

# **Röntgengeneraattorin parametrien muokkaaminen generaattoriohjelmalla digitaalisessa kuvantamisessa**

*LuK-tutkielma, 13.6.2016*

*Tekijä:*

NIKO KIISKINEN

*Ohjaajat:*

JAANA KUMPULAINEN (JYVÄSKYLÄN YLIOPISTO)

HELI LARJAVA (KESKI-SUOMEN SAIRAANHOITOPIIRI)



JYVÄSKYLÄN YLIOPISTO  
FYSIIKAN LAITOS

## TIIVISTELMÄ

Kiiskinen, Niko

Röntgengeneraattorin parametrien muokkaaminen generaattoriohjelmalla digitaalisessa kuvantamisessa

LuK-tutkielma

Fysiikan laitos, Jyväskylän yliopisto, 2016, 27 sivua

Keski-Suomen sairaanhoitopiirin kuvantamisen alueen toimipisteistä suurimmassa osassa on käytössä digitaalinen detektorijärjestelmä. Vaikka ilmaisintekniikkaa on päivitetty nykyaikaiseksi, röntgengeneraattori ja sen ohjaamiseen käytetty ohjelma ovat pysyneet samoina. Digitaalisista järjestelmistä useimmissa on käytössä Philipsin röntgengeneraattori.

Tämän tutkielman tarkoituksena on ensin perehtyä siihen, miten röntgensäteilyä tuotetaan, mistä digitaalinen röntgenkuvantamislaitteisto koostuu ja kuinka röntgenkuva muodostuu. Sen jälkeen käsitellään generaattorin ohjaamiseen käytettävää hallintaohjelmaa. Tavoitteena on käydä ohjelman käyttö ja toiminnot läpi niin tarkasti, että kuka tahansa tämän tutkielman lukenut henkilö osaa käyttää generaattoriohjelmaa tarkoituksenmukaisesti.

Avainsanat: röntgengeneraattori, optimointi, kuvantaminen, epäsuora digitaalinen detektori, natiivikuvaus

## **ABSTRACT**

Kiiskinen, Niko

Adjusting the parameters of an X-ray generator with a generator programme in digital imaging

Bachelor's thesis

Department of Physics, University of Jyväskylä, 2016, 27 pages

Most of the medical imaging units of the Central Finland Health Care District use a digital detector system. Although the receptor technique has been brought up-to-date with digital detectors, the X-ray generator itself has remained untouched. The same relates to the programme used to control the generator.

Firstly, the object of this thesis is to get to know how X-rays are produced, what the digital imaging equipment consists of and how X-ray images form. Next, the generator manager programme is dealt with. The aim is to go through the use of the programme in such detail that anyone who has read this thesis is able to operate the generator appropriately with the programme.

Keywords: X-ray generator, optimisation, imaging, indirect digital detector, radiography

# SISÄLTÖ

<b>Käytetyt lyhenteet ja yksiköt</b>	<b>5</b>
<b>1 Johdanto</b>	<b>6</b>
<b>2 Tekniset lähtökohdat</b>	<b>7</b>
2.1 Röntgensäteilyn tuottaminen . . . . .	7
2.2 Kuvan muodostuminen . . . . .	8
2.3 Kohina . . . . .	11
<b>3 Digitaalinen kuvauslaitteisto</b>	<b>12</b>
3.1 Generaattori . . . . .	12
3.2 Röntgenputki . . . . .	13
3.3 Ilmaisim . . . . .	15
<b>4 Generaattorihjelma</b>	<b>17</b>
<b>5 Johtopäätökset</b>	<b>25</b>
<b>Lähteet</b>	<b>26</b>

## KÄYTETYT LYHENTEET JA YKSIKÖT

Lyhenne	Selite
AEC	Automatic exposure control 'valotusautomaatiikka'
AP	Anteroposterior 'edestä taakse kulkeva'
APR	Automatic programmed radiography (tallennettu kuvausohjelma)
APRMAN	Automatic programmed radiography manager (generaattorihjelman nimi)
CR	Computed radiography 'kuvalevykuvantaminen'
DR	Direct radiography 'suoradigikuvantaminen'
FPF	False positive fraction 'väärän positiivisen diagnoosin todennäköisyys'
kV	Putkijännite, jonka röntgengeneraattori tuottaa (myös kVp, jännitteen huippuarvo); yksikkö
mA	Röntgenputken tuottama virta, putkivirta; yksikkö
mAs	Sähkömäärä eli kuvausajan ja putkivirran tulo; yksikkö
PA	Posteroanterior 'takaa eteen kulkeva'
PACS	Picture archiving and communication system (digitaalinen kuva-arkisto lääketieteellisille kuville)
RAEC	Radiographic automatic exposure control 'radiografinen valotusautomaatiikka'
RAECF	Radiographic automatic exposure control fixed current 'radiografinen valotusautomaatiikka ennalta säädetyllä virralla'
RGDV	Registration device (kuvausteline, johon detektori asetetaan)
ROC	Receiver operating characteristic
RTDC	Radiographic tomo density control 'radiografinen tomografian tiheysautomaatiikka'
s	Kuvausaika, valotusaika, säteilytusaika; yksikkö
SNR	Signal-to-noise ratio 'signaali-kohinasuhde'
STUK	Säteilyturvakeskus
TFT	Thin-film transistor 'ohutfilmitransistori'
TPF	True positive fraction 'oikean positiivisen diagnoosin todennäköisyys'

## 1 JOHDANTO

Röntgenkuvantaminen on kehittynyt nopeaa vauhtia digitalisoitumisen ja teknologian kehittymisen myötä. Käytännössä koko 1900-luvun ajan röntgenfilmi oli kuvantamisen perusta. Tiedon tallennuksen ja monitoreiden kehittymisen ansiosta röntgenkuvantaminen alkoi siirtyä digitaaliseen aikaan. Nykyään filmi on väistynyt kuvauskasetin (CR, computed radiography) ja sittemmin detektorilevyn tieltä lähes kokonaan [1, s. 209]. Suomessa filmiä ei käytetä enää juuri ollenkaan [2].

Uudenlainen teknologia ei ole mahdollistanut ainoastaan kätevää ja monipuolista kuvien arkistointia digitaaliseen kuva-arkistoon (PACS, picture archiving and communications system), vaan sen ansiosta on ollut mahdollista myös parantaa kuvien laatua jälkikäsittelyllä ja pienentää potilaiden saamaa efektiivistä annosta [3, s. 125–126], [4, s. 564]. Uusinta tekniikka näistä edustaa suoradigitaalinen kuvaustapa (DR, direct radiography). Päivitettäessä vanhempi laitteisto uuteen röntgengeneraattorin parametreja on kuitenkin optimoitava, jotta uudesta tekniikasta saatava hyöty olisi mahdollisimman suuri [5, s. 202].

Tällä hetkellä Keski-Suomen sairaanhoitopiirin kuvantamisen alueella sijaitsevista 12 toimipisteestä yhdeksässä käytetään digitaalista detektorijärjestelmää. Näistä seitsemässä on röntgengeneraattorina käytössä Philips Optimus 50 ja kahdessa Indico 100. Kuvauslaitteiden kuvausparametrien arvot – putkivirta ja -jännite, suodatus, kuvausetäisyys ja kuvanluenta – on jo pitkälti yhtenäistetty, mutta generaattoreiden osalta tämä on vielä toteuttamatta. Siis käytännössä säteilyntuottoon vaikuttavien arvojen yhtenäistäminen on vielä kesken.

Tässä tutkielmassa selvitetään, millainen Philipsin röntgengeneraattorin generaattoriohjema on ja kuinka sillä voidaan muokata parametrien arvoja. Lisäksi käydään läpi teknisiä lähtökohtia röntgensäteilyn tuottamisesta sekä röntgenlaitteiston tärkeimpiä komponentteja. Koska tutkielma käsittelee digitaalista kuvantamislaitteistoa, röntgenfilmit ja kuvalevytekniikka on rajattu pois teknisistä lähtökohdista.

## 2 TEKNISET LÄHTÖKOHDAT

Röntgenkuvan muodostumisen voi jakaa karkeasti kahteen osaan: röntgensäteilyn tuottamiseen ja itse kuvan muodostumiseen.

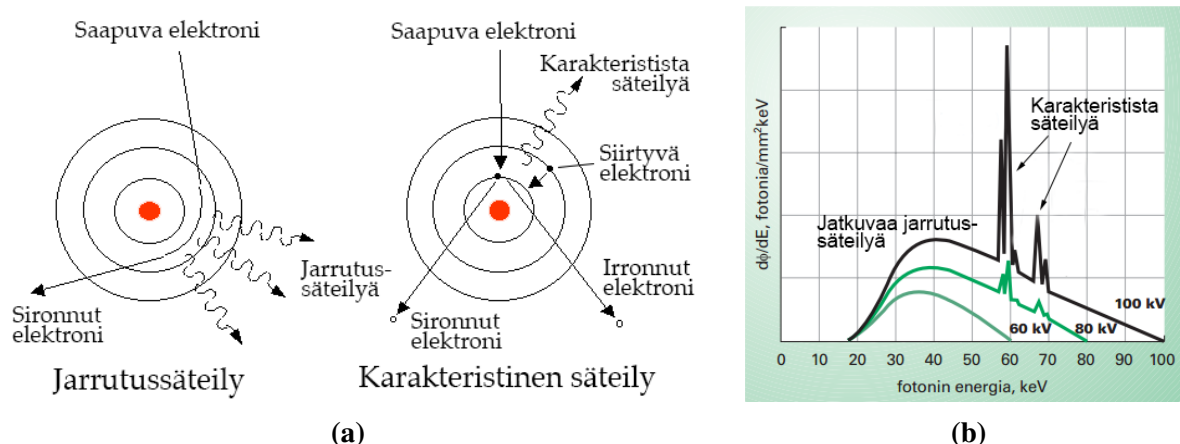
### 2.1 Röntgensäteilyn tuottaminen

Röntgensäteily on sähkömagneettista säteilyä, jota syntyy, kun suurienergiaiset elektronit vuorovaikuttavat aineen kanssa. Tällöin jotkin niistä jarruuntuvat eli ovat vuorovaikutuksessa kohdeatomien ydinten kanssa. Koska kiihtyvässä liikkeessä olevat varatut hiukkaset lähettävät sähkömagneettista säteilyä, osa elektronien liike-energiasta muuttuu jarrutussäteilyksi, jonka spektri on jatkuva.

Osa elektroneista sen sijaan irrottaa atomien elektroneja alimmilta elektronikuorilta vuorovaikuttaessaan näiden kanssa, jolloin ylemmiltä energiatiloilta siirtyy elektroneja irronneiden tilalle. Tällöin atomit emittoivat ominaissäteilyä eli karakteristista säteilyä [1, s. 171–173]. Karakteristinen säteily muodostaa spektriin piikin kutakin ominaisenergiaa vastaavaan kohtaan. Kuviossa 1 on selventävä kuva kummankin säteilytyypin syntytavasta ja siitä, kuinka ne ilmenevät röntgenspektrissä.

Röntgendiagnostiikassa säteilyä tuotetaan röntgenputken ja -generaattorin avulla. Generaattori tuottaa muuntajan ja tasasuuntaajan avulla putken tarvitseman suurjännitteen, joka kiihdyttää elektroneja putken sisällä. Generaattori tuottaa myös virran hehkulangalle, jolloin elektroneja irtoaa langasta kiihdyttävään sähkökenttään. Kiihdytetyt elektronit törmäävät anodiin, jolloin syntyy edellä mainitulla tavalla röntgensäteilyä. [8, s. 19–20] Laitteistoa käsitellään yksityiskohtaisemmin osiossa 3.

Enin osa elektronien liike-energiasta muuntuu lämpöenergiaksi ja vain noin sadasosa röntgensäteilyksi, josta suurin osa on jarrutussäteilyä [8, s. 33]. Esimerkiksi käytettäessä volframianodia



**Kuvio 1:** (a) Jarrutussäteilyn ja karakteristisen säteilyn syntyminen. [7, muokattu] (b) Röntgensäteilyn spektri eri kiihdytysjännitteillä, pienenenergiaiset osat suodatettuna. [8, s. 25, muokattu]

ominaissäteilyn osuus syntyneestä säteilystä on enimmillään noin kymmenen prosenttia alle sadan kilovoltin kiihdytysjännitteellä [1, s. 175]. Myös korkeammilla jännitteillä ja eri suodatus-tavoilla ominaissäteilyn osuus jää alle 12 prosentin [6].

Syntyvää säteilyä voidaan approksimoida yksinkertaistetulla mallilla, jonka mukaan paksussa kohtiossa syntyvän jarrutussäteilyn säteilyteho on

$$P \simeq \frac{Ce^2}{2} ZIU^2, \quad (1)$$

missä  $P$  on säteilyteho,  $C$  vakio,  $e$  alkeisvaraus,  $Z$  anodimateriaalin alkuaineen järjestysluku,  $I$  röntgenputken sähkövirta ja  $U$  putken jännite [8, s. 22]. Yhtälöstä (1) nähdään, että raskaampi alkuaine anodissa sekä suurempi sähkövirta ja kiihdytysjännite saavat aikaan suuremman säteilytehon.

Kiihdytettyjen elektronien energia liittyy säteilyntuottoon myös toisella tavalla. Suurienergiäisemmilla elektroneilla (liike-energia suurempi kuin lepomassa) syntyvän jarrutussäteilyn intensiteettihiippu osoittaa elektronien etenemissuuntaan. Jos taas elektronit ovat suhteellisen pienienergiäisiä, säteily syntyy suurimmaksi osaksi elektronien etenemissuunnasta noin 60–90° pois-päin, riippuen myös anodin kulmasta. Koska natiivikuvauksessa elektronien energiat ovat alle 150 keV, säteily suuntautuu jälkimmäiseen suuntaan, minkä vuoksi röntgenputken suojakotelon ikkuna on sivulla. [10, s. 10]

Röntgenputkesta tuleva säteily vaimenee intensiteetiltään ja energialtaan ennen potilaaseen osu-mista, sillä se läpäisee tyhjiöputken reunalasin, eristeöljyn ja suojakotelon ikkunan. Lisäksi sä-teilyn spektriä halutaan usein muokata hoitoon sopivammaksi käyttämällä erilaisia suodattimia. Suodatusta käytetään muun muassa täyttämään osaltaan säteilylain (592/1991) sekä säteilyn lää-ke-tieteellisen käytön asetuksen (423/2000) vaatimukset, suodattamaan pois matala- tai suuri-energiainen osuus ja siirtämään intensiteettiä eli kasvattamaan efektiivistä energiaa. [9, s. 119–121, 124], [8, s. 25, 36]

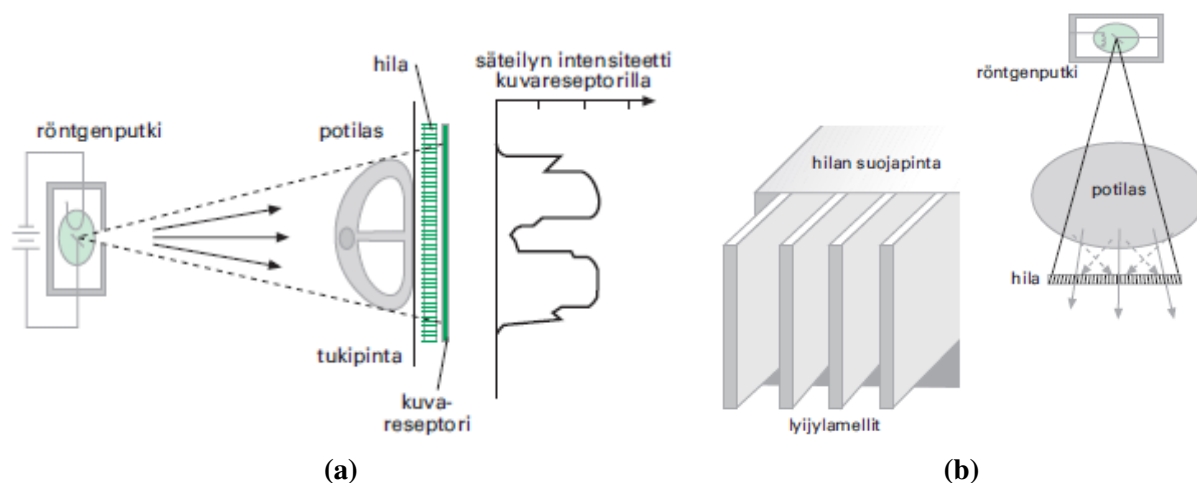
## 2.2 Kuvan muodostuminen

Röntgenkuva muodostuu, kun röntgenputkessa syntynyt säteily kohdistetaan kuvattavaan koh-teeseen, jossa osa säteilystä absorboituu kudoksiin ja osa menee läpi päätyen ilmaisimelle. Ku-vio 2a havainnollistaa tätä. Mitä tiheämpää kudosis on tai mitä paksumpi kerros sitä on, sitä pie-nempi osuus fotoneista pääsee sen läpi. Tähän pohjautuen röntgenkuvasta voidaan erottaa eri kudoksia toisistaan.

Potilaaseen kohdistetun röntgensäteilykeilan ominaisuudet määräytyvät käytettävän jännitteen, hehku- ja putkivirran, kuvausajan, fokuksen koon ja etäisyyden sekä suodatuksen yhteisvaiku-tuksesta [1, s. 194]. Jokaiselle eri kuvausohjelmalle parametrien arvojen yhdistelmät voivat olla keskenään erilaiset. Lisäksi esimerkiksi potilaiden ruumiinrakenne vaikuttaa arvoihin: mitä isompi potilas, sitä enemmän hajasäteilyä [8, s. 85].

Putkijännite vaikuttaa suoraan syntyvän säteilyn energiaan. Suuremmalla jännitteellä saadaan kuvion 1b mukaisesti suurienergiäisempää säteilyä, joka läpäisee potilaan paremmin ja mahdol-listaa pienemmän absorboituneen annoksen potilaaseen, jos annos detektorilla pidetään samana. Tarkemmin sanottuna kuvan valotus on likipitään verrannollinen jännitteen neliöön diagnosti-sella energia-alueella. [1, s. 202], [8, s. 148]





**Kuvio 2:** (a) Röntgenkuvan muodostuminen. [8, s. 62] (b) Hajasäteilyn estävän hilan rakenne potilaan ja detektorin välissä. [8, s. 66]

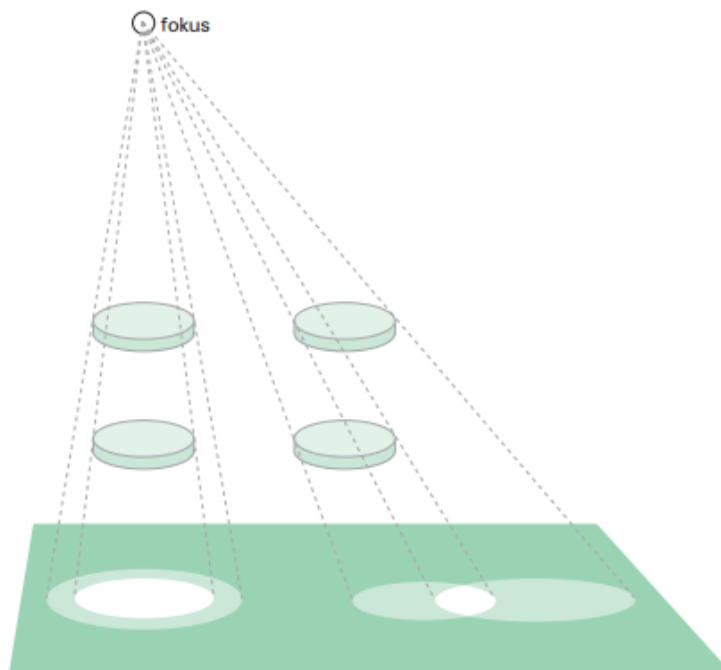
Hehkuvirran vaikutus näkyy elektronien lukumäärässä: mitä suurempi virta, sitä kuumempi hehkulanka ja sitä enemmän emittoituvia elektroneja. Suurempi määrä kiihdytettäviä elektroneja tarkoittaa suurempaa putkivirtaa. Kuvan valotus on suoraan verrannollinen putkivirran suuruuteen. [1, s. 177, 202]

Säteilyä on mahdollista muokata vielä ennen kuin se osuu potilaaseen. Tähän käytetään suodattimia ja kaihtimia eli keilanrajoittimia. Suodattimet vaikuttavat sekä säteilyn laatuun että määrään, ja niitä käytetään yleensä suodattamaan pois kaikista pienienergisistä osista spektristä, joka absorboituisi potilaaseen parantamatta kuvanlaatua. Suodatuksen lisäksi parantaa spektrin annosefektiivisyyttä. Kaihtimien tarkoitus on poistaa fokuksen ulkopuolelta tuleva eli epäfokaalinen säteily sekä rajata keilasta halutun muotoinen ja kokoinen. Epäfokaalinen säteily kasvattaisi muuten potilaan säteilyannosta, aiheuttaisi epäterävyyttä ja kontrastin vähenemistä sekä lisäksi kohinaa. [1, s. 185], [8, s. 35–36, 147]

Osuessaan potilaaseen säteily vaikuttaa kudoksissa eri tavoin. Näitä ovat valosähköinen ilmiö sekä Raleygh'n, Thomsonin ja Comptonin sironnat [10, s. 12–23]. Suurin osa vuorovaikutuksista pehmytkudoksessa 40–100 keV energioilla on Comptonin sirontaa. Luussa myös valosähköinen ilmiö on merkittävä tekijä [11, s. 46]. Osa vuorovaikutuksista voi vaikuttaa kuvanlaatuun negatiivisesti, sillä siroaminen ja valosähköinen ilmiö vääristävät tuloksia ja aiheuttavat lopulliseen kuvaan esimerkiksi kontrastin heikkenemistä ja huntumaista epätarkkuutta. Sironneita fotoneja pyritäänkin estämään pääsemästä ilmaisimelle hilan avulla kuvion 2b mukaisesti.

Yksi uusimmista teknisistä sovelluksista hajasäteilyn vaikutuksen vähentämiseen on virtuaalinen hila. Se poistaa hajasäteilyn, röntgenputken ja perinteisen hilan virheellisen asemoinnin tuoman vaikutuksen sekä hilan lyijyrakenteen aiheuttaman absorptio. Näiden keinojen turvin virtuaalinen hila mahdollistaa vain noin kolmasosan säteilyannoksella yhtä kirkkaan kuvan kuin tavallinen hila. Virtuaalinen hila on käytössä lähinnä vasta thorax- eli rintakehän kuvauksessa. [12], [13]

Fysikaalisten ilmiöiden lisäksi myös kuvausgeometria vaikuttaa lopullisen kuvan laatuun. Mitä lähempänä fokus on potilasta, sitä suurempi geometrinen vääristymä aiheutuu kuvaan (kuvio 3). Varsinkin kuvan laidalla olevat kohteet ovat kuvassa alttiita vääristymille. Tämän vuoksi fokus on usein suhteellisen kaukana potilaasta – yleensä 120–200 cm etäisyydellä.

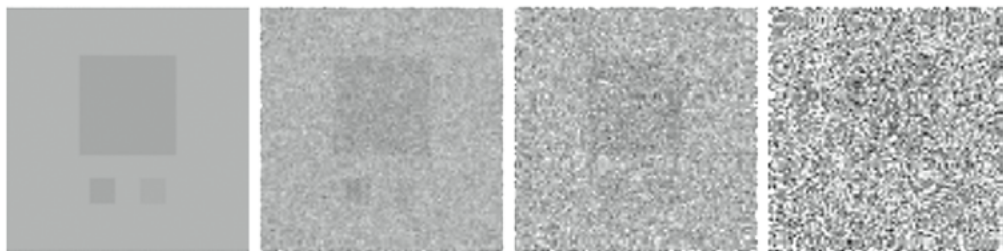


**Kuvio 3:** Fokuksen lyhyen etäisyyden aiheuttama vääristymä röntgenkuvantamisessa. Kauempana olevan fokuksen vaikutus projektiioon on vähäisempi. [8, s. 64]

Suuri vaikutus on myös fysiologisilla tekijöillä. Potilaan sydämen sykkiminen sekä potilaan hengittäminen tai muu liikkuminen kuvauksen aikana aiheuttavat kuvaan liike-epätarkkuutta. Tämän takia kuvausajat tulee pitää tarpeeksi lyhyinä, jotta epätarkkuutta olisi kuvassa mahdollisimman vähän. Kuvausaikaa voidaan lyhentää esimerkiksi kasvattamalla fokuskokoa, jolloin röntgenputki voi tuottaa tehokkaammin säteilyä. Tällöin kuitenkin kuvan terävyys kärsii, joten fokuskokoa valitessa täytyy pohtia, onko geometrinen vai liike-epäterävyys pienemmässä roolissa. [8, s. 33]

Viimeisenä tekijänä kuvan muodostumisessa on ilmaisimien. Se muuttaa potilaan läpäisseet röntgenkvantit joko suoraan varauksiksi valojohdeiden avulla (suoradigitaalinen detektori) tai epäsuorasti tukeaineen avulla ensin näkyväksi valoksi ja sitten fotodiodien avulla varauksiksi (epäsuora detektori). Näistä varauksista muodostuu detektorille digitaalinen kuva eli kuvamatriisi, jonka pikselit sisältävät kirkkaustiedot numeroarvoina. Muunto näkyväksi kuvaksi tapahtuu näyttöpäätellä. [1, s. 207–209, 222], [8, s. 61–65], [10, s. 173]

Joitain kuvan muodostumiseen liittyviä vääristymiä on mahdollista korjata myös jälkikäteen, kuten esimerkiksi virtuaalihila tekee. On kuitenkin huomattava, että käsittelyllä ei ole mahdollista lisätä kuvan informaation määrää. Digitaalisia kuvia voidaan esimerkiksi terävöittää erilaisten konvoluutio-operaatioiden ja Fourier-muunnosten avulla. Lisäksi voidaan ikkunoida kuvien harmaa-asteikkoa, korjata vääristymiä, suodattaa yksityiskohtia sekä yhdistellä eri kuvia. Terävyyden säätämässä ongelmaksi muodostuu se, että muunnoksien heikkoja kuvasignaalin taajuuksia vahvistettaessa myös näillä taajuuksilla oleva kohina vahvistuu. Jälkikäsitellessä hankaluuksia aiheuttaa usein kohina, josta kerrotaan tarkemmin osiossa 2.3. Kohinanpoistoalgoritmeja on myös kehitetty, mutta ne eivät pysty korjaamaan tilannetta, jossa signaali on heikko kohinaan verrattuna. [8, s. 92, 116]



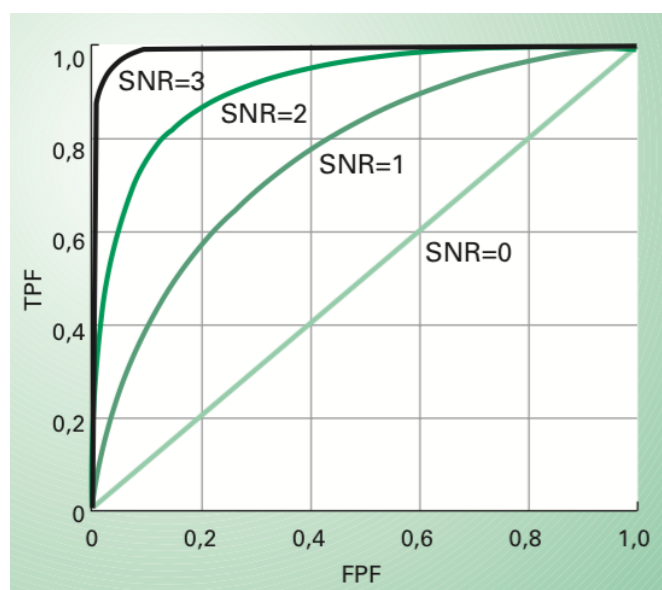
**Kuvio 4:** Kohinan vaikutus kuvaan. Vasemmassa reunassa on referenssikuva. Seuraaviin kuviin on lisätty valkoista kohinaa siten, että pikseliarvojen keskihajonta on 15, 30 ja 60. [8, s. 93]

## 2.3 Kohina

Digitaalisen kuvan kohina johtuu tallennetun signaalin satunnaisesta vaihtelusta pikselitasolla. Kuvassa se ilmenee pikselien tummuuden vaihteluna niitä ympäröivän kuva-alan keskimääräisen tummuusasteen ympärillä, mikä on nähtävissä kuviosta 4. Kohinan eri lähteitä ovat muun muassa kvanttikohina, niin sanottu pimeän virran kohina ja konversiokohina. [8, s. 93]

Hyvällä laitteistolla kvanttikohina on ainoa merkittävä kohinan lähde. Kvanttikohina johtuu kuvan muodostavien röntgenkvanttien äärellisestä määrästä. Kvanttien syntyminen sekä vuorovaikutukset kudoksissa ja ilmaisimissa ovat satunnaisilmiöitä, ja kvanttien lukumäärä noudattaaakin Poisson'n jakaumaa. Näin ollen mitä enemmän kvantteja päätyy ilmaisimelle, sitä pienempi on kohinan suhteellinen osuus. [8, s. 93–94]

Kohinan vaikutus näkyy kuviossa 4 neliöiden havaitsemisen vaikeutumisenä – ne näyttävät katoavan kohinaan. Yksi kuvanlaadun mittari onkin signaali–kohinasuhde SNR (signal-to-noise ratio). Se ilmaisee, kuinka hyvin tyypillinen havaitsija näkee kohteen [1, s. 92]. Kuviosta 5 nähdään, että esimerkiksi SNR:n arvolla 3 oikean diagnoosin tekeminen on käytännössä lähes varmaa.



**Kuvio 5:** Eri SNR-arvoja vastaavia ROC-käyriä (receiver operating characteristic). X-akselilla on väärän positiivisen (FPF, false positive fraction) ja y-akselilla oikean positiivisen (TPF, true positive fraction) diagnoosin todennäköisyys. Diagnoosin erottelokyvyn hyvyys saadaan integroimalla käyrän alle jäävä pinta-ala. [8, s. 81, 106]

### 3 DIGITAALINEN KUVAUSLAITTEISTO

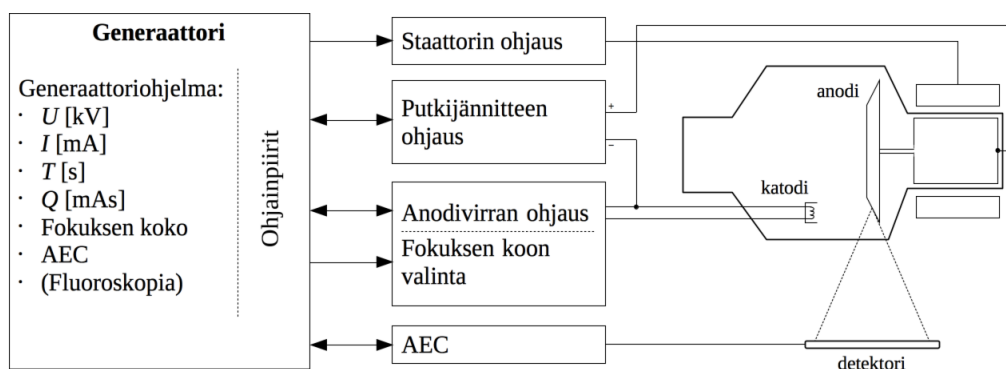
Tavallisen röntgensäteiden tuottoon käytetyn laitteiston pääkomponentit ovat röntgengeneraattori ja -putki, suodattimet ja kaihtimet. Potilaan läpi päässyt säteily osuu ilmaisimeen, joka muodostaa kuvan. Digitaalisen kuvantamisen aktiivimatriisidetektoria käytettäessä kuva muodostuu kuvatiedostoksi sähköiseen järjestelmään, ja sitä voidaan tarkastella näyttöpöytäeltä. Edellä mainituista komponenteista käydään tarkemmin läpi generaattori, röntgenputki ja ilmaisim.

#### 3.1 Generaattori

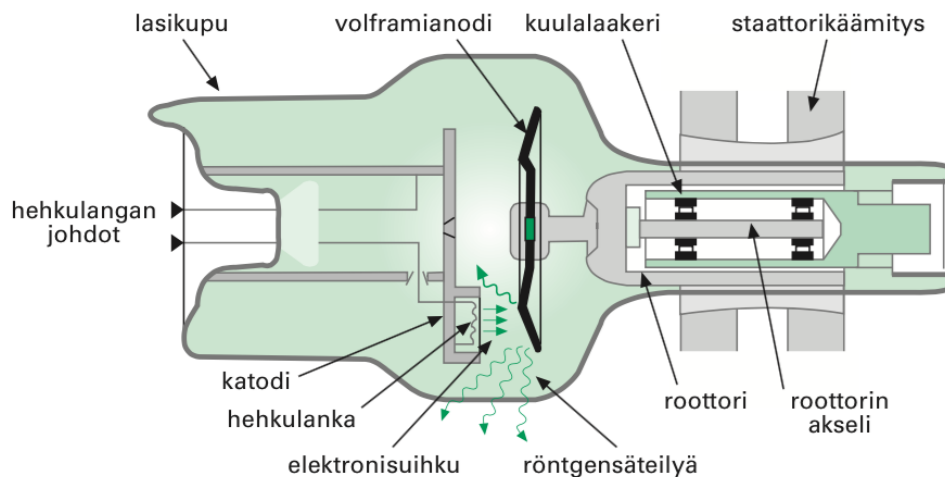
Röntgengeneraattorin päätehtävä on tuottaa röntgenputkelle tarpeeksi tehoa elektronien kiihdyttämiseksi. Koska vaaditut asetukset riippuvat kuvausohjelmasta ja -tavasta, generaattorin hallintaohjelmasta on mahdollista säätää putkijännitettä  $U$  [kV] ja -virtaa  $I$  [mA], kuvausaikaa  $t$  [s] tai kuvausajan ja virran tuloa  $It$  tai  $Q$  [mAs], suodatusta, fokuksen kokoa ja annoskammioiden herkkyyttä. Lisäksi potilaan fyysisen koon mukaan tehtävät korjaukset onnistuvat ohjelmasta. [1, s. 190–198]

Tehonsyötön lisäksi generaattori valvoo toimintaa ja huolehtii ajoituksista kuvauksen eri tapahtumien välillä. Näitä ovat esimerkiksi verkkojännitteen heittelyjen korjaukset, katodin hehkuvirran kytkeminen ja anodin pyörittämisen aloittaminen riittävän ajoissa ennen kiihdytysjännitteen kytkemistä. Kaikissa generaattoreissa on yleensä myös valotusautomaattikka AEC (automatic exposure control), jota voidaan käyttää automaattikalle soveltuvissa kuvauksissa. Se huolehtii röntgensäteilyn tuoton lopettamisesta, kun haluttu säteilyannos on saavutettu. Näin kohdetta ei sädetetä turhaan, jolloin potilas välttyy ylimääräiseltä säteilyaltistukselta. Myös AEC:n asetus-ten säätäminen onnistuu generaattoriohjelmasta. [1, s. 190–198], [8, s. 36–37]

Diagnostisissa kuvauksissa yleisin ja Suomessa käytännössä ainoa käytössä oleva generaattorityyppi on suurtaajuusgeneraattori, sillä se pystyy luomaan hyvin tasaista suurjännitettä. Lisäksi se on verrattain kevyt ja pienikokoinen, valotuksen ajoituksen hallinta on tarkkaa ja ylläpito-kustannukset eivät ole yhtä suuret kuin vaikka tasajännitegeneraattorilla. [8, s. 37–38], [10, s. 104] Kuviossa 6 on esitetty generaattorin yleisimmät toiminnot.



**Kuvio 6:** Kaaviokuva röntgengeneraattorin yleisimmistä toiminnoista. [10, s. 102]

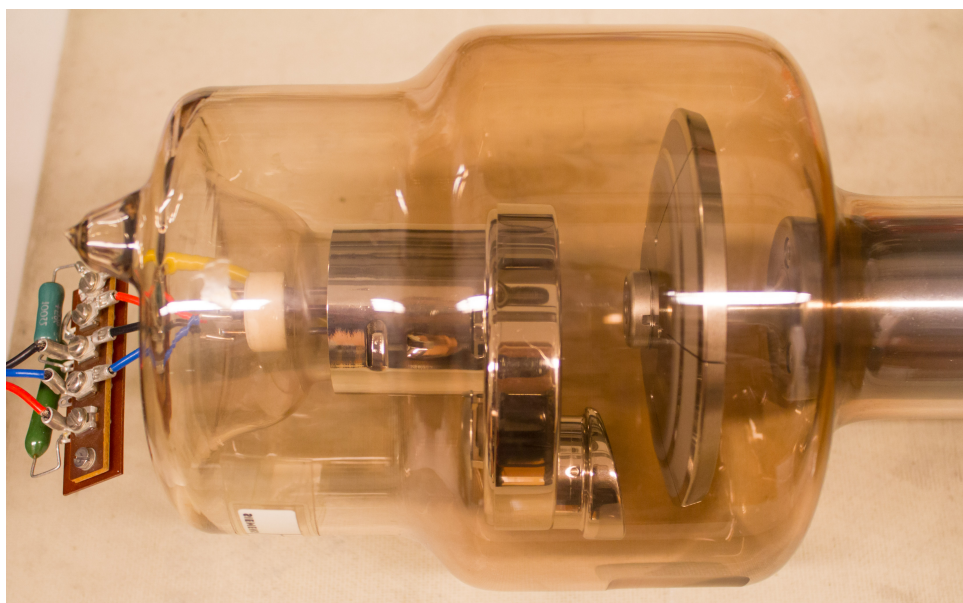


**Kuvio 7:** Röntgenputken yksinkertaistettu rakenne. [8, s. 32]

### 3.2 Röntgenputki

Generaattorin tuottama teho menee röntgenputkelle, jossa röntgensäteily syntyy. Putken rakenne on esitetty kuviossa 7 ja oikea röntgenputki on kuviossa 8. Putken pääkomponentit ovat katodi, anodi ja lasikupu.

Katodissa on yleensä kaksi erikokoista, halkaisijaltaan 0,2–0,3 mm paksuisesta volframista kiedottua hehkulankaa, jotka on upotettu syvennyksiin. Kyseisten urien tarkoitus on fokusoida elektronisuihku teräväksi haluttuun kohtaan anodia. Lyhyempi hehkulanka tuottaa pienemmän fokuksen, mikä mahdollistaa terävemmän röntgenkuvan. Tällöin putkelle ei kuitenkaan voi syöttää suurta tehoa, minkä vuoksi kuvausaikaa joudutaan pidentämään ja riski liike-epäterävyyteen kasvaa. Vastaavasti pidempi lanka tuottaa suuremman fokuksen ja lähtökohtaisesti epäterävemmän kuvan, mutta tällöin putkelle voidaan syöttää suurempia tehoja ja näin lyhentää kuvausaikaa. [8, s. 32–33], [10, s.93–94] Erään röntgenputken katodi hehkulankoinen on kuviossa 9.



**Kuvio 8:** Keski-Suomen sairaanhoitopiirin laitetekniikan osastolla näytillä ollut, käytöstä poistettu röntgenputki.





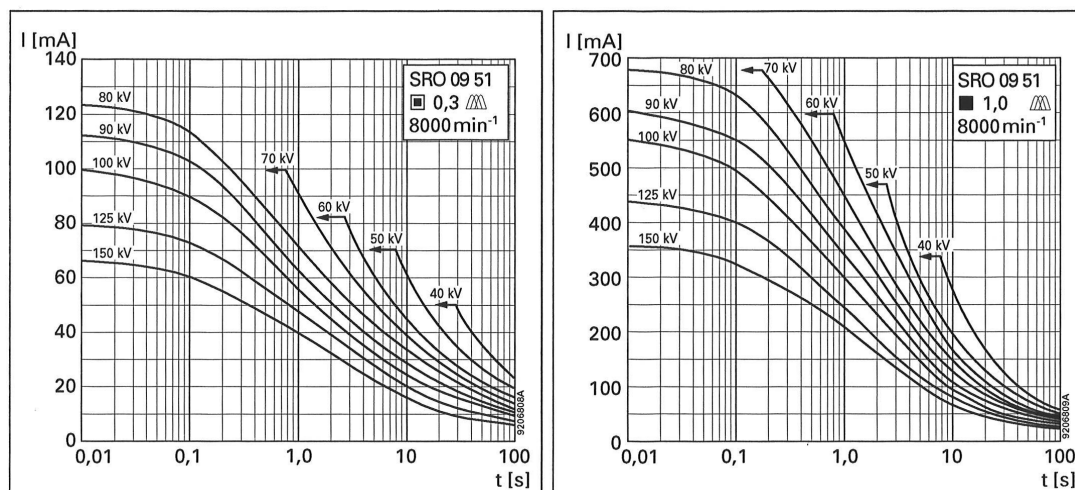
**Kuvio 9:** Keski-Suomen sairaanhoitopiirin laitetekniikan osastolla esillä ollut, käytöstä poistettu röntgenputken katodi.

Esimerkiksi Keski-Suomen sairaanhoitopiirin kuvantamisen paljon käyttämän Philips SRO 09 51 -röntgenputken pieni fokus on  $0,3 \text{ mm}^2$  ja iso  $1,0 \text{ mm}^2$  [14].

Natiivikuvantamisessa myös anodi on käytännössä aina volframia, sillä sen sulamislämpötila ( $3410 \text{ }^\circ\text{C}$ ) ja järjestysluku (74) ovat korkeita, mikä on edellytys suurelle jarrutussäteilyn tuotolle. Nykyaikaisten röntgenputkien anodit ovat pyöriviä ja viistopintaisia, koska elektronien liike-energiasta vain noin sadasosa muuttuu röntgensäteilyksi ja loput lämmöksi. Tällöin lämpö saadaan jakautumaan laajemmalle alalle. Pyörittämistä varten anodi on kytketty varren avulla laakeroiduksi roottoriksi, jota staattorit pyörittävät. Anodin on kestettävä jopa usean kymmenen kilowatin tehoja, minkä vuoksi sitä on jäähdytettävä tehokkaasti. Lisäksi anodilautasen pinnan takana on yleensä volframia tehokkaammin lämpöä varaavia materiaaleja, kuten grafiittia tai molybdeenä. [8, s.33–34]

Edellä mainitun SRO 09 51 -röntgenputken nimellinen putkijännite on 150 kV ja anodin nimellinen syöttöteho 50 kW isolle fokukselle. Anodimateriaalina on käytetty renium–volframiseosta. Lisäksi kuviossa 10 on esitetty kyseisen putken kuvausaika–putkivirta-kuvaaja sekä isolle että pienelle fokukselle eri putkijännitteiden arvoilla. [14] Kuvaajista nähdään hyvin se, että laitteisto ei pysty tuottamaan todella lyhyessä ajassa suurta sähkömäärää. Esimerkiksi isoa fokusta käytettäessä 90 kV jännitteellä ei voi tuottaa 100 mA s sähkömäärää alle 0,167 s kuvausajalla. Lisäksi suurella putkijännitteellä ei voi tuottaa yhtä suuria sähkömääriä kuin pienemmillä jännitteillä, ja pienellä fokuksella sähkömäärät ovat reilusti pienemmät isompaan fokukseen verrattuna.

Lasikuvun päätarkoitus on ylläpitää tyhjiötä putken sisällä. Tällöin elektronit pääsevät esteettä anodille, kun sisällä ei ole ionisoituvaa ja hidastavaa kaasua. Lisäksi tyhjiö estää hehkulankojen hapettumisen ja vähentää eri komponenttien materiaalien kaasuuntumista. Anodin kohdalla kupu on yleensä hieman ohuempi, jotta syntynyt röntgensäteily pääsee pois putkesta liiemmin absorboitumatta. Lasikuvun pinnassa tai lasiin seostettuna voi olla myös metallia tai keraamisia materiaaleja. [10, s. 101]



**Kuvio 10:** Philips SRO 09 51 -röntgenputken  $(t, I)$ -kuvaajat eri putkijännitteillä, vasemmalla pienelle ja oikealla isolle fokukselle. Putken anodin ekvivalentti syöttöteho on 250 W. [14]

### 3.3 Ilmaisim

Potilaan läpäisevä röntgensäteily havaitaan ilmaisimella eli detektorilla. Digitaaliset detektorilevyt ovat niin sanottuja aktiivimatriisidetektoreita, joissa käytetään alun perin nestekidenäyttöihin suunniteltuja TFT- eli ohutfilmitransistoreja [1, s. 220]. Kukin detektorin elementti kerää röntgensäteilyn aikaansaaman varauksen talteen. Varaustieto luetaan detektorilta vaaka- ja pystyrivi kerrallaan, ja yhdistämällä eri rivien tiedot voidaan määrittää yksittäisen elementin varaus. [10, s. 173] Näistä tiedoista muodostetaan kuvatiedosto, jossa varauksen suuruus määrittää pikselin kirkkausasteen [8, s. 62].

Aktiivimatriisidetektorit jaetaan kahteen eri luokkaan: suoradigitaalisiin ja epäsuoriin. Jako perustuu niiden tapaan muodostaa varauksia röntgensäteilystä. Epäsuorassa detektorissa röntgensäteily muutetaan tuikeaineen avulla ensin valoksi. Mitä enemmän röntgensäteilyä tuikeaineeseen tulee, sitä enemmän valoa siinä syntyy. Sen jälkeen fotodiodit muuttavat syntyneen valon varauksiksi, jotka tallennetaan muistiin. Epäsuoran menetelmän huono puoli on se, että tuikeaineessa syntyvät fotonit leviävät sivuttaissuunnassa. Tällöin osa fotoneista absorboituu viereisten elementtien fotodiodeihin, mikä lisää epäterävyyttä syntyvään kuvaan. Tuikeaineen materiaali on yleensä joko  $Gd_2O_2S$  tai kuvan terävyyden kannalta parempi CsI. [1, s. 221–222]

Suoradigitaalisessa detektorissa käytetään puolijohdetta, joka muodostaa elektroni–aukkopareja. Syntyneiden parien määrä on verrannollinen röntgensäteilyn intensiteettiin. Paneelissa olevan sähkökentän avulla varaukset kerätään talteen. Sähkökenttä takaa myös sen, etteivät varaukset jakaudu sivuttaissuunnassa usean elementin alueelle, kuten epäsuoran detektorin kohdalla käy. Puolijohdeena käytetään yleensä amorfista seleeniä. Sen absorptiotehokkuus ei ole kovin hyvä, minkä vuoksi sitä on käytettävä melko paksuna kerroksena. Paksuus ei kuitenkaan haittaa, koska sähkökentän ansiosta elektronit eivät jakaudu laajalle alueelle. [1, s. 222]

Niissä Keski-Suomen sairaanhoitopiirin kuvantamisen yksiköissä, joissa käytetään Philipsin röntgengeneraattoreita, on alun perin käytetty filmiajan laitteistoa. Filmikuvauksesta on siirrytty kasettikuvantamisen kautta nykyisiin digitaalisiin detektoreihin, jotka ovat Fujifilmin epäsuoria D-EVO-detektorilevyjä. Käytettäväksi levyiksi on valittu malli, jossa tuikeaineen materiaali on CsI. Fujifilmin D-EVO-levyt eroavat hieman tavallisista epäsuorista detektoreista, sillä niiden TFT-ilmaisimet ovat paneelin yläpuolella. Tavallisissa paneeleissa ilmaisimet ovat tuikeaine-

kerroksen alapuolella. Fujifilmin mukaan käänteinen järjestys vähentää fotonien leviämisestä johtuvaa kuvien epäterävyyttä, sillä röntgensäteilyä absorboituu enemmän tuikeaineen pinnan tuntumassa kuin syvemmillä. [1, s. 221], [15], [16]



## 4 GENERAATTORIOHJELMA

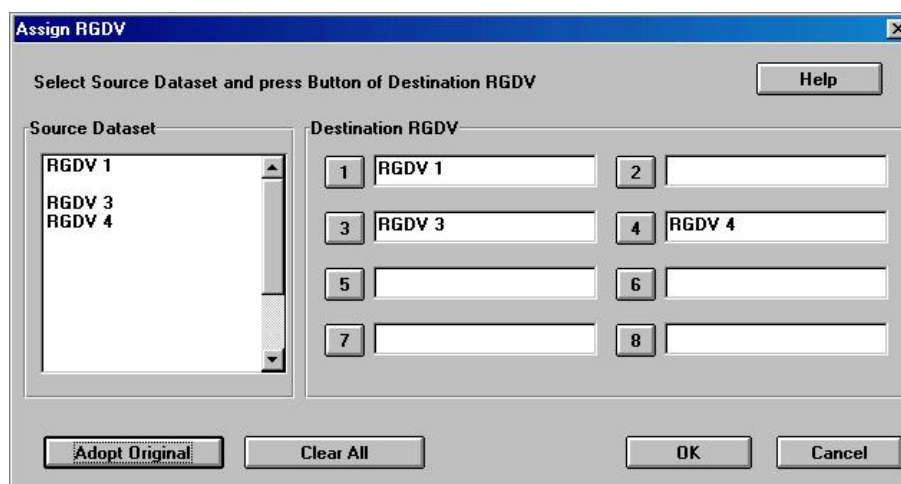
Röntgenhoitajan näkökulmasta laitteiston yksi keskeisimpiä osia on generaattoriohjelma, josta valitaan kuvausohjelma ja säädetään röntgengeneraattorin parametreja. Seuraavaksi tarkastellaan Philipsin generaattoriohjelmaa, koska enemmistö Keski-Suomen sairaanhoitopiirin kuvantamisen digitaalisista yksiköistä käyttää Philipsin generaattoria.

Nykyään eri kuvausohjelmien parametrien arvot on tallennettu keskitetysti tietokantaan, josta röntgenlaitteen käyttäjä voi ladata ja katsella tietoja, muuttaa niitä tiettyä kuvausta varten tai tallentaa uudet arvot tilalle. Tällaisen järjestelmän etuna on se, ettei työntekijän tarvitse itse säätää arvoja ohjeista tai omasta muistista, jolloin laitteen käyttö helpottuu ja mahdollisuus virheille pienenee.

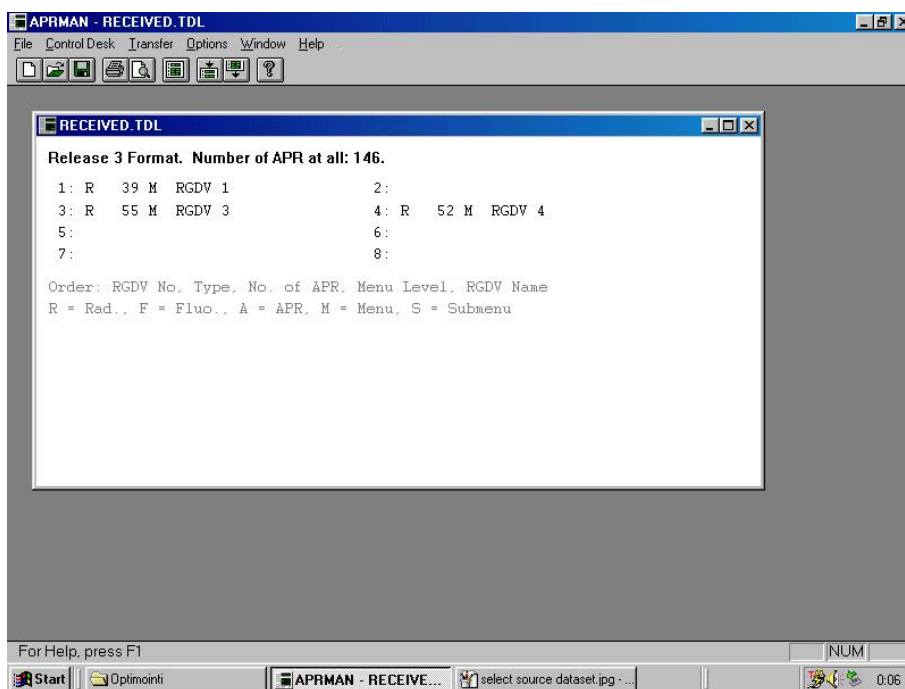
Philips käyttää omaa APRMAN-ohjelmaansa (automatic programmed radiography manager) tähän tarkoitukseen. Kuviot 11–17 ovat kuvakaappauksia ohjelman käyttöliittymästä eri tilanteissa. Käytössä on tietokone, jossa APRMAN-ohjelma on asennettuna Windows 98 -käyttöjärjestelmälle. Tässä tutkielmassa käytettävä tietokanta on kopio oikeasta, käytössä olevasta tietokannasta.

Ohjelmaa käynnistettäessä on ensin etsittävä datatiedosto, josta kuvausohjelmien tiedot halutaan lukea. Tämä tapahtuu painamalla kuvaketta *Open file...* tai vaihtoehtoisesti menemällä valikon kautta *File* → *Open file...* Avautuneessa ponnahdusikkunassa on navigoitava oikeaan kansioon ja valittava oikea tiedosto ja painettava lopuksi *OK*.

Tämän jälkeen ohjelma avaa kuvion 11 mukaisen paneelin. Tässä RGDV (registration device) tarkoittaa kuvaustelineettä, johon detektori asetetaan. On siis valittava oikeat telineet. Ne voidaan asettaa yksitellen, mutta ohjelma muistaa myös aikaisemman järjestyksen. Mikäli muokataan jo olemassa olevaa ohjelmaa, klikataan painiketta *Adopt Original* ja sen jälkeen *OK*.



**Kuvio 11:** APRMAN-ohjelman valintaikkuna, kun ohjelma on avattu ja oikea datatiedosto valittu. Nyt voidaan valita tarkasteltavan kuvauspaikan ohjelmaan syötetyt kuvaustelineet.



**Kuvio 12:** Näkymä, kun telineet on asetettu. Tässä tietokannassa valittavissa olevia kuvausohjelmia on 146.

Nyt ohjelma näyttää yhteenvedon valinnoista kuvion 12 mukaisesti. Useimmissa Keski-Suomen sairaanhoitopiiriin kuvantamisen kuvaushuoneissa generaattoriin asetettu järjestys on seuraava: RGDV 1 on bucky-teline, RGDV 3 thorax-teline ja RGDV 4 liikuteltava irtoteline. Yhteenveto sisältää seuraavat tiedot selitteineen: telineen numeron, tutkimuksen tyyppin, APR:ien eli tallennettujen kuvausohjelmien lukumäärän, valikkotason ja telineen nimen. Esimerkiksi ensimmäi-



**Kuvio 13:** Ohjelman hallintapaneeli, josta voidaan muun muassa valita kuvausohjelma ja säätää parametreja.

sen rivin teline (1: R 39 M RGDV 1) on järjestyksessä ensimmäinen, sitä käytetään radiologisessa tutkimuksessa, siinä on 39 APR:ää, sen valikkotaso on päävalikko ja sen nimi on RGDV 1.

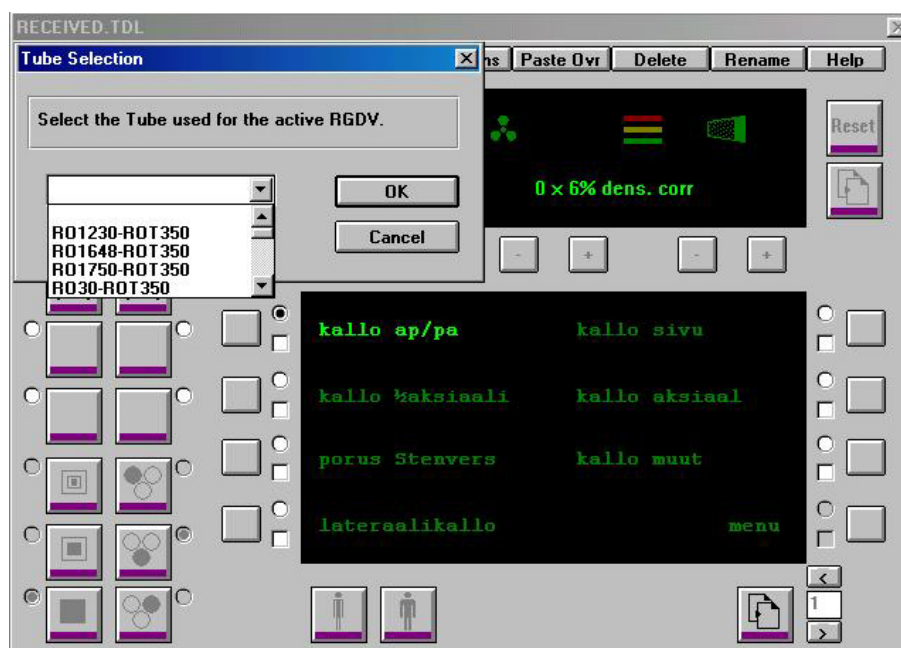
Seuraavaksi avataan ohjelman hallintapaneeli painikkeesta Open Control Desk Dialog tai valikon kautta Control Desk → Open Control Desk Dialog. Myös tuplaklikkaus aktiivisen ikkunan jossain kohdassa ajaa saman asian. Hallintapaneelin päänäkymä on kuviossa 13. Paneelissa on useita kontrollipainikkeita ja kaksi tietoa antavaa ruutua. Alemmassa ruudussa on kuvausohjelmien valikkorakenne. Nyt näkyvissä on päävalikko, jossa valitun detektorin mahdolliset ohjelmat on jaoteltu kuvattavan kohteen mukaan eri kategorioihin.

Vasemmalla olevat kahdeksan ylempää neliöpainiketta on varattu telineille. Kuvion 13 tapauksessa aiemmin valitut telineet näkyvät nyt siis paikoissa 1, 3 ja 4. Tyhjiissä painikkeissa ei ole valittuna mitään telinettä. Valitaan ensin telineistä esimerkiksi RGDV 1 klikkaamalla ensimmäistä neliöpainiketta.

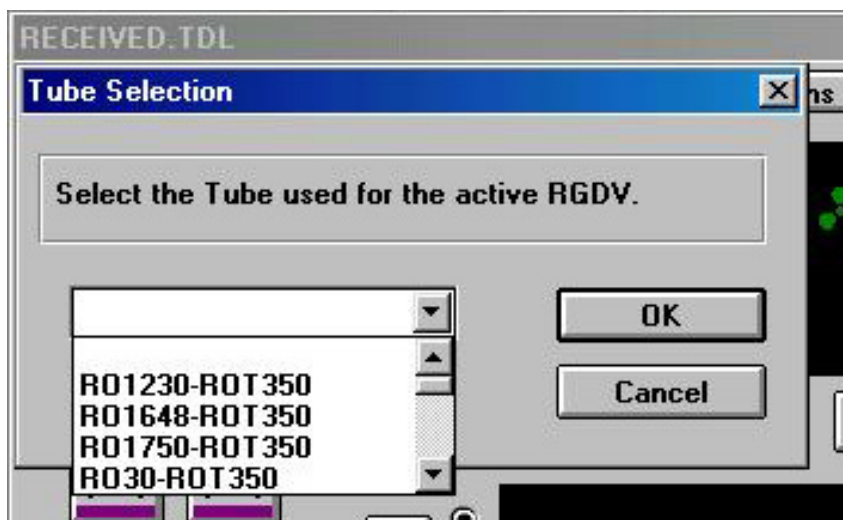
Heti telineen jälkeen kannattaa valita oikea röntgenputki Tube-painikkeesta, sillä putkien erilaiset tehokkuudet vaikuttavat siihen, mitä ominaisuuksia ja parametrien arvoja on valittavissa. Myöhempi valinta voi johtaa ohjelman virheilmoitukseen tai jopa säädettyjen tietojen häviämiseen, mikäli putki ei kykene tuottamaan haluttuja parametrien arvoja. Painikkeen painallus avaa kuviossa 14 näkyvän valintaikkunan, jonka osasuurennos on kuviossa 15. Valitaan listasta esimerkiksi Kyllön terveysasemalla käytössä oleva Philipsin R01750-ROT350 ja painetaan OK.

Valitaan seuraavaksi ohjelmakategorioista Kallo-osio klikkaamalla KALLO-tekstin vieressä olevaa pyöreää valintanappia (○ → ●). Klikkaamalla isoa neliötä valitun osion vieressä päästään kuvion 16 mukaisesti tarkastelemaan kallon eri kuvausohjelmia. Alemmassa inforuudussa näkyy nyt siis Kallo-osion alavalikko. Jos kaikki ohjelmat eivät mahdu samalla kertaa näkyviin, sekä pää- että alavalikoita voi selata ruudun oikean alakulman alla olevilla nuolipainikkeilla (< ja >) tai käyttää niiden vieressä olevaa vierityspainiketta.

Valitaan nyt esimerkiksi kallo ap/pa. Ylempään inforuutuun tulee näkyviin ne parametrit, joita on mahdollista säätää generaattorin työpöydällä valitun automatiikan puitteissa. Nyt näky-



**Kuvio 14:** Röntgenputken valinta thorax-laitteen kallon AP/PA-kuvausta varten.



**Kuvio 15:** Osasuurennos röntgenputken valintaikkunasta.

vissä on valitun kuvausohjelman kV-arvo ja potilaan kokoon perustuva korjaus.

Seuraavaksi voidaan tarkastella tai muokata valitun kuvausohjelman parametrien arvoja. Jos nyt painaa valintanapin (●) vieressä olevaa isoa neliöpainiketta, arvoja voidaan vain tarkastella. Jos taas klikkaa pyöreän valintanapin alapuolella olevaa valintaneliötä (□ → ) ennen isoa neliöpainiketta, arvoja on mahdollista muokata. Painalluksen jälkeen aukeaa kuviossa 17 näkyvä ikkuna, jossa listataan kaikki valitun ohjelman parametrit arvoineen.

Parametrit ja muut asetukset on jaoteltu ryhmiin toimintojen pohjalta. Ylhäällä vasemmalla APR:n nimen (APR Name) alla on parametrit  $U$ ,  $I$ ,  $Q$  ja  $t$  eli putkijännite ja -virta, sähkömäärä sekä kuvausaika. Niitä merkitään kirjallisuudessa yleensä niiden yksiköillä kV, mA, mAs ja s,



**Kuvio 16:** RGDV 1:n eli tässä tapauksessa bucky-telineen kallon AP/PA-kuvausohjelma (anteroposterior/posteroanterior) valittuna. Sen kV-arvo ja potilaan kokoon perustuva korjaus näkyvät paneelin yläosassa olevassa yhteenvetoruudussa.

The screenshot shows a software window titled "RECEIVED.TDL - RGDV 1". The interface is divided into several sections:

- APR Name:** A text field containing "kallo ap/pa".
- Buttons:** "OK", "Cancel", and "Help" buttons are located at the top right.
- Technical Parameters:**
  - U: 63 kV
  - I: 529.1 mA (with a "calc I" button)
  - Q: 100. mAs (with a "calc Q" button)
  - t: 189. ms (with a "calc t" button)
- Field Selection:** Radio buttons for "left", "middle" (checked), and "right".
- preferred Technique:**
  - Technique: "automatic" (dropdown)
  - Automatic: "RAEC" (dropdown)
  - Manual: "RUQt" (dropdown)
- Patient Size Correction (steps at 6%):**
  - small U: 2, large U: 2
  - small Q: 4, large Q: 4
  - small D: 2, large D: 4
- Other Settings:**
  - Focus: "large" (dropdown)
  - Vario Focus: 50 % of small (dropdown)
  - Spectral Filter: "none" (dropdown)
  - Fluoroscopy Curve: 1
  - Tomo No.: 1
  - Ie Usage: 100 %
  - Density (Steps at 6%): 0
- Class of Film / Screen System:**
  - Name: "G200" (dropdown) (with a "calc IQt" button)
  - Recommended Dose: 4.50  $\mu$ Gy

**Kuvio 17:** Kallon AP/PA-kuvausohjelman parametrien arvot ovat säädettävissä, kun röntgenputki on valittu oikein.

mutta tässä sekunnin asemesta käytetään yksikköä ms. Parametrien oikealla puolella on painikkeet calc I, calc Q ja calc t, joita painettaessa ohjelma laskee halutun parametrin arvon uudelleen.

Field- eli Kenttä-ryhmässä on listattu AEC:n mittakammiot left, middle ja right eli vasen, keskimmainen ja oikea. Seuraava ryhmä on Preferred Techniques eli suositellut tai ensisijaiset tekniikat. Asetukset voidaan valita pudotusvalikoiden avulla ( $\nabla$ ) seuraavasti:

- Technique 'tekniikka'
  - automatic 'automaattinen' eli AEC päällä
  - manual 'käsin tehtävä' eli AEC ei päällä
- Automatic
  - RAEC, radiographic automatic exposure control 'radiografinen valotusautomaatiikka'
  - RAECF, radiographic automatic exposure control fixed current 'radiografinen valotusautomaatiikka ennalta säädetyllä virralla'
  - RTDC, radiographic tomo density control 'radiografinen tomografian tiheysautomaatiikka'
- Manual
  - RUQ, radiographic kV-mAs technique 'radiografinen kV-mAs-tekniikka'
  - RUIt, radiographic kV-mA-ms technique 'radiografinen kV-mA-ms-tekniikka'
  - RUQt, radiographic kV-mAs-ms technique 'radiografinen kV-mAs-ms-tekniikka'

RAEC tarkoittaa tavallista valotusautomaatiikkaa, jossa ohjelma säteilyttää käyttäjän valitseman kV-arvon pohjalta röntgenputken normaalilla säteilytuotolla niin kauan, että annoskammion katkaisuraja tai ohjelmaan ennalta säädetty sähkömäärän yläraja saavutetaan. RAECF-asetuksessa käyttäjä syöttää lisäksi haluamansa virran arvon. Toisin sanoen RAECF tarkoittaa valotusautomaatiikan käyttöä kuvan katkaisuun kiinteällä virralla ja kasvavalla ajalla. RTDC liittyy tomografiaan.





**Kuvio 18:** Philips Optimus 50 -röntgengeneraattorin generaattoripöytä.

Manuaaliasetusten kohdalla nimessä mainittuja parametreja voidaan säätää käsin. Siis esimerkiksi RUQ-asetuksessa kV ja mAs voidaan määrittää käsissäädöillä. Muun hoitaa automatiikka. Säädettävissä olevat parametrit näkyvät hallintapaneelin ylemmässä ruudussa, ja niiden säätö onnistuu miinus- ja pluspainikkeilla ( $\ominus$  ja  $\oplus$ ). Jos painikkeet ovat harmaita, niitä ei voi painaa, eli käytössä on tällöin annosautomatiikka. Käytännössä röntgenhoitaja voi säätää näitä ja muitakin arvoja ja valintoja kuviossa 18 näkyvästä generaattoripöydästä, joka muistuttaa paljon APRMAN-ohjelman hallintapaneelia.

Seuraavaksi alhaalla vasemmalla on potilaan kokoon perustuva korjaus (Patient Size Correction). Tällä voidaan vaikuttaa putkijännitteeseen, sähkömäärään ja AEC-kammion herkyyteen ( $D$ , density). Arvot ovat positiivisia kokonaislukuja, ja niiden kasvattaminen yhdellä ilmenee pienen potilaan kohdalla (small) alkuperäisen arvon pienenemisenä kuudella prosentilla ja suuren potilaan kohdalla (large) vastaavasti kuuden prosentin suurenemisena. Korjaukset voidaan ottaa käyttöön generaattoripöydän alareunan painikkeista, joissa on pienen tai ison henkilön kuva. Hallintapaneelissa on vastaavat painikkeet, mutta niitä ei voi käyttää.

Oikealla puolella ensimmäisenä on säädettävissä fokukseen vaikuttavat parametrit. Kohdasta Focus voidaan valita pudotusvalikon avulla fokuksen koko. Valittavana on vaihtoehdot small (pieni), medio (keskikoko), large (suuri) ja vario (vaihtuva). Keski-Suomen sairaanhoitopiirin kuvantamisessa näistä käytössä on pieni ja suuri sekä osassa laitteita myös vaihtuva. Valittavissa olevat fokusvaihtoehdot riippuvat käytössä olevasta röntgenputkesta. Mikäli valittuna on vaihtuva fokus, Vario Focus -arvo määrittää sen, kuinka monta prosenttia valotusajasta säteilytetään pienellä fokuksella ennen kuin siirrytään suurempaan.

Kohdassa Spectral Filter voidaan määrittää käytettävä spektrin suodatus. Vaihtoehdot pudotusvalikossa ovat laitekohtaisia, mutta yleisiä ovat 2 mm alumiinia, yhdistelmä 0,1 mm kuparia ja 1 mm alumiinia sekä yhdistelmä 0,2 mm kuparia ja 1 mm alumiinia. Säteilyturvakeskuksen (STUK) päätös 11/3020/2013 asettaa terveydenhuollon röntgenlaitteille käytönaikaiset hyväksyttävyyysvaatimukset. Nämä koskevat myös primäärisäteilyn suodatusta. Jokaisessa laitteessa, poislukien mammografiassa käytetyt, on primäärisäteilyn kokonaissuodatuksen vastattava vähintään 2,5 mm alumiinia. Ohjelman spektrin suodatus tarkoittaa siis lisäsuodatusta laitteessa olevan kiinteän suodatuksen lisäksi, joka on yleensä juuri säädösten vaatima vähimmäisarvo.

Seuraavana oleva Fluoroscopy Curve (fluoroskopia- tai röntgenläpivalaisukäyrä) liittyy läpivalaisuun ja valmiisiin kV–mAs-käyriin, joten sitä ei tarvita natiivikuvauslaitteistoa säädettäessä. Samoin tomografiakulmiin ja -käyriin liittyvä Tomo No -asetus voidaan tässä tapauksessa jättää huomiotta. Myöskään kohta Te Usage ei muuteta. Se liittyyneen käytettävään putki- tai hehkuvirran maksimiarvoon – varmistusta Philipsiltä tähän ei saatu. Esimerkiksi säätämällä arvoksi 80 % olisi mahdollista pidentää röntgenputken käyttöikä, mutta kyseinen muutos vaikuttaisi samalla myös muihin kuin sähkövirran arvoon, mikä voisi vaikuttaa negatiivisesti kuvanlaatuun tai potilaan säteilyannokseen.

Toiseksi viimeinen kohta on Density (tiheys), jolla voidaan säätää annoskammioiden herkkyyttä ja siten automatiikan katkaisurajaa. Arvot ovat kokonaislukuja ja muutokset kuuden prosentin porrastuksella, eli arvon kasvattaminen esimerkiksi kahdella kasvattaa alkuperäistä herkkyyttä 12 %.

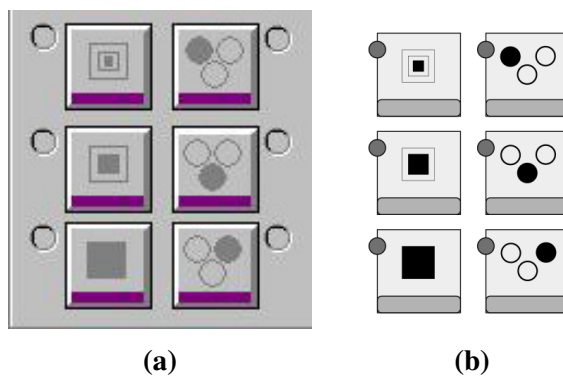
Viimeisenä asetuksena on Class of Film/Screen System (filmin luokka), jonka nimi juontaa juurensa filmikuvantamisen aikakaudelta. Tällä valitaan annoskammion katkaisuraja. Namepudotusvalikossa on vaihtoehdot G200, G400 ja G800, jotka kuvaavat detektorin herkkyyttä samalla periaatteella kuin ISO-arvot esimerkiksi mustavalkofilmeille (ISO 6:1993) ja digitaalisille kameroille (ISO 12232:2006). Valittavissa olevista arvoista G400 on yleisin. G200 on siis puolet G400:n herkkyydestä ja G800 taas kaksinkertainen G400:aan nähden. Herkkyyksiarvon vieressä on painike Calc IQt, jota painamalla ohjelma laskee sähkövirran ja -määrän sekä valotusajan uudelleen asetetun herkkyyden perusteella. Alimpana on Recommended Dose eli ohjelman suosittelema säteilyannos.

Kun kaikki parametrit on asetettu, painetaan OK-painiketta. Näin on saatu tallennettua yhden kuvausohjelman parametrit tietokantatiedostoon. Ohjelmia voi myös muokata ylärivin painikkeilla esimerkiksi kopioimalla (Copy) tai leikkaamalla (Cut) tietyn ohjelman parametrit ja liittämällä joko puuttuvat (Paste Ins, insert) tai kaikki (Paste Ovr, overwrite) kohdat haluamaansa ohjelmaan. Ohjelmia voi myös poistaa (Delete) tai nimetä uudelleen (Rename). Apua ohjelmien muokkaukseen saa Help-painikkeesta. Paneelin saa suljettua lopuksi Close-painikkeesta.

Hallintapaneelissa on vielä painikkeita, joita ei ole käyty läpi. Close-painike sulkee hallintapaneelin. Copy- ja Delete-painikkeilla voi kopioida tai poistaa valitun RDGV:n APR-tiedot. FSC tarkoittanee luokkaa Yhdysvaltain niin sanotussa liittovaltion toimitus- ja jakeluluokituksessa (federal supply classification), jonka tarkoitus on jakaa tuotteet loogisiin ryhmiin. Myös se on jääne filmiajalta, jolloin filmeillä oli osana lääketieteellistä röntgenlaitteistoa oma 6525-alkuinen FSC-koodinsa. [17, s. ii, 46] Density-painikkeella voidaan todennäköisesti säätää kaikkien kuvausohjelmien annosautomatiikan katkaisurajoja kerralla, mutta tähänkään ei saatu varmistusta Philipsiltä.

Vasemman reunan alimmat kuusi painiketta on tarkoitettu generaattoripöydän käyttöön, joten niitä ei voi käyttää paneelin kautta. Sekä paneelin että pöydän painikkeet ovat kuviossa 19. Vasemmanpuoleisilla painikkeilla voidaan ottaa käyttöön pieni, vaihtuva tai suuri fokus, mikäli ne ovat valitulla röntgenputkella käytettävissä. Oikean puolen painikkeilla voidaan valita, mitä annosautomatiikan kolmesta annoskammioista (vasen, keskimmäinen ja oikea) käytetään.

Lisäksi ylemmän tietoruudun reunoilla olevat painikkeet on tarkoitettu vain generaattoripöydän käyttöä varten. Painikkeella mA-s voidaan valita käytettävä valotustekniikka. Painike AEC määrää, onko valotusautomatiikka päällä vai ei. Reset-painikkeella voidaan muun muassa poistaa virheilmoitukset näkyvistä ja lopettaa varoittavat äänisignaalit sekä tallentaa käsin tehdyt muutokset, kun sen kanssa painaa yhtä aikaa muutetun APR:n valintapainiketta. Viimeisellä, oikean



**Kuvio 19:** (a) Fokuksen ja annoskammioiden valintapainikkeet hallintapaneelissa. (b) Vastaavat painikkeet generaattoripöydässä. [18, s. 16]

puolen alemmalla painikkeella voidaan vaihtaa yläruudun sivua, mikäli valitut asetukset sisältävät useampia näkymiä. Myös yläruudun kuvakkeet liittyvät generaattoripöydän käyttöön. Ne ilmaisevat esimerkiksi sen, milloin laitteisto on valmis ottamaan röntgenkuvan ja milloin säteilyä tuotetaan. [18, s. 21]



## 5 JOHTOPÄÄTÖKSET

Lähtökohtaisesti Philipsin APRMAN-generaattoriohjelman käyttäminen nykyaikaisten digitaalisten natiiviröntgenkuvauslaitteistojen kanssa voi vaikuttaa erikoiselta, sillä ohjelma on suunniteltu alun perin filmikuvauslaitteistoa varten. Kuvantamisen peruseriaatteet eivät kuitenkaan ole muuttuneet, vaan teknologia on vain kehittynyt paremmaksi. Tämän vuoksi ohjelman ikä näkyy käytännössä vain vanhassa käyttöjärjestelmässä ja muutamassa ohjelman toimintojen nimessä, joissa käytetään filmikuvauksen termejä, kuten esimerkiksi Class of Film/Screen System.

Toisaalta iän vuoksi kaikkien toimintojen merkitykset eivät selvinneet aina edes ohjelman omista ohjeista, vaan apua oli kysyttävä Philipsin edustajalta. Valitettavasti kaikkiin kysymyksiin ei saatu vastauksia, minkä vuoksi muutama kohtaan ohjeita jouduttiin kirjoittamaan todennäköinen selitys tai toiminto. Lisäksi ohjelmasta puuttuu varmistustoimenpide sille, että käyttäjän on valittava detektori ja röntgenputki ennen kuvausohjelman ja sen parametrien valintaa tai muokkausta. Pahimmassa tapauksessa väärä valintajärjestys voi johtaa tehtyjen muutosten katoamiseen.

Muuten ohjelman käyttö ei ole hankalaa, kunhan käyttäjä on saanut opastuksen ensimmäisiä käyttökertoja varten ja tuntee ennestään laitteiston toiminnot hyvin. Tämä tutkielma on tarkoitettu osaltaan käyttäjän ohjeeksi ja tueksi, jotta epäselvissä tilanteissa apu on nopeasti saatavilla ja jotta aina ei tarvitsisi kysyä jotakuta toista neuvomaan. Varmistamattomien kohtien osalta ohjeet eivät ole täydellisen varmat, mutta muuten ne ovat mahdollisimman tarkat ja kattavat.

## LÄHTEET

- [1] J. T. Bushberg ym. *The Essential Physics of Medical Imaging*. 3. painos. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2012.
- [2] P. Mustajoki, J. Kaukua. Röntgenkuvat. *Senkka ja 100 muuta tutkimusta*. Helsinki: Kustannus Oy Duodecim, 2008. Saantitapa: [http://www.terveyskirjasto.fi/terveyskirjasto/tk.koti?p\\_artikkeli=snk04021](http://www.terveyskirjasto.fi/terveyskirjasto/tk.koti?p_artikkeli=snk04021) (viitattu 8.6.2015).
- [3] A. B. Wolbarst, P. Capasso, A. R. Wyant. *Medical Imaging: Essentials for Physicians*. Chichester, Länsi-Sussex: Wiley-Blackwell, 2013.
- [4] S. S. Hiss. *Understanding Radiography*. 4. painos. Springfield: Charles C Thomas Publisher, LTD, 2003.
- [5] M. Uffman, C. Schaefer-Prokop. Digital radiography: The balance between image quality and required radiation dose. *European Journal of Radiology* **72** (2009) 202–208. Saantitapa: <http://www.tug.org/TUGboat/tb30-1/tb94mori.pdf> (viitattu 30.10.2014).
- [6] P. Tothill. The ratio of K characteristic to total radiation emitted from a tungsten target X-ray tube. *Journal of Physics D: Applied Physics* **1** (1968) 1093–1107. Saantitapa: <http://iopscience.iop.org/0022-3727/1/9/301/pdf/jdv1i9p1093.pdf> (viitattu 23.11.2014).
- [7] Kuva osoitteesta [http://www2.rgu.ac.uk/life\\_semweb/xray.html](http://www2.rgu.ac.uk/life_semweb/xray.html) (viitattu 30.11.2014).
- [8] O. Pukkila (toim.) *Säteilyn käyttö*. Säteily- ja ydinturvallisuus -kirjasarja, STUK. Hämeenlinna: Karisto Oy:n kirjapaino, 2004. Saantitapa: <http://www.stuk.fi/julkaisut/sateily-ja-ydinturvallisuus-kirjasarja/sateilyn-kaytto> (viitattu 18.9.2014).
- [9] W. R. Hendee, R. Ritenour. *Medical Imaging Physics*. 3. painos. St. Louis: Mosby - Year Book Inc, 1992.
- [10] D. R. Dance ym. (toim.) *Diagnostic Radiology Physics: A Handbook for Teachers and Students*, IAEA. Wien: IAEA, 2014.
- [11] T. K. Ikäheimonen (toim.) *Säteily ja sen havaitseminen*. Säteily- ja ydinturvallisuus -kirjasarja, STUK. Hämeenlinna: Karisto Oy:n kirjapaino, 2002. Saantitapa: <http://www.stuk.fi/julkaisut/sateily-ja-ydinturvallisuus-kirjasarja/sateily-ja-sen-havaitseminen> (viitattu 15.12.2015).
- [12] Li Y., Cao H. US 8064676 B2. *Virtual grid imaging method and system for eliminating scattered radiation effect*. Google Patents, 2011. Saantitapa: <http://www.google.com/patents/US8064676> (viitattu 15.12.2015).
- [13] Fujifilmin Yhdysvaltojen sivuston tiedotteet. *Fujifilm introduces virtual grid that offers selectable grid ratios to enhance image contrast and clarity during exams*. Saanti-

tapa: [https://www.fujifilmusa.com/press/news/display\\_news?newsID=880700](https://www.fujifilmusa.com/press/news/display_news?newsID=880700) (viitattu 15.12.2015).

- [14] Philipsin röntgenputken käyttöohjeet. *SRO 09 51 – ROT 350*. Hampuri: Philips Medical Systems, 2000.
- [15] Fujifilmin tuote-esittelysivu. *Original FDR D-EVO*. Saantitapa: <http://digital-radiology.fujimed.com/flat-panel-detectors/original-fdr-d-evo/> (viitattu 2.6.2016).
- [16] Fujifilmin teknologian esittelysivu. *ISS (Irradiation Side Sampling) method*. Saantitapa: <http://www.fujifilm.com/products/medical/technologies/iss/index.html> (viitattu 2.6.2016).
- [17] Yhdysvaltain puolustusvoimien logistiikan virasto (Defense Logistics Agency). *Cataloging Handbook H2: Federal Supply Classification*. Saantitapa: [https://gsaccess.gov/htm/userguides/DRMS\\_H2\\_FSC\\_Guide.pdf](https://gsaccess.gov/htm/userguides/DRMS_H2_FSC_Guide.pdf) (viitattu 26.5.2016).
- [18] Philipsin röntgengeneraattorin käyttöohjeet. *Optimus 50/65/80*. Versio 3.6. Hampuri: Philips Medical Systems, 2005. Saantitapa: <http://www.eba-ag.de/assets/Uploads/Philips-Optimus-50-65-80-User-manual.pdf> (viitattu 26.5.2016).