Tietyltä alueelta havaitusta analogisesta signaalista määritetään amplitudin keskiarvo, jota

vastaava digitaalinen kokonaislukuarvo kuvaa kyseisen alueen tummuutta röntgenkuvassa. Arvo määräytyy havaitun signaalin, mahdollisten kokonaislukujen määrän sekä koko levytä havaitun suurimman ja pienimmän havaitun signaalin avulla. Analogi-digitaalimuunnin (ADC) muuntaa valomonistinputken signaaleita digitaalisiksi noin 2000 kertaa aina kun laser kulkee kuvalevyn poikki. Näistä arvoista määräytyy kuvan muodostamien pikselien määrä levyn poikittaissuunnassa. Pikselit ovat neliön muotoisia ja kooltaan yleensä 100-200  $\mu\text{m}$ . Mammografiaan tarkoitetuissa kuvalevyissä pikselien koot voivat olla 50  $\mu\text{m}$ . Digitointi ei pelkästään riitä kuvan muodostamiseen, vaan tuloksista muodostettua digitaalisten arvojen matriisia täytyy ensin analysoida ja sitten muokata, jotta kuva saataisiin mahdollisimman hyvin vastaamaan filmiä. Eri laitevalmistajilla on käytössä omat menetelmänsä digitaalisen tiedon analysointiin ja käsittelyyn. [24]

### **3.4.6. Digitaalisen röntgenkuvan parametrit ja käsittely**

Digitaalisessa röntgenkuvassa kuvan dynamiikka on suurempi kuin filmille kuvattaessa, joten on oleellista tietää, mikä osa kuvasignaalista on peräisin mielenkiintoalueelta, mikä suoraa levyllä osuneesta säteilystä ja mikä osa on kaihtimista sironnutta säteilyä. Histogrammianalyysin avulla useat laitteistot voivat tunnistaa ja luokitella pikseliarvoja, jotka vastaavat luuta, pehmytkudosta, ihoa, varjoainetta tai vaimenemattomia röntgensäteitä. Kun nämä alueet erotellaan, voidaan haluttujen alueiden kontrastia parantaa, jotta diagnoosin kannalta oleellinen tieto saadaan esitettyä parhaimmalla mahdollisella tavalla, eikä monitorien dynamiikkaa käytetä epäoleellisen informaation toistamiseen. Histogrammi muodostetaan siten, että vaaka-akselilla esitetään pikseliarvo ja pystyakselilla kyseisen pikseliarvon esiintymismäärä kuvassa. Histogrammianalyysin jälkeen kuvaa voidaan käsitellä siten, että kuva saadaan normalisoitua vastaamaan standardiolosuhteita. [24]

Koska säteilyn vaimenemisen ero eri kudoksilla on vain vähäinen ja koska kuvalevyn valotusvara on suuri, käsittelemättömässä digitaalisessa röntgenkuvassa kontrasti on pieni. Anatomisten kohteiden erottelun helpottamiseksi laitevalmistajat ovat kehittäneet kontrastin käsittelyohjelmistoja. Näiden ohjelmien tarkoituksena on säätää kuvat näyttämään mahdollisimman lähelle perinteistä filmikuvaa tai muuten korostaa haluttuja piirteitä kuvassa. Tapahtumaa kutsutaan gradaatioksi, sävyjen skaalaukseksi tai kontrastinparannukseksi eri laitevalmistajien toimesta. [24]

Yksinkertaisin tapa matkia filmin kontrastia on käyttää ns. LUT (Look Up Table)



korjausta. Siinä kukin pikseliarvo muutetaan vastaamaan LUT-taulukon mukaisia arvoja, jotta kuvan kontrasti saadaan vastaamaan filmin kontrastia. Huono kuvanlaatu selittyy usein vääränlaisella korjauksella tai kuvankäsittelyllä, vaikka alkuperäinen käsittelemätön kuva olisi moitteeton. [24]

Toinen vaihtoehto kontrastin käsittelylle on muokata ja yhdistää suodatettujen kuvien informaatiosta paranneltu versio alkuperäisestä kuvasta. Näiden kehittyneempien kuvankäsittelyalgoritmien avulla voidaan vähentää kuvan dynamiikkaa ja parantaa kontrastia [27][28]. Koska kuvadataa käsitellään ennen tallentamista ja kuvan lopullista esittämistä, ei käsitellyn kuvan pikseliarvojen ja annoksen välisestä yhteydestä voida päätellä mitään. Tämän vuoksi alkuperäinen käsittelemätön kuvadata on oltava saatavilla annoksen määrittämistä varten.

Koska kuvalevyjen valotusvara on suuri ja käyttäjä ei kuvan laadusta välttämättä huomaa suurtakaan ylivalotusta, on järjestelmiin kehitetty erilaisia annostasosta kertovia indikaattoreita. Fujin järjestelmissä käytetään S-arvoa (Sensitivity), joka on kääntäen verrannollinen kuvalevyille absorboituneeseen annokseen.

$$S \cong \frac{200}{Annos[mR]} \quad (3.18)$$

Arvo on kalibroitu näyttämään oikein suodattamattomalla 80 kV:n putkijännitteellä tuotetulle röntgensäteilylle kun käytössä on normaaliresoluutin kuvalevyt.

Agfan järjestelmissä käytetään IgM -arvoa, jolla on suora yhteys kuvalevyn keskimääräiseen pikseliarvoon eli SAL-arvoon (Scan Average Level). Mikäli kuvalevy valotetaan 2,2 mR:n annoksella, kun säteily on tuotetu 75 kV:n putkijännitteellä ja säteilyä on suodatettu 1,5 mm kuparilla, tulee SAL arvoksi 1800 kuvalevyn nopeusluokan ollessa 200. Nopeusluokan 200 kuvalevyille pätee

$$SAL_{200} = 1214 \cdot Annos[mR] \quad (3.19)$$

SAL riippuu kuvalevyn nopeusluokasta S kaavan 3.20 mukaan.

$$SAL(S) = SAL_{200} \cdot (S/200)^{0.5} \quad (3.20)$$

Pikseliarvon eli SAL-arvon ja IgM-arvon välinen vastaavuus on esitetty kaavassa 3.21.

$$\lg M = 3,2768 - \log\left[\left(4095/SAL\right)^2\right] \quad (3.21)$$

Kaavojen 3.19-3.21 avulla voidaan laskea suora vastaavuus absorboituneen annoksen ja

IgM-arvon välille (kaava 3.22). [24]

$$Annos[mR] = \left[ (2276/S) \cdot 10^{(IgM - 3,2768)} \right] \quad (3.22)$$

Edellä mainitut kohdat tuovat tukea sille, että kuvainformaatiosta saadaan pikseliarvojen avulla laskettua jonkinlaisia vastine annokselle. Täytyy kuitenkin muistaa, että Fujin S-arvo samoin kuin Agfan IgM arvo kertoo koko kuvalevyllä osuneesta säteilystä, eikä niitä voi suoraa soveltaa pinta-annoksen laskemiseen.

## 4. Menetelmät

### 4.1. Mittalaitteet

Säteilyn mittaamiseen käytettiin Keski-Suomen keskussairaalalla Unforsin Mult-O-Meter 309 (S/N123861) mammografian annosten mittaamiseen tarkoitettua puolijohdeilmaisinta. Mittarin energiariippuvuus on valmistajan mukaan 25-30 kV:n alueella  $\pm 5\%$ .

Käytössä oli Agfan MM 2.0 Mammo -mammografiaan tarkoitettua kuvalevyä ja niiden lukemiseen soveltuva kuvanlukija. Varsinaisena mammografialaitteena käytettiin Siemens Mammomat 3000 laitteistoa.

Kuopion yliopistollisessa sairaalassa käytetty mittari oli Unfors Xi, jossa on mammografiaan tarkoitettu puolijohdeilmaisin. Mittarin aktiivinen piste on käyttöohjeen mukaan n. 7 mm ilmaisimen etupinnan alla. Käytetty Mammografialaite oli PlanMed Sophie ja mammografiaan tarkoitettua kuvalevyä olivat Fujin HR-BD –kuvalevyjä, jotka luettiin Fujin FCR Profect CS –lukijalla.

Taulukko 4.1 Unfors Xi –mittarin tietoja. [29]

Virtalähde	Ladattava NiMH 9V
Käyttöaika akulla	10-20 h (riippuen käytetystä ilmaisimesta ja Bluetooth-yhteydestä)
Laitteen koko	(Kork. x Lev. x Pit.) 28 x 74 x 142 mm
Ilmaisimen koko	(Kork. x Lev. x Pit.) 12 x 22 x 117 mm
Laitteen paino	250 g
Ilmaisimen paino	50 g
<b>kVp</b>	

Mittausalue	MAM (auto) Mo/Mo 20 - 40 kVp/kV
Mittausalue	MAM (auto) Mo/Rh, W/Rh, W/Al 22 - 40 kVp/kV
Epävarmuus	(Uncertainty) 2 %
Herkkyys MAM	10 mA at 28 kV, 65 cm
<b>Annos</b>	
Mittausalue (auto)	10 nGy - 9999 Gy
Epävarmuus MAM	5 % (22 - 40 kVp and for HVL up to 2.5mm Al added filtration, Active Compensation)
<b>Annosnopeus</b>	
Mittausalue MAM (auto)	10 µGy/s - 100 mGy/s
<b>Valotusaika</b>	
Mittausalue (auto)	1ms - 999 s
Epävarmuus	0.5 % tai 0.2 ms
<b>HVL</b>	
Mittausalue MAM	0.2 - 1.2 mm Al depending on beam quality
Epävarmuus MAM	5% (for up to 2.5 mm Al added filtration to each beam quality)
Beam qualities MAM	Mo/Mo, Mo/Al, Mo/Rh, Rh/Rh, Rh/Al, W/Rh, W/Al and W/Ag
<b>mA/mAs</b>	
Mittausalue mA (auto)	0.2 - 2000 mA
Mittausalue mAs	0.05 - 9999 mAs
Epävarmuus mA	1 % or ±0.02 mA
Epävarmuus mAs	1 % or ±0.02 mAs
Toistettavuus	< 0.5 %

Taulukko 4.2. Unfors Mult-O-Meter 309 mittarin tietoja. [30]

Mittausalue	100 $\mu$ Gy – 9999 Gy		
Energiariippuvuus	$\pm 5$ %, 25 – 30 kV putkijännitteellä		
<b>Mittaustuloksia kalibrointitodistuksesta:</b>			
<b>Putkijännite [kV]</b>	<b>Vertailuannos [<math>\mu</math>Gy]</b>	<b>Mitattu annos [<math>\mu</math>Gy]</b>	<b>Virhe [%]</b>
25	1749	1652	-5,6
28	2561	2562	0,0
35	4743	5187	9,4

## 4.2. Mittausjärjestelyt

Mittaukset suoritettiin mammografiakuvauslaitteilla siten, että ensin varmistettiin laitteiden toistettavuus: Mittarin aktiivisen alueen keskikohta asetettiin kuvauskentän keskelle 6 cm kentän etureunasta ja mitattiin annosmittarin lukema viidelle toistetulle mittaukselle. Mittausten välissä kuvausarvoja poikkeutettiin alkuperäisestä.

Koska mammografialaitteiden ja mittareiden toistettavuuden erot olivat Keski-Suomen keskussairaalassa suurimmillaan 0,2 % keskiarvosta ja Kuopion yliopistollisessa sairaalassa (jatkossa KYS) 0,4 % keskiarvosta, oli laitteiden toistettavuus riittävä, jotta mittauksiin voitiin ryhtyä.

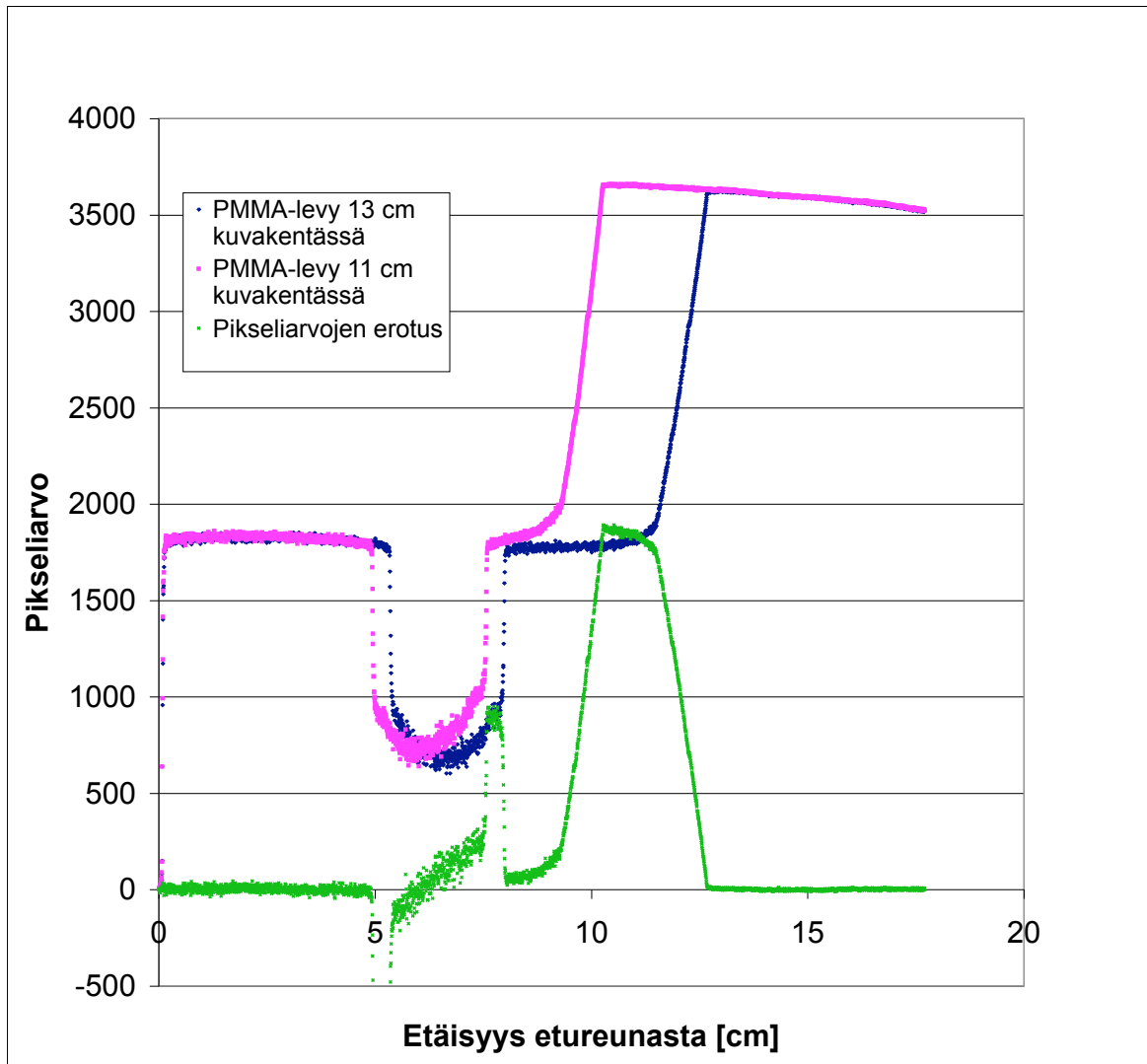
Myös annosmittarin asettelun toistettavuutta testattiin siten, että jokaisen valotuksen välissä mittari otettiin pois ja asetettiin mittanauhan avulla takaisin paikalleen. Näin saatiin viiden mittauksen maksimipoikkeamaksi keskiarvosta 0,5 %. Asettelun testaus tehtiin vain KYS:ssä.

## 4.3. Mittaukset Keski-Suomen keskussairaalassa

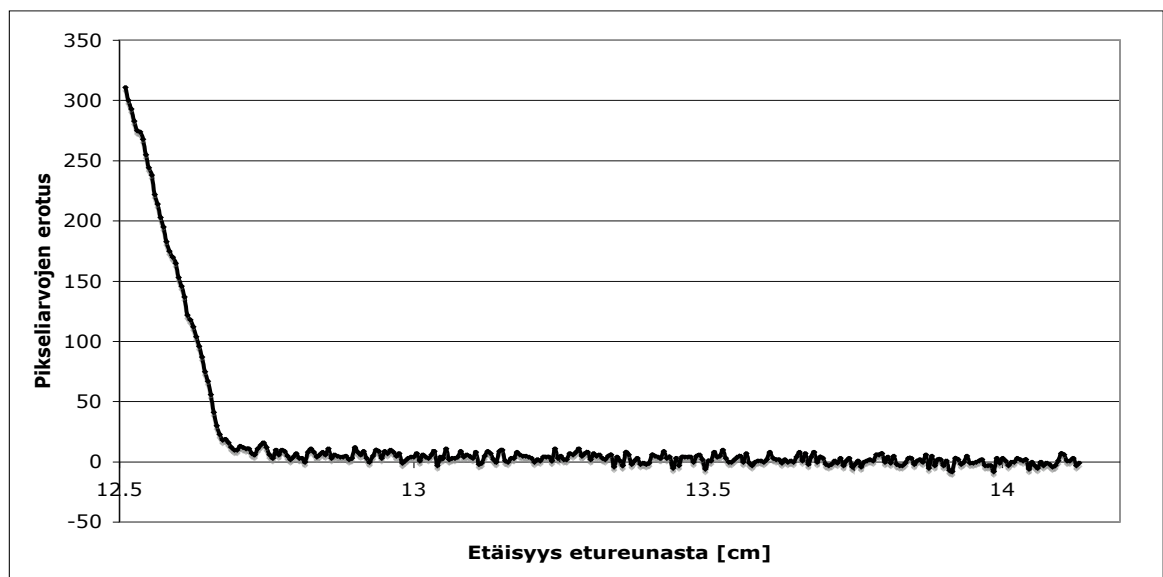
Mittaukset tehtiin vuonna 2006. Varsinaisissa mittauksissa lähdettiin etsimään kuvalevyille tulevan säteilymäärän ja kuvasta mitattavan pikseliarvon välistä vastaavuutta. Kuvalevyille tulevan säteilyn määrää mitattiin annosmittarilla kuvaustason päältä siten, että röntgeputken ja mittarin välissä oli 3,2 cm korkeudella kuvatasosta olevia PMMA-levyjä (polymetyylimetakrylaatti eli akryyli) ja rinnan kompressioon tarkoitettu muovilevy. Annoslukema mitattiin käyttämällä molybdeenianodi ja molybdeenisuodatus kombinaatiota sekä tiettyjä putkijännitteen ja sähkömäärän arvoja. Tämän jälkeen mittari otettiin pois kuvakentästä ja varsinainen kuvalevy valotettiin käyttämällä samoja

kuvausparametrejä. Kuvalevyt tyhjennettiin eli erasoitiin ennen mittauksia ja ne luettiin kuvalukijalla heti valottamisen jälkeen. Tämä toistettiin Keski-Suomen keskussairaalassa yhdellä ja kahdella 21 mm paksulla PMMA-levyllä ja sähkömäärää vaihdeltiin 20-200 mAs välillä. Kaikissa valotuksissa käytettiin suurta fokuksen kokoa. Mittauksissa pidettiin röntgenputken jännite vakiona ja sähkömäärää muutettiin. Eri kuvausparametreilla otetuista kuvista mitattiin SAL- eli keskimääräinen pikseliarvo (Scan Average Level) ja pleksien alta mitattu annos 6 cm kuvan etureunasta keskeltä kuvakenttää.

Koska sironna vaikuttaa mittaustuloksiin, ei PMMA-levyjen kanssa tehtyä mittausta voida verrata suoraa ilman vaimentavaa levyä tehtyyn mittaukseen. Tästä on esimerkkinä kuva 4.1, jossa KYS:ssa tehdyistä mittauksista näkyy sironnan vaikutus tuloksiin. Kuvaan on yhdistetty kaksi eri profiilia keskeltä kuvakenttää, joista molemmat on saatu kuvaamalla 1,9 cm:n paksua PMMA-levyä, jonka päällä on Unfors Xi mittari. Toinen PMMA-levy on aseteltu siten, että levy näkyy n. 13 cm kuvakentässä ja toinen on n. 11 cm kuvakentässä. Kuvaan on piirretty myös näiden kahden profiilin erotus, josta on tarkempi suurennos kuvassa 4.2.



Kuva 4.1. Kahden eri tavoin asetetun PMMA-levyn profiilit ja niiden erotus.



Kuva 4.2. Profiilien pikseliarvojen erotus etäisyyden funktiona.

Kuvasta nähdään, että pikseliarvojen erotus ei mene välittömästi noltaan, vaikka PMMA-levyn reuna loppuu. Tämä johtuu siitä, että kauempana kentässä olleesta PMMA-levystä siroaa säteilyä, joka lisää kuvalevyn pikseliarvoja. Jos otetaan molemmista profiileista 30:n pikseliarvon keskiarvot 12,8 cm kuvan etureunasta, tulee näiden keskiarvojen erotukseksi 7. Mikäli sama keskiarvoistus tehdään kohdassa 13,8 cm, tulee keskiarvojen erotukseksi 1. Sironna siis vaikuttaa tulokseen, jos pikseliarvojen mittausta tehdään läheltä sirottavaa kohdetta, mutta jo 1 cm kauempana sironna ei juurikaan vaikuta pikseliarvoihin.

#### **4.4. Mittaukset Kuopion yliopistollisessa sairaalassa**

Mittauksia suoritettiin KYS:ssä vuosina 2007 ja 2008 sekä ilman PMMA-levyjä, että PMMA-levyjen kanssa. Näin voidaan paremmin tutkia annoksen määrittämistä normaalissa kuvaustilanteessa, jossa osa kuvalevystä valottuu suoraan röntgenputkelta tulleella säteilyllä kuvalevyn takaosassa ja vain osassa kohtaa kuvaa on vaimentavaa kudosta.

Ilman PMMA-levyjä tehdyt mittaukset suoritettiin käyttämällä isoa fokusta ja 30  $\mu$ m molybdeeni- ja 0,5 mm alumiinisuoatusta. Putkijännite oli 26, 28 ja 30 kV ja sähkömäärää vaihdeltiin välillä 10-160 mAs. Annokset mitattiin Unfors Xi mittarilla, jonka mammografiaan tarkoitetun mittakammion keskikohta oli asetettu kuvakentän keskellä 6 cm päähän kentän etureunasta kuvan 4.3 mukaisesti. Mittari poistettiin kentästä ja samoilla kuvausparametreilla valotettiin kuvalevyjä, jotka erasoitiin ennen mittausten aloittamista. Luennassa käytettiin normaalia mammografiaan tarkoitettua CC DEX-luentaohjelmaa.

Mittauksia tehtiin yhden ja kahden PMMA-levyn kanssa, jolloin levyt nostettiin 1,3 cm korkeuteen kuvaustasosta, jotta mittari mahtui PMMA-levyjen alle.

Kuvista otettiin talteen ns. raakakuvat Fujin lukijalaitteelta tarkempaa pikseliarvojen tarkastelua varten. MATLAB-ohjelman avulla kuvasta luettiin 1 x 1 cm kokoisen alueen pikseliarvojen keskiarvo 6 cm kuvan etureunasta keskeltä kuvaa. Fujin levyille pikseliarvot tallentuvat  $2^{12}$  bitin tarkkuudella, eli harmaasävyt voivat saada 4096 eri arvoa.

Kun kuvadata on tallessa, voidaan kuvasta tarkastella erilaisia ominaisuuksia: esimerkiksi pikseliarvojen jakautuminen leveys- tai pituusakselilla. Jälkimmäinen on erittäin mielenkiintoinen, sillä tietämällä pikseliarvojen ja siten annoksen muutoksen kuvan syvyys suunnassa, voidaan tämän avulla arvioida, kuinka paljon annos muuttuu kuvan takareunasta keskelle siirryttäessä.



*Kuva 4.3. Mittausgeometria säteilytuottomittauksissa sekä pikseliarvoja annoksen funktiona mitattaessa. PMMA-levyt asetettiin mittarin alle testimittauksissa.*

Koska käytössä oli useita kuvauskasetteja, tehtiin kasettien välinen vertailu, jolla selvitettiin, onko eri kaseteilta luettavissa signaaleissa eroa. Viiden kasetin otoksessa erot keskiarvosta olivat alle 1,2 %, mutta joukossa oli yksi kasetti, joka antoi muita matalamman pikseliarvon. Neljältä muulta kasetilta mitatut pikseliarvot olivat 0,4 % päässä keskiarvosta, kun käytettiin samoja kuvausarvoja. Varsinaiset mittaukset tehtiin käyttäen vain kahta kuvalevyä.

Lisäksi sironnan vaikutusta arvioitiin ottamalla kuva PMMA-levystä kahdessa eri kohdassa



kuvakentässä. Tarkkailemalla näiden kuvien pikseliarvojen profiilia, voidaan arvioida, kuinka paljon sironnut säteily muuttaa pikseliarvoja PMMA-levyn reunan läheisyydessä (ks. kuvat 4.1 ja 4.2).

Koska tarkoituksena on määrittää annos digitaalisesta kuvainformaatiosta, on tärkeää verrata sitä nykyisesti hyväksytyyn annoksen määrittämiseen, eli käyttämällä röntgenputken säteilytuottoa ja kuvauksessa käytettyjä parametrejä (kV, mAs, suodatus, fokus ja rinnan paksuus). Tätä varten mitattiin röntgenputken säteilytuotto 22 – 32 kV:n jännitteillä ja 10 mAs sähkömäärällä. Iso fokus ja lisäsuodatus (30 µm molybdeenä ja 0,5 mm alumiinia) oli käytössä. Kuvausetäisyys eli fokuksen ja kammion aktiivisen pisteen välinen etäisyys oli 63,4 cm. Annos voidaan laskea säteilytuotosta (kaava 3.14).

$ESD = BSF \cdot Y_{100}(U) \cdot Q \cdot (100\text{cm} / FSD)^2$ , missä  $U$  on röntgenputken jännite (kV),  $Q=It$  putkivirran ja kuvausajan tulos (mAs) ja FSD on röntgenputken fokuksen ja potilaan ihon välinen etäisyys (cm). Putken säteilytuotolla  $Y_{100}(U)$  tarkoitetaan tässä kyseiselle röntgenputkelle ja suodatukselle säteilykeilan keskellä yhden metrin fokusetäisyydellä mitattua ilmakermaa yhden mAs:n varausta kohden (mGy/mAs), kun putkijännite on  $U$  [10]. Koska 100 cm kuvausetäisyys ei mammografiassa ole mahdollista, voidaan säteilytuotossa referenssietäisyyden arvona käyttää fokuksen ja aktiivisen mittapisteen välistä etäisyyttä 63,4 cm.

Annostuoton avulla määritettiin pinta-annokset 21:lle diagnostiselle kuvaukselle ja arvoja verrattiin kuvadatasta laskettuihin arvoihin. Koska diagnostiset kuvaukset tehtiin eri putkijännitteen arvoilla, täytyi pikseliarvon ja annoksen välistä vastaavuutta arvioida eri putkijännitteen arvoilla. Tätä varten tehtiin erillinen energiariippuvuusmittaus, jonka tarkoituksena oli selvittää kuvalevyjen pikseliarvon ja annoksen suhdetta eri putkijännitteillä.

## 5. Tulokset ja niiden tarkastelu

### 5.1. Tulokset Keski-Suomen keskussairaalassa

Toistettavuusmittauksen tulokset Keski-Suomen keskussairaalassa on taulukossa 5.1. Kuvausarvoina oli 28 kV ja 50 mAs, iso fokus ja molybdeenianodi sekä molybdeenisuodatus.

Taulukko 5.1. Annoksen toistettavuusmittaus (28 kV, 50 mAs).

	<b>Annos [mGy]</b>	<b>Ero keskiarvosta [%]</b>
Mittaus 1.	4,706	-0.0127
Mittaus 2.	4,709	0.0510
Mittaus 3.	4,707	0.0085
Mittaus 4.	4,706	-0.0127
Mittaus 5.	4,705	-0.0340
<b>Keskiarvo</b>	<b>4,7066</b>	
<b>Vaihtelukerroin<sup>1</sup></b>	<b>0,03 %</b>	

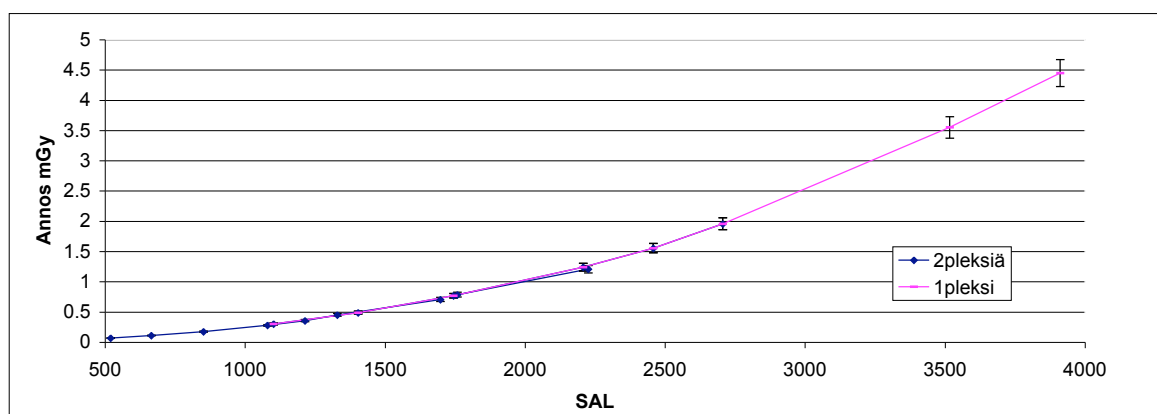
<sup>1</sup>Vaihtelukerroin (suhteellinen keskihajonta) on keskihajonta jaettuna mittaustulosten keskiarvolla [31].

Toistettavuusmittauksen tulokset on esitetty taulukossa 5.2 kun kuvausarvona käytettiin 28 kV ja 10 mAs.

Taulukko 5.2. Annoksen toistettavuusmittaus (28 kV, 10 mAs).

	<b>Annos [mGy]</b>	<b>Ero keskiarvosta [%]</b>
Mittaus 1.	0,8978	0,1987
Mittaus 2.	0,8956	-0,0469
Mittaus 3.	0,8954	-0,0692
Mittaus 4.	0,8956	-0,0469
Mittaus 5.	0,8957	-0,0357
<b>Keskiarvo</b>	<b>0,89602</b>	
<b>Vaihtelukerroin</b>	<b>0,1 %</b>	

Pikseliarvojen (SAL-arvojen) ja annoksen vastaavuutta yhden ja kahden PMMA-levyn kanssa on tarkasteltu kuvassa 5.1. Kuvaajaan on piirretty 5% annoksen virhemarginaalit.



Kuva 5.1. Annoksen ja pikseliarvon vastaavuus yhdellä ja kahdella PMMA-levyllä.

Mikäli kuvaajaan tehdään 2. asteen polynomisovitus, voidaan tuloksia interpoloida myös

mittaustulosten välissä. Microsoft Excel –taulukkolaskentaohjelmalla tehty 2. asteen polynomisovitus antaa yhden PMMA-levyn tapauksessa sovitukselle arvon

$$y = 3,73786110 \cdot 10^{-7} x^2 - 3,97787451 \cdot 10^{-4} x + 3,01107206 \cdot 10^{-1}, \quad (5.16)$$

kun  $R^2 = 0,9998$ .

Vastaavasti tehtäessä polynomisovitus kahden PMMA-levyn tapauksessa, saadaan polynomisovitukselle arvo

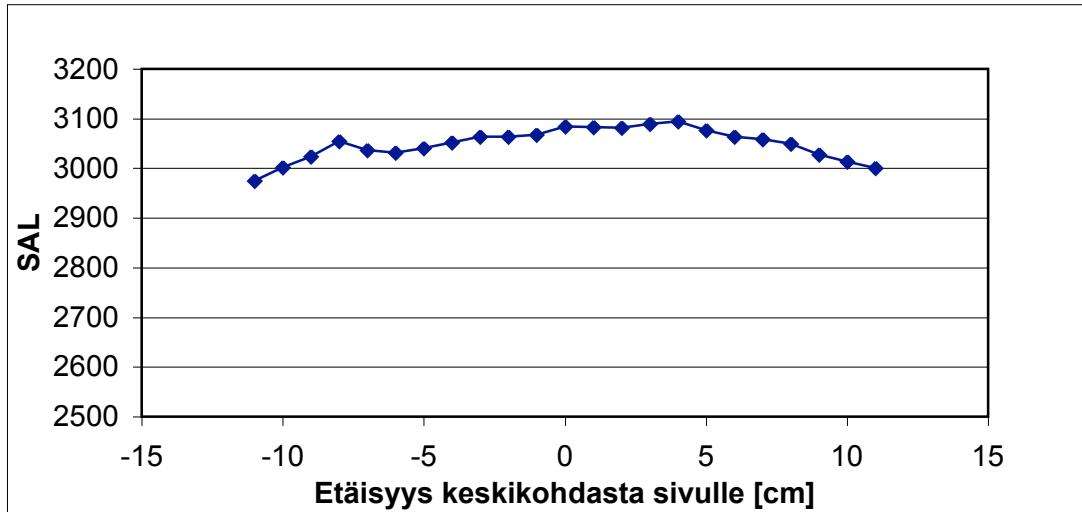
$$y = 2,98721527 \cdot 10^{-7} x^2 - 1,24332582 \cdot 10^{-4} x + 6,67687431 \cdot 10^{-2}, \quad (5.17)$$

kun  $R^2 = 0,9984$ .

Numeroita on otettu riittävästi mukaan, sillä eksponenttien vaihdellessa -7 ja -1 välillä, aiheutuu pyöristämisestä suuri virhe lopputulokseen.

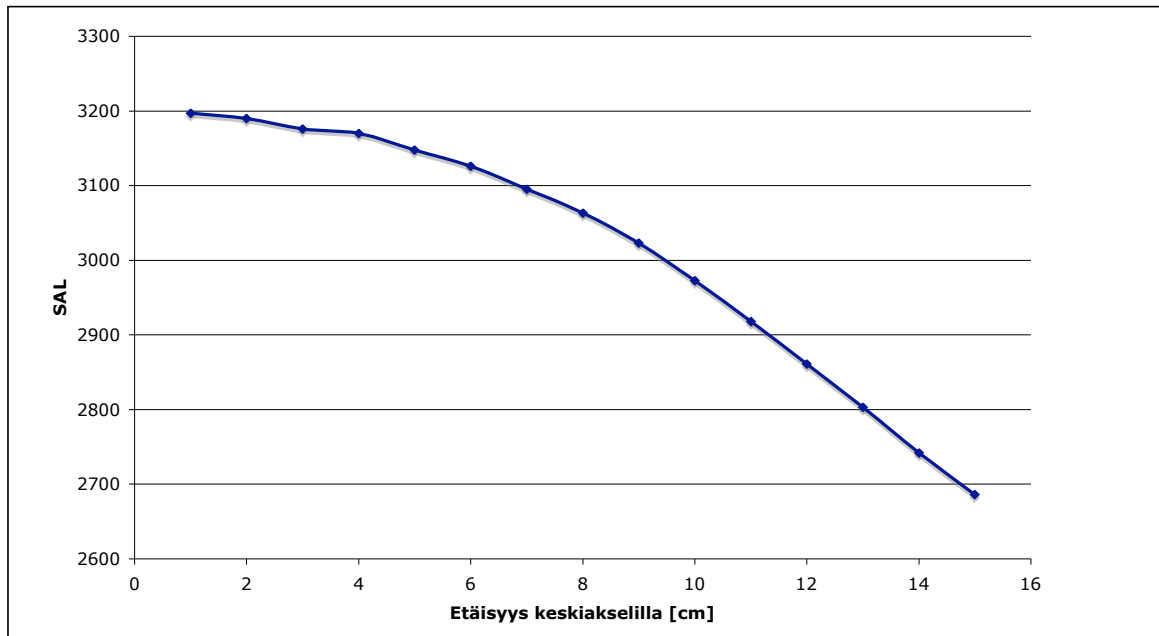
Pikseliarvomittauksissa ongelmalliseksi muodostui kuvan saturoituminen: Mikäli kuvakentässä ei ollut vaimentavaa PMMA-levyä, tuli kuvalevyn maksimi SAL-arvo vastaan noin 80 mAs sähkömäärällä. Tämän tapahtuessa ei saturaation ylittäviä pikseliarvoja voida käyttää annoksen määrittämiseen. Agfan kuvalevyillä annoksen määrittäminen onnistuu vain normaalikokoisille rinnoille, jotka kuvataan käyttämällä sähkömääränä alle 80 mAs. Saturaatiota yritettiin kompensoida lisäämällä kuvaan tunnettu määrä alumiinia, mutta lisätty alumiini muutti hieman kuvalevyjen automaattista luentaa, mikä aiheutti sen, että myös muualta kuvasta mitatut SAL-arvot riippuivat siitä, onko kuvassa alumiinia vai ei. Tätä ei siis voi käyttää yhdessä diagnostisten kuvausten kanssa, sillä kuvainformaatio saattaa muuttua (ks. kappale 3.4.6 histogrammianalyysi), jos kuvaan laitetaan normaalista tiheydestä poikkeavaa ainetta.

Kuvassa 5.2 nähdään, kuinka SAL-arvot vaihtelevat liikuttaessa kuvan sivusuunnassa. Tämä johtunee röntgenputken rakenteesta ja geometriasta. Onkin tärkeää, että mittaukset tehdään aina samasta kohtaa kuvalevyä.



Kuva 5.2. SAL-arvojen muuttuminen kuvan sivusuunnassa.

Kuvaan 5.3 on piirretty SAL-arvon muuttuminen etäisyyden funktiona keskiakselilla. SAL-arvot pienenevät, sillä etäisyys röntgenputken fokuksesta kasvaa, kun etäisyys keskiakselilla kasvaa. Tämän tiedon avulla voidaan arvioida kuvan takaosasta mitattujen SAL-arvojen vastaavuuksia 6 cm etäisyydellä etureunasta.



Kuva 5.3. SAL-arvojen muuttuminen keskiakselilla.

Nämä mittaustulokset vakuuttivat jatkamaan mittauksia Kuopion yliopistollisessa sairaalassa. Uusissa mittauksissa perehdyttiin tarkemmin vaimenemattoman säteilyn ja pikseliarvojen vastaavuuteen, sekä mitattujen ja laskettujen annosten vertailemiseen.

## 5.2. Tulokset Kuopion yliopistollisessa sairaalassa

Mittaukset aloitettiin toistettavuusmittauksilla. Putkijännite oli 28 kV ja sähkömäärä 20 mAs. Käytössä oli iso fokus ja molybdeenisuodatus. Toistettavuusmittauksen tulokset on taulukossa 5.2. Käytössä oli Unforsin Xi mittari, jonka asetteluun ei koskettu mittausten välissä.

Taulukko 5.2. Toistettavuusmittaukset KYS:in mammografialaitteelle Unfors Xi mittarilla.

	<b>Annos [mGy]</b>	<b>Ero keskiarvosta [%]</b>
Mittaus 1.	2,271	0,375
Mittaus 2.	2,275	0,219
Mittaus 3.	2,285	-0,219
Mittaus 4.	2,283	-0,132
Mittaus 5.	2,286	-0,263
<b>Keskiarvo</b>	<b>2,28</b>	
<b>Vaihtelukerroin</b>	<b>0,3%</b>	

Mittarin asettelu aiheuttaa tuloksiin virhettä, joten mittarin asettelun virhettä tutkittiin toisella toistettavuusmittauksella: Mittari poistettiin kuvakentästä jokaisen mittauksen välissä ja aseteltiin uudestaan ennen seuraavaa mittausta. Tästä mittaussarjasta tulokset on esitetty taulukossa 5.3.

Taulukko 5.3. Toistettavuusmittauksen tulokset, kun mittari asetellaan uudestaan mittausten välillä.

	<b>Annos [mGy]</b>	<b>Ero keskiarvosta [%]</b>
Mittaus 1.	2,284	0,070
Mittaus 2.	2,282	0,156
Mittaus 3.	2,285	0,026
Mittaus 4.	2,295	-0,411
Mittaus 5.	2,282	0,158
<b>Keskiarvo</b>	<b>2,2856</b>	
<b>Vaihtelukerroin</b>	<b>0,2 %</b>	

Vaikka yksittäisen mittauksen ero keskiarvoon verrattuna on suurempi mittarin asettelusta johtuen, on vaihtelukerroin jopa pienempi kuin taulukossa 5.2. Huolellisesti tehty mittarin asettelu ei siis juurikaan vaikuta mittauksen toistettavuuteen.

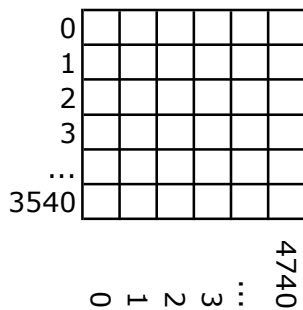
Eri kuvalevyjen tuottamia pikseliarvoja vertailtiin valottamalla viisi eri kuvalevyä samoilla kuvausparametreilla. Putkijännite oli 28 kV ja sähkömäärä 10 mAs. Käytössä oli iso fokus ja molybdeenisuodatus. Kuvista luettiin pikseliarvojen keskiarvo 20 x 20 pikselin kokoiselta alueelta, jonka keskipiste oli 167 mm kuvan etureunasta. Tätä samaa aluetta

käytettiin, kun diagnostisista kuvista luettiin pikseliarvoja. Lopullisissa mittauksissa käytettiin vain kahta kuvalevyä, joiden tuottamat pikseliarvot olivat lähellä toisiaan.

Taulukko 5.4. Kuvalevyjen toistettavuusmittaukset.

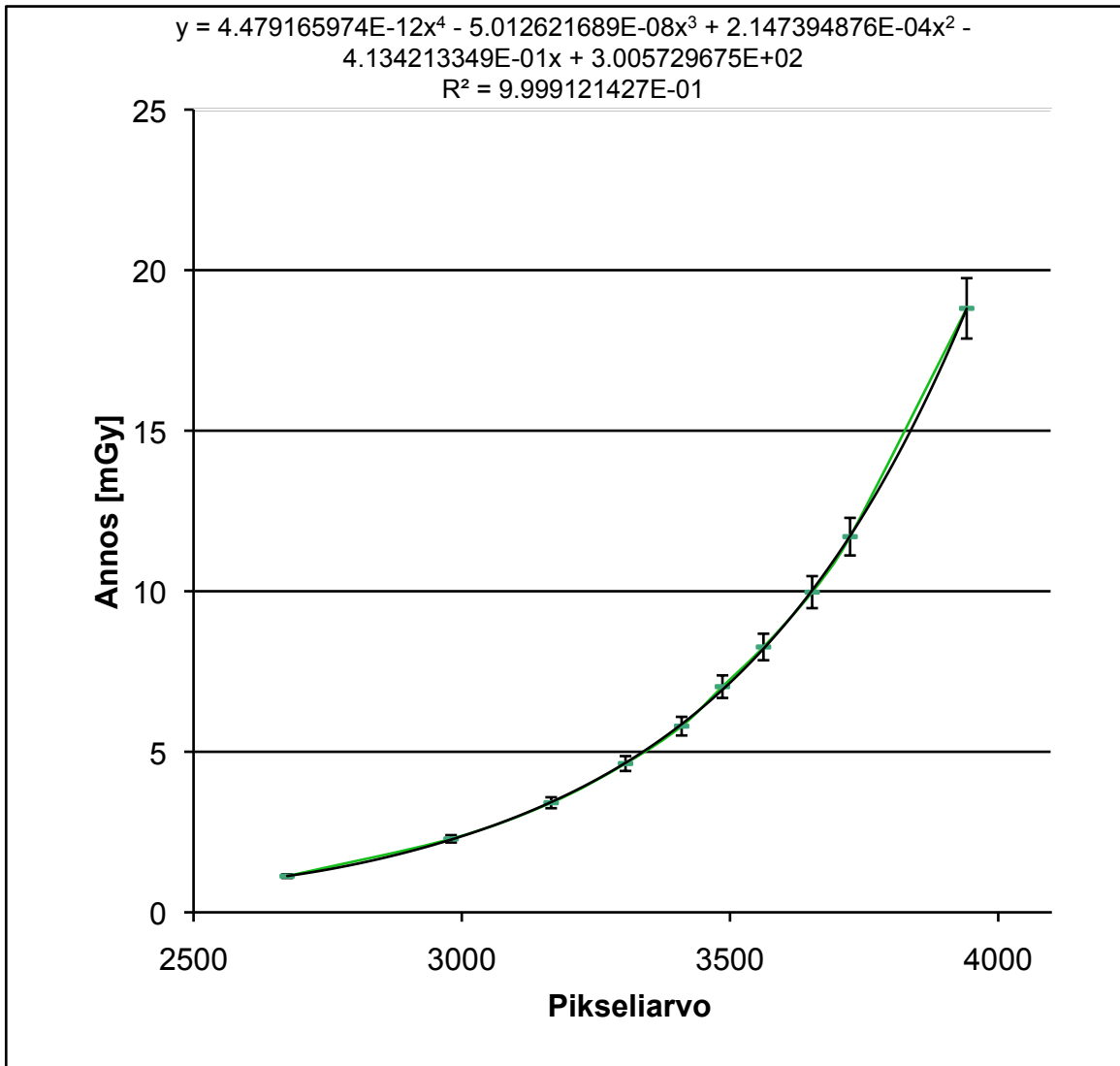
	<b>Pikseliarvo</b>	<b>Ero keskiarvosta [%]</b>
Kuvalevy 1.	2836,3	0,501
Kuvalevy 2.	2839,4	0,611
Kuvalevy 3.	2825,1	0,104
Kuvalevy 4.	2819,7	-0,087
Kuvalevy 5.	2790,3	-1,129
<b>Keskiarvo</b>	<b>2822,2</b>	
<b>Vaihtelukerroin</b>	<b>0,6 %</b>	

Annosmittaukset tehtiin 6 cm kuvakentän etureunasta keskeltä kenttää ja pikseliarvot laskettiin MATLAB-ohjelmalla 200 x 200 pikselin alueelta Fujin HR-kuvatiedostosta, jonka resoluutio on 4740 x 3540 pikseliä. Kuvassa 5.4 on havainnollistettu kuvamatriisiin muodostumista ja pikseleiden numerointia MATLAB-ohjelmistossa. Lisäksi kuvat tulivat MATLAB-ohjelmaan ladattaessa peilikuvina siten, että kuvalevyjen vasen puoli kuvautui oikealle.



Kuva 5.4. Fujin HD-kuvan pikselien numerointi.

Ilman PMMA-levyjä tehdyt pikselin ja kuvausannoksen vastaavuudet on esitetty kuvassa 5.5. Kuvaan on piirretty 5% virhepalkit annokselle. Kuvauksessa käytettiin 26, 28 ja 30 kV:n putkijännitettä ja sähkömäärää vaihdeltiin 10 ja 160 mAs:n välillä. Käytössä oli iso fokus ja molybdeenisuodatus.



Kuva 5.5. Ilman PMMA-levyjä tehdyt mittaukset 28 kV:lla. Annos esitetty pikseliarvon funktiona.

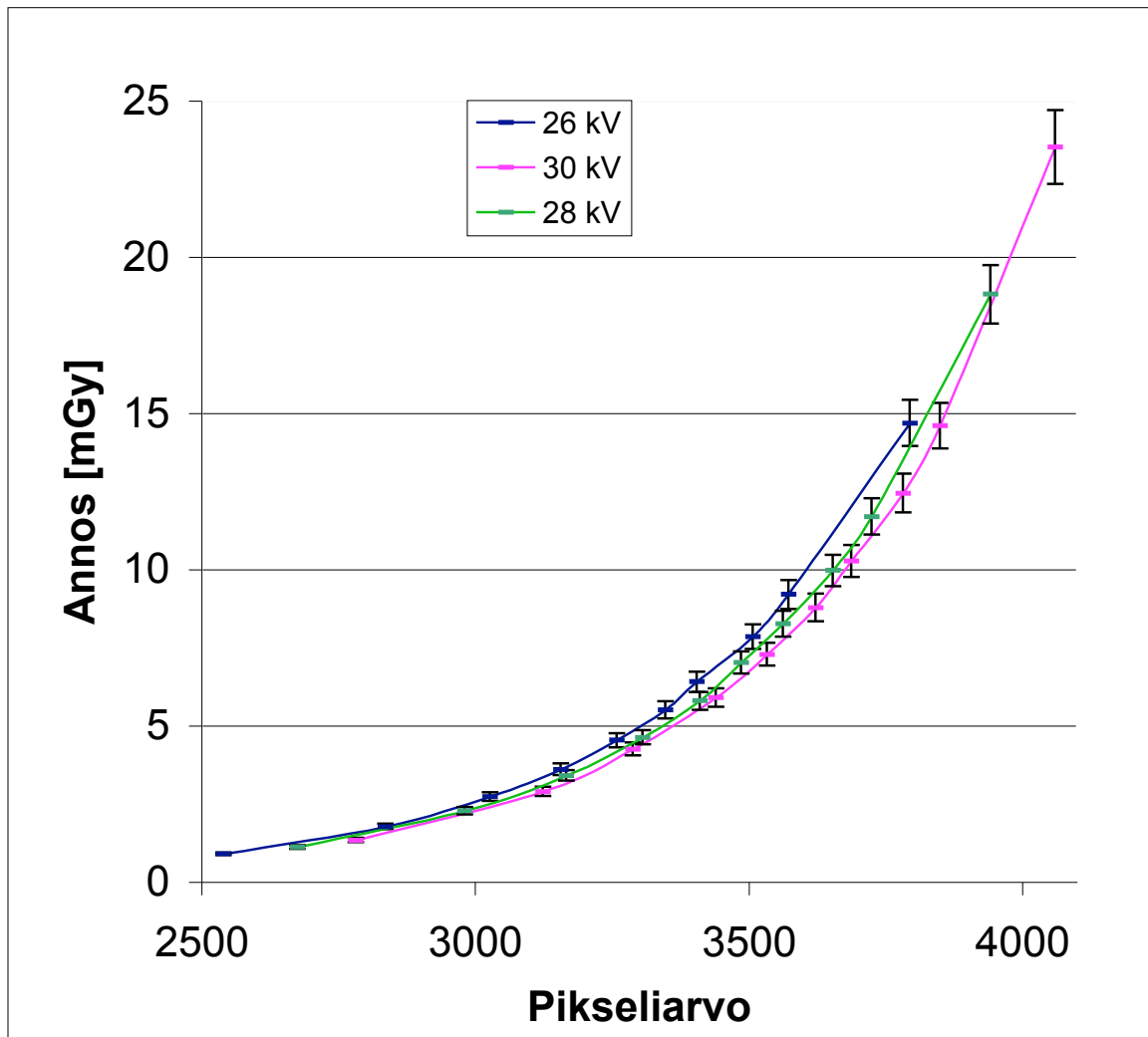
Kuvaan on piirretty katkoviivalla Microsoft Excel-ohjelmalla tehty neljännen asteen polynomisovitus, jonka yhtälö näkyy kuvan yläosassa. Kolmannen asteen polynomisovitus ei toiminut kovin hyvin, vaan se antoi jopa 3,5 % virheen matalilla sähkömäärän arvoilla.

$$y = 4,479165974 \cdot 10^{-12} x^4 - 5,012621689 \cdot 10^{-8} x^3 + 2,147394876 \cdot 10^{-4} x^2 - 4,134213349 \cdot 10^{-1} x + 3,005729675 \cdot 10^2 \quad (5.18)$$

Tästä saadaan laskettua virheen etenemislailalla osittaisderivoimalla virhe annokselle:

$$\begin{aligned} \Delta y &= \frac{\partial y}{\partial x} \Delta x \\ &= (4 \cdot 4,479165974 \cdot 10^{-12} x^3 - 3 \cdot 5,012621689 \cdot 10^{-8} x^2 + 2 \cdot 2,147394876 \cdot 10^{-4} x - 4,134213349 \cdot 10^{-1}) \cdot \Delta x \end{aligned} \quad (5.19)$$

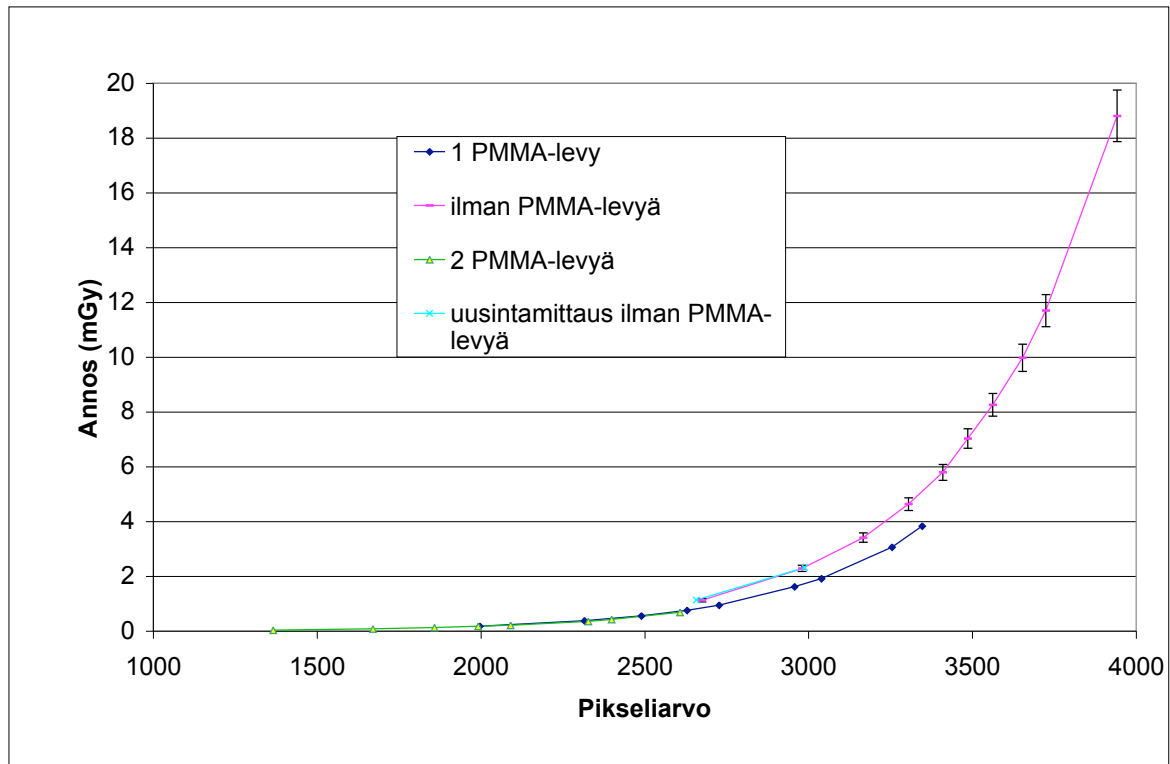
Kuvassa 5.6. on yhdistetty ilman PMMA-levyjä tehtyjen mittausten tulokset 26 kV:n, 28 kV:n ja 30 kV:n putkijännitteillä. Kuvaan on lisätty 5% virhepalkit annokselle.



Kuva 5.6. Annos pikseliarvon funktiona eri putkijännitteen arvoilla.

Kuvassa 5.7 on esitetty mittaustuloksia yhden ja kahden PMMA-levyn kanssa. Näiden mittaustulosten kanssa samaan kuvaajaan on vielä piirretty mittaustulokset ilman PMMA-levyjä. Putkijännite oli 28 kV, fokuksen koko oli suuri ja suodatuksena käytettiin molybdeenia.





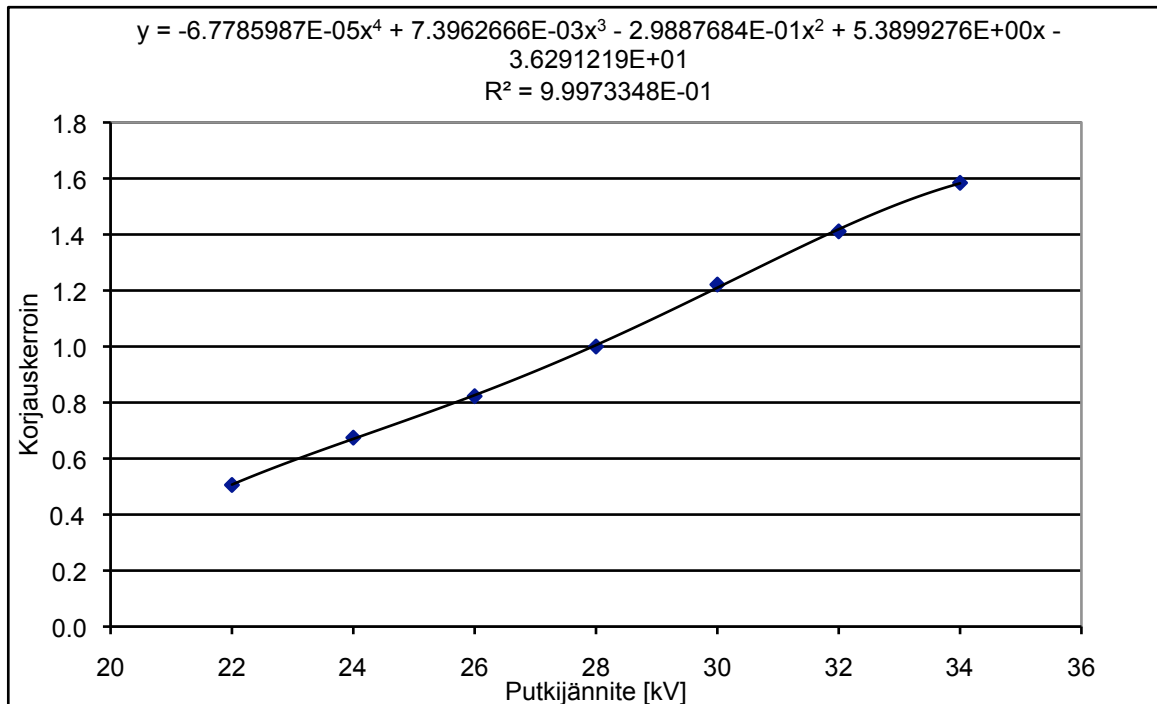
Kuva 5.7. Annos pikseliarvon funktiona 28 kV:n kuvausjännitteellä PMMA-levyjen kanssa ja ilman.

Kuvasta nähdään, että vaikka pikseliarvo kahdessa tilanteessa on sama, ei mittarin näyttämä lukema kuitenkaan ole sama. Tämä on varsin mielenkiintoinen ilmiö, sillä tästä herää kysymys: mikä onkaan todellinen annos ja mikä osa erosta johtuu kuvalevyjen energiariippuvuudesta ja mikä puolestaan mittarista. PMMA-levy sirottaa säteilyä ja vaikuttaa PMMA-levyn läpäisseen säteilyn spektriin. Tästä syystä annoksen mittaus antaa eri tuloksen, sillä se olettaa suodatuksen olevan molybdeenia.

Kuvista 5.6 ja 5.7 voidaan havaita, kuinka Unfors Xi mittarilla ja kuvalevyillä on erilainen riippuvuus energiasta. Tämä on oleellinen tieto, sillä arvioitaessa annosta kuvainformaatiosta, täytyy putkijännite olla tiedossa, jotta annoksen riippuvuus energiasta voidaan ottaa huomioon.

Energiariippuvuutta arvioitiin valottamalla kuvalevyjä eri kV:n arvoilla käyttämällä 20 mAs sähkömäärää ja molybdeenisuodatusta. Kuvista luettiin pikseliarvot 6 cm etäisyydellä kuvakentän etureunasta ja samasta pisteestä mitattiin annos Unfors Xi mittarilla. Mittaustulokset on taulukossa 5.5. Taulukkoon on myös laskettu annoksen ja pikseliarvon suhde, jota käytetään laskettaessa energiariippuvuuden korjauskerrointa. Korjauskerroin on yksinkertaisesti annoksen ja pikseliarvon suhde jaettuna 28 kV:n vastaavalla arvolla. Korjauskerrointen riippuvuus putkijännitteestä voidaan laskea

polynomisovituksen avulla. Kuvassa 5.8 on esitetty korjauskerroin putkijännitteen funktiona. Kuvassa on myös polynomisovitus korjauskertoimen laskemiseksi 22-34 kV:n putkijännitteillä.



Kuva 5.8. Korjauskerroin putkijännitteen funktiona. 28 kV:n putkijännitettä pidetään vertailukohtana.

Näin saadaan interpoloituja korjauskertoimet myös väliarvoille. Tässä täytyy muistaa, että mittarin energiariippuvuuden vuoksi mitatut annosarvot eivät ole todellisia varsinkaan korkeilla putkijännitteen arvoilla, sillä mittari on kalibroitu 28 kV:n putkijännitteellä. Kalibrointiarvoa korkeammilla putkijännitteen arvoilla mitattu annos saattaa olla jopa 10 % pienempi kuin todellinen annos [12]. Lisäksi on huomioitava, että energiariippuvuus on tehty mittaamalla pikseliarvojen ja annosten vastaavuus yhdellä sähkömäärän arvolla. Taulukossa 5.6 on vertailtu korjauskertoimien arvoja 26 ja 30 kV putkijännitteiden arvoilla ja eri sähkömäärillä käyttäen apuna kuvan 5.6 mukaisia mittaustuloksia.

Taulukko 5.5. Energiariippuvuuden arviointi eri putkijännitteen arvoilla.

<b>kV</b>	<b>Pikseliarvo luettu 6 cm etäisyydeltä etureunasta</b>	<b>Mitattu annos 6 cm etäisyydeltä etureunasta [μGy]</b>	<b>Annoksen ja pikseliarvon suhde</b>	<b>Energia-riippuvuuden korjauskerroin (suhteutettu 28kV:n)</b>
22	2461	942,2	0,38285	0,50572
23				0,59234 <sup>1</sup>
24	2690,1	1374	0,51076	0,67468
25				0,74671 <sup>1</sup>
26	2843,6	1771	0,62280	0,82268
27				0,91207 <sup>1</sup>
28	2990,6	2264	0,75704	1,0000
29				1,10506 <sup>1</sup>
30	3126,8	2891	0,92459	1,22132
31				1,31629 <sup>1</sup>
32	3228,5	3449	1,06830	1,41115
33				1,51032 <sup>1</sup>
34	3308,9	3969	1,19949	1,58445

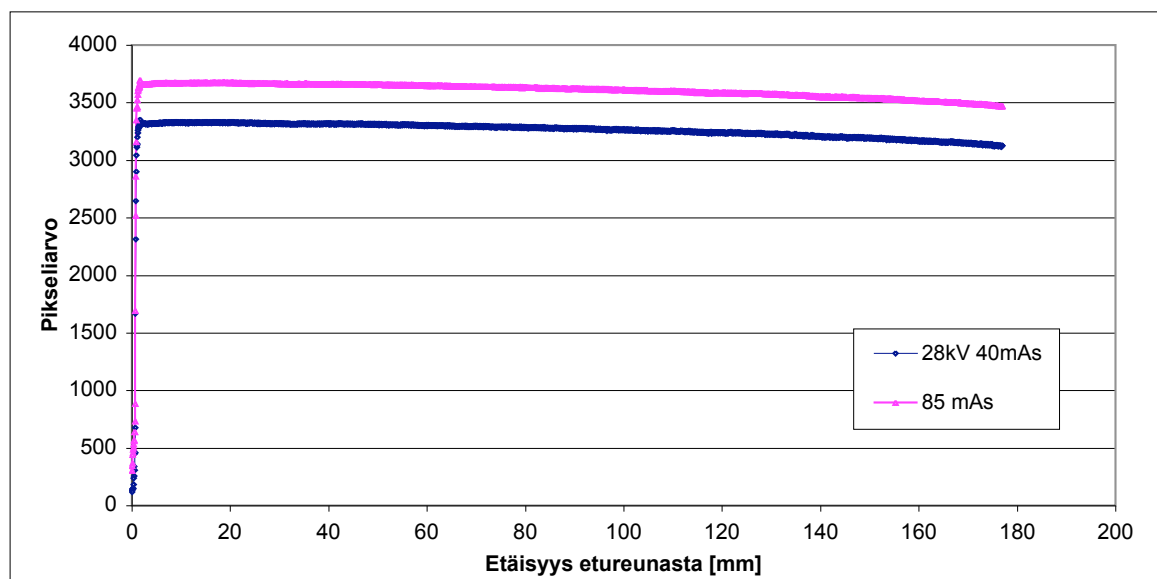
<sup>1</sup> = interpoloitu korjauskerroin

Taulukko 5.6. Energiariippuvuuden arviointi eri sähkömäärien arvoilla.

	<b>26 kV</b>	<b>28 kV</b>	<b>30 kV</b>	<b>26 kV</b>	<b>30 kV</b>
<b>mAs</b>	<b>Annos[μGy]/ pikseliarvo</b>	<b>Annos[μGy]/ pikseliarvo</b>	<b>Annos[μGy]/ pikseliarvo</b>	<b>Energia-riippuvuuden korjauskerroin (suhteutettu 28kV:n)</b>	<b>Energia-riippuvuuden korjauskerroin (suhteutettu 28kV:n)</b>
10	0,3576	0,4214	0,4837	0,8487	1,1478
20	0,6283	0,7681	0,9293	0,8179	1,2099

30	0,9015	1,0778	1,2954	0,8364	1,2019
40	1,1443	1,4020	1,7156	0,8162	1,2237
50	1,3945	1,7004	2,0625	0,8201	1,2130
60	1,6494	2,0161	2,4268	0,8181	1,2037
70	1,8835	2,3198	2,7855	0,8119	1,2008
85	2,2415	2,7297	3,2920	0,8212	1,2060
100	2,5775	3,1420	3,7932	0,8204	1,2073
160	3,8717	4,7727	5,7942	0,8112	1,2140
<b>Energiariippuvuuden korjauskertoimen keskiarvo:</b>				0,8222	1,2028

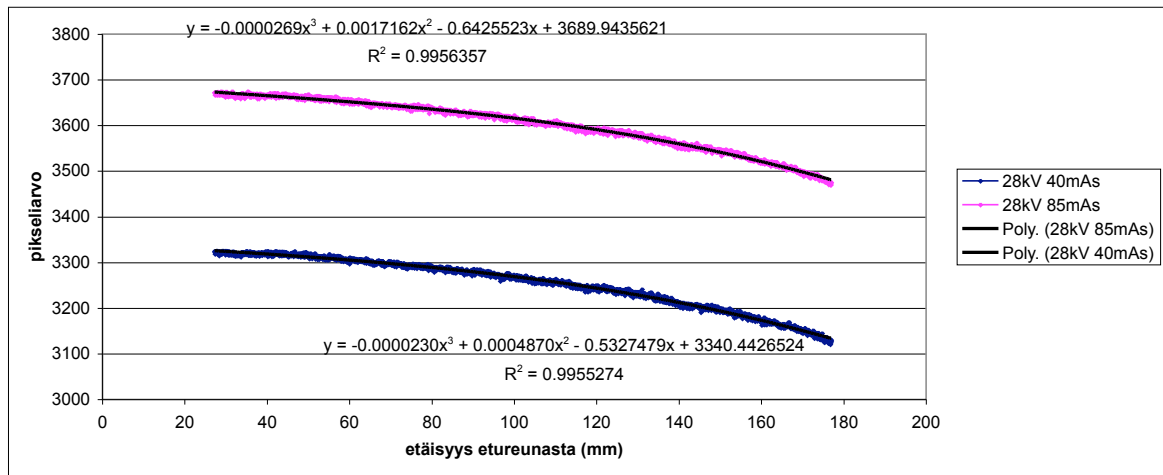
Kuvassa 5.9 on piirretty pikseliarvo etäisyyden funktiona. Tästä nähdään, kuinka fokus-kuvalevy-etäisyys kasvaa siirryttäessä kentän keskiakselilta sivuun, minkä seurauksesta myös annos pienenee.



Kuva 5.9. Pikseliarvo etäisyyden funktiona kahdella eri kuvausarvolla.

Kuvaajan laskevalle osuudelle voidaan tehdä sovitus, jotta voidaan arvioida, kuinka paljon pikseliarvo muuttuu kohtien 60 mm ja 150 mm tai 167 mm kohdalla. Näin on tehty kuvassa 5.10. Tämä tehdään siitä syystä, että varsinaisissa mammografiakuvauksissa pikseliarvo joudutaan lukemaan 15 cm tai jopa 16,7 cm etäisyydeltä kuvan etureunasta.

Pisimpänä etäisyysrajana KYS:in mammografialaitteella voidaan pitää 16,7 cm, sillä tuolta alueelta voidaan vielä lukea 20 x 20 pikselin kokoisen alueen pikseliarvojen keskiarvo ilman, että kuvalevyn takareunassa olevat sarjanumeromerkinnät tulevat häiritsevästi näkyviin. Lisäksi osassa diagnostisissa kuvissa 15 cm kohdalla on vielä rintakudosta.



Kuva 5.10. Polynomisovitus pikseliarvolle etäisyyden funktiona.

Sovitettujen polynomifunktioiden avulla voidaan laskea pikseliarvot kohdassa 60 mm, 150 mm ja 167 mm.

Taulukko 5.7. Etäisyyden vaikutus pikseliarvoon.

Etäisyys [mm]	Lasketut pikseliarvot, kun sähkömäärä on 40 mAs	Lasketut pikseliarvot, kun sähkömäärä on 85 mAs
167	3157,934	3505,215
150	3193,863	3541,388
60	3305,263	3651,758
<b>Kohtien 167 ja 60 pikseliarvojen erotus</b>	-147,33	-146,54
<b>Kohtien 150 ja 60 pikseliarvojen erotus</b>	-111,40	-110,37

Riippuen käytetystä sähkömäärästä pikseliarvo muuttuu yhdellä. Pikseliarvon muuttuminen aiheuttaa virheen etenemislain mukaan

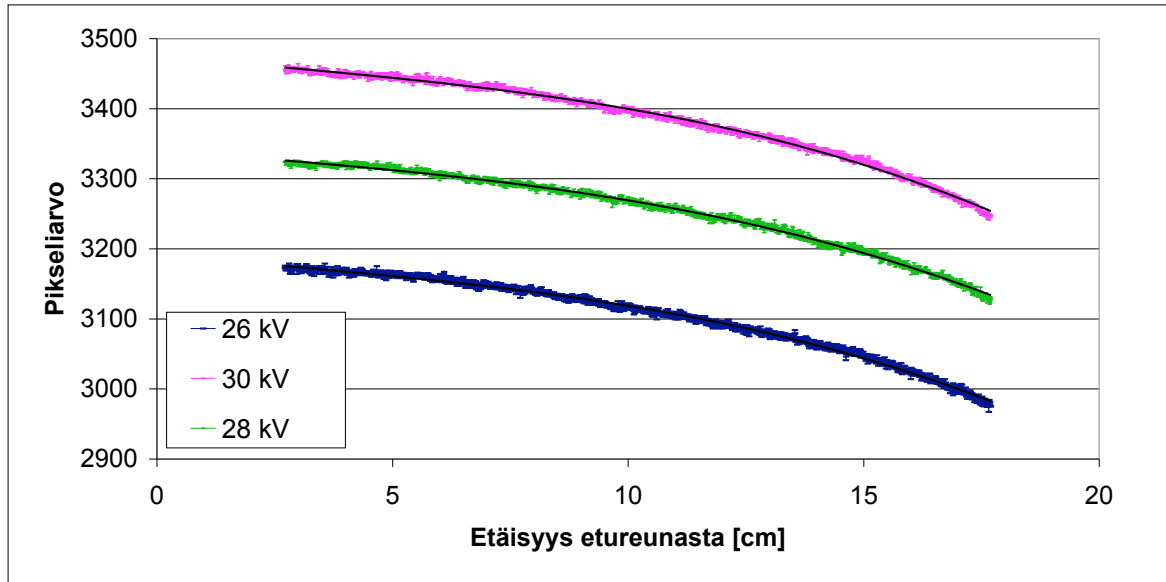
$$\Delta y = \frac{\partial y}{\partial x} \Delta x$$

$$= (4 \cdot 4,479165974 \cdot 10^{-12} \cdot 3305^3 - 3 \cdot 5,012621689 \cdot 10^{-8} \cdot 3305^2 + 2 \cdot 2,147394876 \cdot 10^{-4} \cdot 3305 - 4,134213349 \cdot 10^{-1}) \cdot 1 \approx 0,01$$

0,01 mGy:n virheen laskettuun annokseen. Tämä ei ole kovin merkittävä, kun otetaan muut

virhelähteet huomioon.

Kuvassa 5.11 on vertailtu pikseliarvojen muutosta etäisyyden funktiona putkijännitettä muutettaessa. Sähkömäärä on 40 mAs. Kuvaajiin on tehty 3. asteen polynomisovitus Microsoft Excel-taulukkolaskentaohjelmalla.



Kuva 5.11. Pikseliarvon muuttuminen etäisyyden funktiona 26 kV:n, 28 kV:n ja 30 kV:n putkijännitteillä.

Pikseliarvo etäisyyden funktiona putkijännitteen ollessa 30 kV voidaan laskea sovitukselta:

$$y = -0,0313x^3 + 0,2292x^2 - 6,8087x + 3476,099, \quad (5.20)$$

missä x on etäisyys etureunasta ja y on pikseliarvo.

Vastaavasti 28 kV:lle:

$$y = -0,023x^3 + 0,0487x^2 - 5,3275x + 3340,443 \quad (5.21)$$

ja 26 kV:lle:

$$y = -0,0285x^3 + 0,2068x^2 - 6,6003x + 3192,3129 \quad (5.22)$$

Näistä voidaan laskea pikseliarvojen erot kohdissa 60 mm ja 167 mm.

Taulukko 5.8. Etäisyyden vaikutus pikseliarvoon.

Etäisyys [mm]	Lasketut pikseliarvot, kun putkijännite on 26 kV	Lasketut pikseliarvot, kun putkijännite on 28 kV	Lasketut pikseliarvot kun putkijännite on 30 kV
167	3007,025	3157,934	3280,537
60	3043,6509	3305,263	3436,7372
<b>Kohtien 167 ja 60 pikseliarvojen erotus</b>	-146,98	-147,33	-156,20

Pikseliarvot eroavat toisistaan jopa 9,2 verran. Tämä aiheuttaa virheen etenemislain mukaan 0,1 mGy:n virheen, mikäli putkijännitettä ei oteta huomioon etäisyyden vaikutuksen arvioinnissa.

$$\Delta y = \frac{\partial y}{\partial x} \Delta x$$

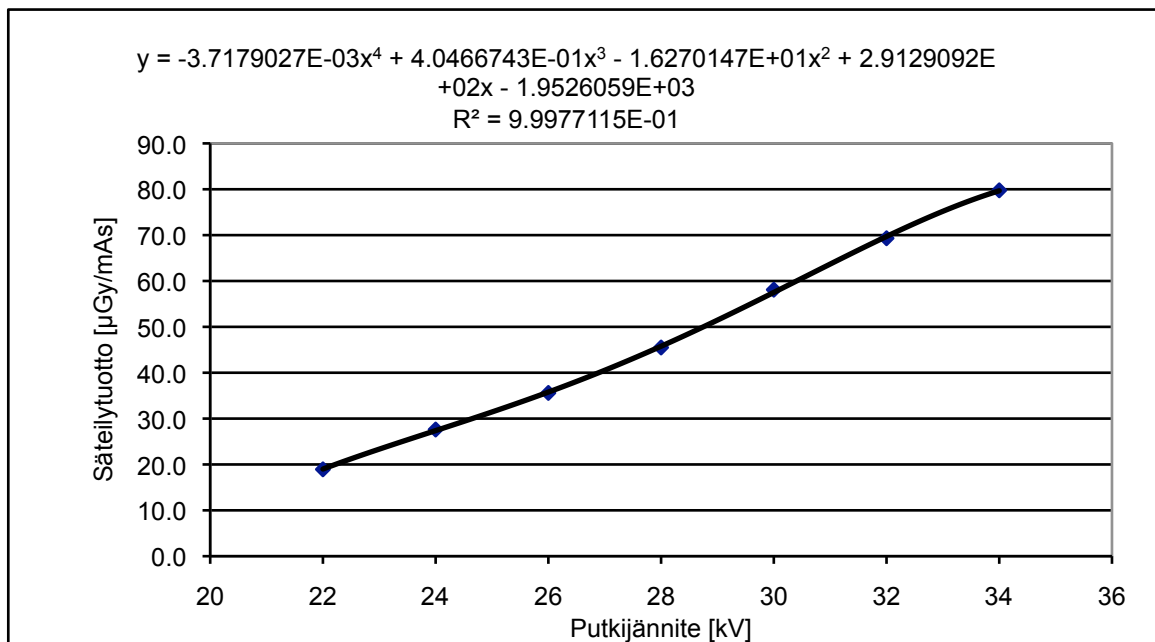
$$= (4 \cdot 4,479165974 \cdot 10^{-12} \cdot 3305^3 - 3 \cdot 5,012621689 \cdot 10^{-8} \cdot 3305^2 + 2 \cdot 2,147394876 \cdot 10^{-4} \cdot 3305 - 4,134213349 \cdot 10^{-1}) \cdot 9,2 \approx 0,1$$

Jotta päästään annosten arviointiin, täytyi mammografialaitteelle tehdä säteilytuottomittaukset. Ne tehtiin käyttämällä isoa fokuksen kokoa ja molybdeenisuodatusta kuvan 4.3 mukaisella mittausgeometrialla. Mittari asetettiin 6 cm kuvakentän etureunasta ja sivuttaissuunnassa keskelle kenttää. Fokuksen ja kuvaustason välinen etäisyys oli 63,9 cm ja mittarin aktiivisen pisteen korkeus kuvaustasosta oli 0,7 cm. Näin fokuksen ja mittakammion väliseksi etäisyydeksi tulee 63,4 cm. Röntgenputken ja kammion välissä 17,8 cm korkeudella oli rinnan kompressoointiin tarkoitettu muovilevy, joka normaalisti on puristettuna suoraan rinnan päälle.

Taulukko 5.9. Säteilytuottomittaukset PlanMed mammografialaitteelle.

kV	Fokus	mAs	Lisäsuodatus	Etäisyys [m]	Mitattu annos [μGy]	Säteilytuotto [μGy/mAs] etäisyydellä 63,4 cm	Säteilytuotto [μGy/mAs] etäisyydellä 100 cm
22	Iso	20	Molybdeeni	0,634	942,2	47,110	18,936
24	Iso	20	Molybdeeni	0,634	1374	68,700	27,614
26	Iso	20	Molybdeeni	0,634	1771	88,550	35,593
28	Iso	20	Molybdeeni	0,634	2264	113,200	45,501
30	Iso	20	Molybdeeni	0,634	2891	44,551	58,103
32	Iso	20	Molybdeeni	0,634	3449	172,450	69,317
34	Iso	20	Molybdeeni	0,634	3969	198,450	79,768

Piirtämällä mittaustuloksista kuvaaja (Kuva 5.12) ja tekemällä siihen neljännen asteen polynomisovitus, voidaan interpoloida säteilytuotto myös mitattujen jännitteiden välillä.



Kuva 5.12. Säteilytuoton riippuvuus putkijännitteestä.

Käyttämällä polynomisovitusta voidaan laskea säteilytuoton arvot putkijännitteen funktiona. Säteilytuottomittaukset on skaalattu kertomalla tulokset luvulla  $0,634^2$ , jotta saadaan referenssiarvot 100 cm:n etäisyydellä.

Taulukko 5.10. Säteilytuoton riippuvuus putkijännitteestä, kun etäisyys on 100 cm.

kV	Säteilytuotto [μGy/mAs]
22	18,936
23	23,345 <sup>1</sup>
24	27,614
25	31,448 <sup>1</sup>
26	35,593
27	40,535 <sup>1</sup>
28	45,501
29	51,469 <sup>1</sup>
30	58,103
31	63,688 <sup>1</sup>
32	69,317
33	75,199 <sup>1</sup>
34	79,768

<sup>1</sup>=säteilytuoton interpoloitu arvo

Kun tiedetään pikseliarvojen ja annosten vastaavuus eri putkijännitteillä, sekä pikseliarvojen muuttuminen etäisyyden funktiona, voidaan siirtyä varsinaiseen annoksen arviointiin. Mittauksissa käytettiin apuna laadunvalvontaan tarkoitettua CIRS Model 11A Tissue Equivalent Breast Phantom (Computerized Imaging Reference Systems, Inc.) mammografiantomia, jonka paksuus on 4,5 cm. Annoksia mitattiin fantomin päältä 6 cm kentän etureunasta keskeltä kuvakenttää. Lisäksi kuvalevyjä valotettiin samoilla



kuvausarvoilla. Eri paksuisia rintoja simuloitiin käyttämällä fantomin alla yhtä tai kahta 1,9 cm paksua PMMA-levyä. Kuvalevyjen raakadatasta luettiin MATLAB-ohjelmistolla pikseliarvo 16,7 cm:n etäisyydellä kuvan etureunasta 20 x 20 pikselin kokoiselta alueelta keskeltä kuvakenttää sivusuunnassa. Ensimmäisessä mittauksessa putkijännite oli 28 kV, sähkömäärä 40 mAs. Fokus ja suodatus olivat samoja kuin säteilytuottoa ja pikseliarvomittauksia tehtäessä.

Unfors Xi mittarilla mitattu annos 4,5 cm korkuisen fantomin päältä oli 5,43 mGy. Tässä täytyy ottaa huomioon, että fantomin paksuus on 4,5 cm, mutta mittarin kammio on 1,2 cm korkeammalla. Kuvadatasta luettu pikseliarvo 16,7 cm kuvan etureunasta oli 3154,9 ja kun siihen lisätään 147,33 , saadaan pikseliarvo annosmittarin kohdassa, eli kun etäisyys etureunasta on 6 cm. Tästä voidaan edelleen laskea annos kaavan 5.18 avulla:

$$y = 4,479165974 \cdot 10^{-12} \cdot 3302,23^4 - 5,012621689 \cdot 10^{-8} \cdot 3302,23^3 + 2,147394876 \cdot 10^{-4} \cdot 3302,23^2 - 4,134213349 \cdot 10^{-1} \cdot 3302,23 + 3,005729675 \cdot 10^2 \approx 4,6260$$

Kun otetaan edelleen huomioon etäisyyden neliölaki, voidaan laskea annos fantomin pinnalla tai paremminkin mittarin kammion kohdalla:

$$ESD(h) = 4,6260 mGy \cdot \left( \frac{0,634 m}{0,639 - (4,5 cm + 0,5 cm) / 100 \frac{m}{cm}} \right)^2 = 5,3599 mGy,$$

missä  $h = 4,5 cm + 0,5 cm$  eli kammion etäisyys kuvaustasosta.

Edelleen annostuotosta voidaan laskea seuraavasti kaavan 3.15 avulla:

$$ESD = BSF \cdot Y_{100}(U) \cdot \left( \frac{100 cm}{FSD} \right)^2 \\ = 45,501 \mu Gy / mAs \cdot 40 mAs \cdot \left( \frac{100 cm}{63,9 cm - 5 cm} \right)^2 = 5246,27 \mu Gy$$

Tässä takaisinsirontaa ei ole vielä otettu huomioon, sillä eri menetelmin saatuja annoksia vertailtaessa ei takaisinsironnalla ole merkitystä: Unfors Xi mittarissa on takaisinsironnan estävä suoja, joten takaisinsironta ei vaikuta mittaustulokseen säteilytuoton mittauksissa, eikä suorissa mittauksissa fantomin pinnalta. Koska pikseliarvo luetaan kaukaa fantomista, ei fantomista tulleella sironnalla ole pikseliarvojen muutokseen juurikaan merkitystä.

Näiden kolmen annosarvon eroavuuksia voidaan vertailla keskenään. Periaatteessa suoraan mitatun ja säteilytuotosta laskettujen annosten pitäisi olla täsmälleen samat:

$$\frac{5,246\text{mGy} - 5,430\text{mGy}}{5,430\text{mGy}} \cdot 100\% \approx -3,38\% \text{ Mitattu ja laskettu arvo ovat lähellä toisiaan.}$$

Mitatun annoksen ja pikseliarvoista lasketun annoksen ero:

$$\frac{5,360\text{mGy} - 5,430\text{mGy}}{5,430\text{mGy}} \cdot 100\% \approx -1,29\%$$

Lisäksi voidaan vielä verrata säteilytuotosta lasketun annoksen arvoa pikseliarvoista laskettuun arvoon:

$$\frac{5,360\text{mGy} - 5,246\text{mGy}}{5,246\text{mGy}} \cdot 100\% \approx 2,16\%$$

Vertailuista nähdään, että annokset ovat varsin lähellä toisiaan riippumatta menetelmästä, kun otetaan huomioon mittarin tuoma 5 % epätarkkuus.

Taulukossa 5.11 on eri menetelmin laskettuja annoksia eri sähkömäärän ja fantomin korkeuden arvoilla. Lisäksi taulukossa on fantomin päältä suoraan mitattujen annosten arvot.

Taulukko 5.11. Annosvertailu eri menetelmien kesken eri sähkömäärien ja fantomin korkeuden arvoilla.

kV	mAs	Fantomin paksuus [cm]	Mitattu annos [mGy]	Säteilytuotosta laskettu annos [mGy]	Pikseliarvoista laskettu annos [mGy]	Pikseleistä lasketun ja mitatun annoksen ero [%]	Säteilytuotosta lasketun ja mitatun annoksen ero [%]	Pikseleistä ja säteilytuotosta lasketun annoksen ero [%]
28	40	4,5	5,430	5,246	5,360	-1,3	-3,4	2,2
28	20	4,5	2,669	2,623	2,693	0,9	-1,7	2,7
28	85	4,5	11,640	11,148	11,050	-5,1	-4,2	-0,9
28	40	6,4	5,901	5,602	5,786	-1,9	-5,1	3,3
28	40	8,3	6,305	5,995	5,786	-8,2	-4,9	-3,5
28	40	1,9	4,966	4,812	4,679	-5,8	-3,1	-2,8
28	85	1,9	10,660	10,226	10,364	-2,8	-4,1	1,4
28	100	1,9	12,57	12,030	12,015	-4,4	-4,3	-0,1
28	40	3,8	5,337	5,124	5,065	-5,1	-4,0	-1,1
28	85	3,8	11,490	10,888	10,915	-5,0	-5,2	0,2
28	100	3,8	13,410	12,810	12,819	-4,4	-4,5	0,1
28	40	5,7	5,745	5,467	5,318	-7,4	-4,8	-2,7
28	85	5,7	12,370	11,617	11,520	-6,9	-6,1	-0,8
28	100	5,7	14,500	13,667	13,482	-7,0	-5,7	-1,4
28	100	5,7	14,500	13,667	13,569	-6,4	-5,7	-0,7

Tulokset näyttävät vastaavan varsin hyvin toisiaan. Säteilytuotosta lasketun annoksen ja pikseliarvoista laskettujen annosten ero on korkeintaan 3,5 %, mikä on mielestäni hyvä arvio, kun otetaan huomioon ilmoitettu mittarin 5 % epätarkkuus. Molemmissa menetelmissä on omat virheensä.

Mikäli pikseliarvoista laskettuja annoksia halutaan soveltaa todellisiin kuvauksiin, täytyy tehdä vertailu säteilytuotosta laskettujen ESD-arvojen ja pikseliarvoista määritettyjen annosten välillä. Tätä varten kerättiin 29:n oikean kuvausprojektion kuvatiedostot talteen ja niistä saaduista tiedoista laskettiin ESD säteilytuoton perusteella. Kuvista saatujen pikseliarvojen avulla laskettiin vastaava pinta-annos.

Otetaan esimerkiksi kuva, jossa parametrit olivat seuraavanlaiset: 26 kV, 41,8 mAs ja rinnan paksuus 5,2 cm. Säteilytuoton avulla lasketuksi annokseksi saadaan:

$$ESD = 35,593 \mu\text{Gy} / \text{mAs} \cdot 41,8 \text{mAs} \cdot \left( \frac{100 \text{cm}}{63,9 \text{cm} - 5,2 \text{cm}} \right)^2 = 4317,82 \mu\text{Gy}$$

Kuvasta luettu pikseliarvo 16,7 cm etäisyydellä kuvan etureunasta oli 3019,4. Kun tähän lisätään taulukon 5.7 mukaan 146,98 saadaan 6 cm kohdalla vastaava pikseliarvo 3166,38.

Tästä voidaan kaavan 5.18 avulla laskea annos tuossa kohdassa:

$$y = 4,479165974 \cdot 10^{-12} \cdot 3166,38^4 - 5,012621689 \cdot 10^{-8} \cdot 3166,38^3 + 2,147394876 \cdot 10^{-4} \cdot 3166,38^2 - 4,134213349 \cdot 10^{-1} \cdot 3166,38 + 3,005729675 \cdot 10^2 \approx 3,432 \text{mGy}$$

Jaetaan tulos taulukon 5.5 mukaisella energiariippuvuuden korjauskertoimella 0,82268, jolloin saadaan energiakorjattu annos pikseliarvojen mittauspisteessä 4,172 mGy. Tätä korjataan vielä etäisyyden neliölailalla, eli lasketaan annos 5,2 cm korkeudella kuvaustason pinnasta, jolloin saadaan annos rinnan pinnalla:

$$4,172 \text{mGy} \cdot \left( \frac{63,4 \text{cm}}{63,9 \text{cm} - 5,2 \text{cm}} \right)^2 = 4,867 \text{mGy}.$$

Taulukko 5.12. Säteilytuotosta ja pikseliarvoista lasketun annoksen vertailu.

kV	mAs	Rinnan paksuus [cm]	Pikseliarvo 16,7 cm etureunasta	Säteilytuotosta laskettu pinta-annos [mGy]	Pikseliarvoista laskettu pinta-annos [mGy]	Säteilytuotosta ja pikseliarvosta lasketun pinta-annoksen ero [%]
26	47,8	4,9	3065,5	4,89	5,33	9,1
26	41,8	5,2	3019,4	4,32	4,87	12,7
26	40	4,5	2992,9	4,04	4,48	11,1
26	14,4	5,3	2515,3	1,49	1,57	5,2
26	45,5	5,2	3067,0	4,70	5,40	15,0
26	34,1	4,8	2918,9	3,47	3,84	10,6
26	14,7	2,4	2538,9	1,38	1,50	8,1
26	33,8	4,4	2906,4	3,40	3,69	8,5
26	36,7	4,6	2946,3	3,71	4,06	9,2
26	26,6	3,6	2775,7	2,60	2,67	2,5
26	126	5	3509,7	12,93	14,24	10,1
26	127	5,1	3504,4	13,07	14,12	8,0
26	63,4	4	3187,0	6,29	6,75	7,4
26	48,3	4,7	3058,8	4,91	5,22	6,4
26	55	4,8	3129,3	5,60	6,11	9,1
27	65,3	4,4	3275,9	7,60	7,64	0,5
27	64	4,4	3257,7	7,45	7,34	-1,5
27	122	4,8	3551,1	14,40	14,22	-1,3
28	62,6	6,2	3337,3	8,71	8,49	-2,5
28	61,4	5,9	3303,0	8,45	7,79	-7,8
28	56,9	5,8	3274,3	7,80	7,29	-6,6
28	67,9	6,2	3355,8	9,44	8,85	-6,3
28	65,9	6,2	3333,6	9,16	8,42	-8,1
28	49,7	5,7	3209,3	6,79	6,29	-7,3
28	57,6	5,8	3268,1	7,90	7,19	-9,0
28	53,4	5,7	3257,8	7,30	7,00	-4,0
28	55,8	6,1	3275,2	7,73	7,38	-4,6
28	53,3	5,8	3246,3	7,31	6,85	-6,3
29	45	6,7	3236,6	7,20	6,32	-12,2

Taulukosta nähdään, että pikseliarvoista lasketut annokset vastaavat kohtuullisen hyvin

säteilytuotosta laskettuja annosarvoja. Vain kuudessa tapauksessa 29:sta virhe on yli 10 %. Kaikki yli 10 % virheet olivat kuvauksissa, joissa oli käytetty 28 kV:sta poikkeavaa putkijännitettä. Tarkempiin tuloksiin voitaisiin päästä käyttämällä kullekin putkijännitteelle omaa pikseliarvojen ja annoksen vastaavuutta. Taulukkoon 5.13 on laskettu annokset säteilytuoton avulla ja käyttämällä pikseliarvojen ja annoksen vastaavuutta 26 kV:n tapauksessa, kun käytetään kuvaan 5.6 tehtyä polynomisovitusta:

$$y = 1.899594876 \cdot 10^{-12} \cdot x^4 - 1,722749280 \cdot 10^{-8} \cdot x^3 + 5,901888438 \cdot 10^{-5} \cdot x^2 - 8,851635922 \cdot 10^{-2} \cdot x + 4,821400616 \cdot 10^1$$

Taulukko 5.13. Säteilytuotosta ja pikseliarvoista lasketun annoksen vertailu.

kV	mAs	Rinnan paksuus [cm]	Pikseliarvo 16,7 cm etureunasta	Säteilytuotosta laskettu pinta-annos [mGy]	Pikseliarvoista laskettu pinta-annos [mGy]	Säteilytuotosta ja pikseliarvosta lasketun pinta-annoksen ero [%]
26	47,8	4,9	3065,5	4,89	4,74	-3,0
26	41,8	5,2	3019,4	4,32	4,32	0,0
26	40	4,5	2992,9	4,04	3,97	-1,5
26	14,4	5,3	2515,3	1,49	1,43	-4,2
26	45,5	5,2	3067,0	4,70	4,80	2,2
26	34,1	4,8	2918,9	3,47	3,41	-2,0
26	14,7	2,4	2538,9	1,38	1,37	-0,9
26	33,8	4,4	2906,4	3,40	3,27	-3,8
26	36,7	4,6	2946,3	3,71	3,59	-3,2
26	26,6	3,6	2775,7	2,60	2,39	-8,2
26	126	5	3509,7	12,93	12,74	-1,4
26	127	5,1	3504,4	13,07	12,64	-3,3
26	63,4	4	3187,0	6,29	6,04	-3,9
26	48,3	4,7	3058,8	4,91	4,64	-5,5
26	55	4,8	3129,3	5,60	5,45	-2,7

Tuloksista nähdään, että nyt ero säteilytuoton ja pikseliarvoista laskettujen pinta-annosten välillä on alle 9%. Tällainen mittaussarja on kuitenkin hieman työlämpi tehdä jokaiselle käytettävälle putkijännitteelle verrattuna säteilytuottomittauksiin. Kenties mittaukset voisi rajoittaa pikseliarvoalueelle 2500-3500, sillä suurin osa diagnostisista kuvista osuu tälle välille. Näin mittauksia voitaisiin nopeuttaa. Käytettäessä pikseliarvoja annoksen

arviointiin on otettava huomioon, että kukin kuvalevy on yksilöllinen ja pikseliarvojen sekä annoksen vastaavuus saattaa muuttua ajan ja levyn käyttökertojen myötä. Menetelmä on kuitenkin kiinnostava, sillä digitaalisesta kuvasta voidaan mitata myös muita kiinnostavia parametreja, kuten rinnan pinta-ala. Kenties kuvadataa voitaisiin käyttää rinnan rauhaskudoksen määrän arviointiin ja sitä kautta päästäisiin tarkempaan rauhasannoksen arviointiin.

## 6. Johtopäätökset

Mittausten perusteella voidaan sanoa, että annosta voidaan arvioida digitaalisen kuvainformaation avulla. Pikseliarvojen mukaan laskettujen annosten ja säteilytuottoon perustuvien annoslaskujen ero oli suurimmillaan 9 % todellisten kuvausprojektioiden tapauksessa, kun annos laskettiin pikseliarvoista käyttäen putkijännitteen mukaista polynomisovitusta. Mikäli laskuissa käytettiin energian korjauskerrointa ja 28 kV:n putkijännitteen pikseli-annos-mittauksia, oli ero säteilytuottoon perustuviin annoslaskuihin suurimmillaan 12,7 %. Fantomimittauksissa päästiin alle 3,5 % tarkkuuteen, kun verrattiin pikseliarvoista laskettuja annoksia ja säteilytuottomittauksista laskettuja annoksia (Taulukko 5.11). Mikäli mittauksia verrattiin suoraan mittaukseen fantomin tapauksessa, poikkesivat pikseliarvoista lasketut annokset maksimissaan 8,2 % mitatuista annoksista ja säteilytuotosta lasketut annokset vastaavasti 6,1 % mitatuista annoksista. Molemmissa menetelmissä on siis heikkoutensa. Syytä tähän poikkeamaan yritettiin selvittää takaisinsironnalla ts. siroaako fantomista säteilyä mittarin taustasuojan läpi, minkä vuoksi annokset ovat suurempia mitattaessa annos fantomin päältä verrattuna laskettuihin annoksiin. Näin ei kuitenkaan ollut, sillä kun mittarin asetti väärin päin lyijylevyn päälle ja käytti 28 kV:n putkijännitettä ja 40 mAs:n sähkömäärää, ei mittari näyttänyt lukemaa lainkaan. Mikäli saman testin teki pleksin päällä ilman lyijyä, tuli arvoksi 8,3  $\mu\text{Gy}$ , mikä kuvannee takaisinsironnan osuutta, jota ei ole otettu laskuissa huomioon.

STUK:n ST 3.2:n mukaan mammografialaitteen kuvausvirran ja -ajan tuloa osoittava mAs-määrä saa poiketa todellisesta arvosta enintään  $\pm 20\%$ . Tällainen poikkeama aiheuttaisi myös 20 % eron annokseen, mikäli pinta-annos lasketaan säteilytuotosta. Jos pikseliarvoista laskettaessa päästään annoksen määrittämisessä alle 9% tarkkuuteen, on tulos mielestäni hyvä verrattuna nykyiseen pinta-annoksen arviointiin.

Tutkimuksessaan E. Ariga et al. [11] pääsivät jopa 5% tarkkuuteen annoksen määrittämisessä, kun he käyttivät annoksen referenssinä kalibroitua ionisaatiokammiota ja

Fujin S-arvoa. He valottivat suoraa kuvalevyjä eri kuvausparametreillä, mutta he eivät arvioineet annosta diagnostisten kuvausten yhteydessä. Heidän menetelmänsä soveltuu siis vain laadunvalvontaan. Aikaisemmin Shiraishi et al. [32] määrittivät pikseliarvoista annoksia 40 % tarkkuudella. Tucker et al. puolestaan huomasivat, että kuvausparametrien perusteella voidaan laskea kuvauslaitteiston tuottama pikseliarvo, joka vastasi 5 % tarkkuudella mitattua pikseliarvoa [33]. Heidänkään mittauksensa eivät koskeneet mammografialaitteita.

Suurimpana virhelähteenä voidaan pitää käytetyn mittarin energiariippuvuutta. Myös mittarin asettelun epätarkkuus kasvattaa hieman virhettä. Kuvalevyjen signaalin spontaani vaimeneminen ajan kuluessa on myös yksi virhetekijä. Tämän vuoksi aika valotuksesta levyn lukemiseen pitäisi pitää mahdollisimman lyhyenä ja vakiona [11]. Käytetyt polynomisovituset tuovat oman virheensä. Kolmannen - ja neljännen asteen polynomisovitusten välinen ero toi jopa 3,5 % eron annoslaskuihin. Mikäli tarkempiin arvioihin haluttaisiin päästä, tulisi kenties käyttää paloittain määriteltyjä polynomisovituksia eri sähkömäärille. Näillä saadaan kuitenkin vain alle prosenttiyksikön muutoksia tuloksiin, joten tässä vaiheessa neljännen asteen sovitus riittänee. MATLAB-ohjelmistolla olisi mahdollista tehdä yksinkertainen ohjelma, joka lukee Fujin raakakuvan otsikkotiedoista kuvausparametrit, eli käytetyn putkijännitteen ja sähkömäärän ja jopa rinnan paksuuden. Jos ohjelmaan syötetään säteilytuoton mittaustulokset ja pikseliarvojen mittaustulokset, voisi ohjelma laskea annostuotosta lasketun pinta-annoksen ja vastaavan arvon pikseliarvoista laskettuna. Tällainen sopisi jopa rutiininomaiseen annostasojen vertailuun. Tätä ennen täytyisi kuvalevyjen energiariippuvuutta tutkia tarkemmin energiakalibroidun mittarin avulla: Onko kuvalevyllä tallentuva signaali riippuvainen energiasta, vai onko kuvalevyn signaali jopa tarkempi annoksen mittari, kuin energiasta riippuvat puolijohdemittarit. Kenties apuna voisi käyttää termoloistekiteitä tai ionisaatiokammioita, joiden energiariippuvuus tunnetaan.

Normaalikokoisten potilaiden tapauksessa käytetään usein kahta tai korkeintaan kolmea eri putkijännitteen arvoa. Näille pikseleiden ja annoksen vastaavuuden mittaaminen on hyvinkin mahdollista. Ensin olisi oleellisen tärkeää löytää tarkoitukseen sopiva säteilyenergiasta vain vähän riippuva mittari. Täytyy kuitenkin muistaa, että nykyiset pinta-annoksen laskemiseen käytettävät säteilytuottomittaukset tehdään käyttämällä samaa puolijohdemittaria.

On tärkeää pitää mielessä, että laitteistojen ohjelmistopäivityksissä saattaa tulla muutoksia

kuvien lukuparametreihin tai muuten kuvien käsittelyyn, mikä puolestaan saattaa vaikuttaa oleellisesti annoksen ja pikseliarvojen vastaavuuteen.



## 7. Lähdeluettelo

- [1] Tenkanen-Rautakoski P. 2006. Radiologisten tutkimusten ja toimenpiteiden määrät vuonna 2005. Helsinki: STUK-B-STO 62
- [2] Ikävakioitu kuolleisuus (100 000 henkeä kohden) kuolemansyyn ja sukupuolen mukaan, kaikki kuolleet ja työikäisenä (15-64 -v.) kuolleet 1969-2006. Tilastokeskuksen internetsivut: [http://pxweb2.stat.fi/database/StatFin/Ter/ksyyt/ksyyt\\_fi.asp](http://pxweb2.stat.fi/database/StatFin/Ter/ksyyt/ksyyt_fi.asp) (23.2.2008)
- [3] Alexander, F. 1997. The Edinburgh randomised trial of breast cancer screening. Journal of the National Cancer Institute Monographs, 22: 31-5
- [4] Shapiro, S. 1997. Periodic screening for breast cancer: the HIP Randomized Controlled Trial. Health Insurance Plan. Journal of the National Cancer Institute. Monographs, 22, s. 27-30
- [5] Alexander, F.E., Anderson, T.J., Brown, H.K., Forrest, A.P., Hepburn, W., Kirkpatrick, A.E., Muir, B.B., Prescott, R.J., Smith, A. 1999. 14 years of follow up from the Edinburgh randomised trial of breast cancer screening, The Lancet 353, s. 1903-1907
- [6] Berrington de González, A., Darby, S. 2004. Risk of cancer from diagnostic X-rays: estimates for the UK and 14 other countries, The Lancet 363, s. 345-351
- [7] Säteilylaki 1991. 592/27.3.1991
- [8] Warren-Forward H.M., Duggan, L. 2004. Towards in vivo TLD dosimetry in mammography, British Journal of Radiology 77, s. 426-432
- [9] Doi, K., Chan, H.P. 1980. Evaluation of absorbed dose in mammography: monte carlo simulation studies, Radiology, Vol 135, s. 199-208
- [10] Ikäheimonen, T.K. (toim) 2002. Säteily- ja ydinturvallisuus -kirjasarja. Säteilyturvakeskus, Karisto Oy, Hämeenlinna
- [11] Ariga, E. 2007. Development of dosimetry using detectors of diagnostic digital radiography systems, Medical Physics Volume 34, Issue 1, s. 166-174
- [12] Calibration of Dosemeters Used in Mammography with Different X Ray Qualities: Euromet Project no. 526, Radiation Protection Dosimetry Vol. 108, No. 1, s. 33-45, 2004
- [13] Zeev B. Alfassi 2001. Non-destructive Elemental Analysis, Blackwell Science Ltd

- [14] Attix, F.H. 1986. Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry. John Wiley & Sons
- [15] Blatt, F.J. 1992. Modern Physics, McGraw-Hill International Editions
- [16] Johansson, Campbell, Malmqvist 1995. Particle-Induced X-Ray Emission Spectrometry (PIXE), John Wiley & Sons
- [17] Johns, H.E. 1983. The Physics of Radiology. Charles C. Thomas
- [18] Aichinger, H., Dierker, J., Säbel, M., Joite-Barfuß, S. 1994. Image Quality and Dose in Mammography. Electromedica 62 no. 2, s. 7-11
- [19] Hendee, W.R., 1992. Medical Imaging Physics, Mosby-Year Book
- [20] Crane, K.S. 1988. Introductory Nuclear Physics. John Wiley & Sons
- [21] Cherry, S.S., Sorenson, J.A., Phelps, M.E. 2003. Physics in Nuclear Medicine, Elsevier
- [22] <http://physics.nist.gov/PhysRefData/Xcom/html/xcom1.html> (23.1.2008)
- [23] MAOL-taulukot 1996. Otava
- [24] Seibert J.A. 2006. Acceptance Testing and Quality Control of Photo Stimulable Phosphor Imaging Systems. American Association of Physicists in Medicine
- [25] Sweizer, S. 2001. Physics and current understanding of X-ray storage phosphors, Physica Status Solidi A- Applied Research, Volume 187, Issue 2, 2001 Phys. Stat. Sol. (a) 187 [2] s. 335-393
- [26] Takahashi, K. 2002. Progress in science and technology on photostimulable BaFX:Eu<sup>2+</sup> (X = Cl; Br, I) and imaging plates, Journal of Luminescence 100 s. 307-315
- [27] Vuylsteke, P., Schoeters, E. 1994. Multiscale image contrast amplification (MUSICA). Proc SPIE 2167, s. 551–560
- [28] Van Metter, R., Foos, D. 1999. Enhanced latitude for digital projection radiography. Proc SPIE 3658, s. 468–483
- [29] [www.unfors.com/products.php?catid=70](http://www.unfors.com/products.php?catid=70), (15.1.2008)
- [30] Kalibrointitodistus, Unfors Instruments, 2002
- [31] Säteilyturvakeskus 2001. ST 3.2 Mammografialaitteet ja niiden käyttö. 13.8.2001

[32] Shiraishi, J. 2001. Estimation of Patient Dose by Using a Digital Imaging System, Japanese Journal of Radiological Technology 257 (7), s. 860-867

[33] Tucker, D.M. 1997. The relationship between pixel value and beam quality in photostimulable phosphor imaging, Medical Physics Volume 24, Issue 6, s. 887-893