

Hanna Lehto ja Jenni Korhonen

**SUORADIGITALISOIDUN MAMMOGRAFIAJÄRJESTELMÄN KUVANLAATU JA
SÄTEILYANNOS SUURENNUSKUVAUKSESSA**

**SUORADIGITALISOIDUN MAMMOGRAFIAJÄRJESTELMÄN KUVANLAATU JA
SÄTEILYANNOS SUURENNUSKUVAUKSESSA**

Hanna Lehto ja Jenni Korhonen
Opinnäytetyö
Kevät 2020
Radiografian ja sädehoidon tutkinto-ohjelma
Oulun ammattikorkeakoulu

TIIVISTELMÄ

Oulun ammattikorkeakoulu
Radiografian ja sädehoidon tutkinto-ohjelma

Tekijä(t): Hanna Lehto & Jenni Korhonen

Opinnäytetyön nimi: Suoradigitalisoidun mammografijärjestelmän kuvanlaatu ja säteilyannos suurenuskuvauksessa

Työn ohjaaja: Anja Henner & Anneli Holmström

Työn valmistuslukukausi ja -vuosi: Kevät 2020

Sivumäärä: 51 + 24

Suurenuskuvauksista käytetään mammografiassa täydentävänä tutkimuksena, kun halutaan saada tarkempi kuva pienistä muutoksista ja mikrokalkeista rinnan rakenteissa. Suurenuskuvauksia suoritetaan nostamalla rinta lähemmäs röntgenputkea yleensä suurennustornin avulla, jolloin rinnan ja kuvailmaisimen välinen etäisyys kasvaa suurennoksen saamiseksi.

Tämä opinnäytetyö on osa Innomentarium Oy:n suoradigitalisoinnin kehittämisprojektia. Tutkimuksen tarkoituksena oli kuvailla ja vertailla fokukskoon ja sähkömäärän muutoksen sekä hilan vaikutusta kuvanlaatuun ja säteilyannokseen suurenuskuvauksessa suoradigitalisoidulla mammografialaitteella ja kuvalevyllä. Tutkimuksen tavoitteena oli selvittää suurennuskuvauksen kuvanlaatu suoradigitalisoidulla mammografialaitteella kuvattaessa. Saatuja tuloksia hyödynnetään Innomentarium Oy:n FeniX suoradigitalisointipaketin kehittämiseen.

Opinnäytetyön aineisto kerättiin suoradigitalisoidulla mammografialaitteella ja kuvalevyllä ACR-fantomilla ja viivaparirasterilla otetuista suurennuskuvista. Tutkittava aineisto analysoitiin näköaistia sekä ImageJ-analysointiohjelmaa käyttämällä. Tutkimus tehtiin määrällisenä eli kvantitatiivisena tutkimuksena, jossa havainnot kirjattiin kuvauspöytäkirjoihin numeerisesti ja niitä vertailtiin keskenään. Vertailun johtopäätökset selitettiin sanallisesti.

Tutkimuksessa havaittiin pienen fokukskoon parantavan kuvanlaatu. Hilan käytöllä ei ollut vaikutusta suurennuskuvan kuvanlaatuun käytetyillä kuvausarvoilla, mutta se nosti potilaan saamaa rauhaskudosannosta. Sähkömäärän muutokset eivät vaikuttaneet kuvanlaatuun merkittävästi. Suoradigitalisoidulla laitteella saatiin parempi kuvanlaatu pienemmällä sädeannoksella.

Jatkotutkimuksena olisi hyvä tehdä sama tutkimus isommalla otannalla, sekä vertailemalla useampaa laitetta ja fantomia keskenään. Suoradigitalisoidun laitteen tekniikan toimivuus olisi syytä tutkia myös muilla fantomeilla, sekä vertailla niistä saatuja tuloksia kuvalevyllä. Suurenuskuvauksen kuvanlaatu voisi tutkia vertailemalla suurennuskuvaa ja kuvankäsittelyllä saatavaa mammografiakuvan suurennuskuvaa keskenään eri kuvausarvoilla.

Asiasanat: kuvanlaatu, suurennuskuvauks, mammografia, potilasannos

ABSTRACT

Oulu University of Applied Sciences
Degree Programme in Radiography and Radiation Therapy

Author(s): Hanna Lehto & Jenni Korhonen

Title of thesis: Image quality and radiation dose of a digitalized mammography system in magnification mammography

Supervisor(s): Anja Henner & Anneli Holmström

Term and year when the thesis was submitted: Spring 2020

Number of pages: 51 + 24

Magnification is used as a complementary study in mammography to obtain a more accurate picture of the delicate changes and microcalcifications in the breast. Magnification is usually done by positioning the breast closer to the x-ray tube with a magnification tower. This increases the distance between the breast and the image detector, which creates a magnified image.

This bachelor's thesis is a part of Innomentarium Oy's direct digitalization development project. The purpose of this thesis was to describe and compare how the changes in focal spot size, milliampere seconds and grid affect image quality and radiation dose in magnification mammography. The aim of the study was to determine the image quality of a digitalized mammography system in magnification mammography. The results obtained will be used to develop the direct digital detector for Innomentarium Oy.

The material consisted of magnification images taken with a direct radiography and computed radiography mammography devices using ACR and line pair phantoms. The material was analyzed using the sense of sight as well as the ImageJ analysis program. The study is quantitative, which is why the findings were recorded numerically and compared to each other.

A small focal spot size was found to improve image quality. The grid had no effect on the magnification image quality, but it increased the patient dose. Changes in milliampere seconds affected the image quality. The DR device produced better quality images with a lower patient dose.

For a further study one can redo the research using a larger sample, more devices and different kind of mammography phantoms. The functionality of the DR device technology should also be investigated on other phantoms, comparing the results to the CR device. The magnification studies could also be investigated by comparing magnification with the zooming method using different imaging values.

Keywords: image quality, magnification, mammography, patient dose

SISÄLLYS

| | | |
|-----|---|----|
| 1 | JOHDANTO | 6 |
| 2 | KUVANLAATUUN VAIKUTTAVIA TEKIJÖITÄ MAMMOGRAFIAN SUURENNUSKUVAUKSESSA | 8 |
| 2.1 | Mammografian suurennuskuvaus | 8 |
| 2.2 | Kuvailmaisoin | 9 |
| 2.3 | Kuvanlaatuun vaikuttavat parametrit | 10 |
| 2.4 | Valotusautomaattikka | 12 |
| 2.5 | Hila | 13 |
| 2.6 | Fokuskoko | 14 |
| 2.7 | Rauhaskudosannos..... | 15 |
| 2.8 | Kuvankatseluun liittyvät tekijät..... | 16 |
| 3 | TUTKIMUKSEN TARKOITUS, TAVOITTEET JA TUTKIMUSONGELMAT | 18 |
| 4 | TUTKIMUSMETODOLOGIA..... | 19 |
| 5 | TUTKIMUKSEN SUORITTAMINEN | 20 |
| 5.1 | Aineiston kerääminen | 20 |
| 5.2 | Aineiston analysointi..... | 26 |
| 6 | TUTKIMUSTULOKSET | 29 |
| 6.1 | Fokuskoon vaikutus suurennuskuvan laatuun | 29 |
| 6.2 | Hilan vaikutus suurennuskuvan laatuun | 31 |
| 6.3 | Hilan vaikutus säteilyannokseen | 31 |
| 6.4 | Sähkömäärän muutoksen vaikutus kuvanlaatuun | 33 |
| 6.5 | Erot kuvalevylaitteen ja suoradigitalisoidun laitteen välillä..... | 37 |
| 7 | JOHTOPÄÄTÖKSET | 39 |
| 8 | POHDINTA | 40 |
| 8.1 | Tutkimustulosten tarkastelu..... | 40 |
| 8.2 | Tutkimuksen luotettavuus ja eettisyys | 43 |
| 8.3 | Jatkotutkimusideat..... | 46 |
| 8.4 | Oma oppiminen | 46 |
| | LÄHTEET..... | 47 |
| | LIITTEET | 52 |

1 JOHDANTO

Rintasyöpä on Suomessa naisten yleisin syöpä, ja siihen sairastuu vuosittain liki 5000 naista (Syöpäjärjestöt, viitattu 4.5.2019). Kaikilla 50-69-vuotiailla naisilla on mahdollisuus osallistua valtakunnallisen seulontaohjelman mukaiseen maksuttomaan rintasyöpäseulontaan 20-26 kuukauden välein (Asetus 339/2011, viitattu 8.12.2019), minkä ansiosta rintasyöpä voidaan havaita alkuvaiheessa (Syöpäjärjestöt, viitattu 4.5.2019). Seulontamammografiatutkimusten lisäksi tehdään mammografiatutkimuksia potilaille, joille on todettu kliinisessä tutkimuksessa muutoksia rinnoissa tai heillä on muita rintasyöpään viittaavia oireita (Rissanen & Dean 2017a, viitattu 14.5.2019).

Mammografia on rintojen kuvantamiseen tarkoitettu röntgentutkimus, jossa kuvaa otettaessa rinta puristetaan kuvailmaisimen ja kompressiolevyn väliin. Mammografiassa hyödynnetään matala-energistä säteilyä, jolla pehmeän rintakudoksen eri kudostiheydet saadaan näkyviin parhaalla mahdollisella tavalla. Yleensä rinta kuvataan kahdesta suunnasta, mutta radiologin pyynnöstä perusprojektioita voidaan täydentää lisäkuvilla. Yksi käytettävissä oleva lisäprojektio on suurennuskuvauus, jossa kuvailmaisimen ja rinnan välistä etäisyyttä kasvatetaan suurennoksen saamiseksi. Suurennus parantaa paikkaerotuskykyä, kun käytetään pientä (0.1 mm) fokuskokoa. (Rissanen & Dean 2017b, viitattu 14.5.2019.) Pienen fokuksen käyttö vähentää kuvaan tulevaa geometrista vääristymää, minkä ansiosta suurennuskuvassa voidaan nähdä pienet mikrokalkit, joita ei perinteisestä mammografiakuvasta eroteta (Bick & Diekmann 2007, viitattu 9.6.2019).

Aikaisemmin on tehty paljon tutkimuksia etenkin taulukuvailmaisimien ja kuvalevyjen eroista ja siitä, kumpi niistä on herkempi näyttämään muutoksia rinnoissa (esim. Karellas & Vedantham 2013, viitattu 5.2.2020, Noel & Thibault 2004, viitattu 5.2.2020, Smith 2005, viitattu 5.2.2020). Hilan ja fokukseen vaikutusta kuvanlaatuun ja potilaan saamaan rauhaskudosannokseen (esim. Koutalonis ym. 2009, viitattu 23.11.2019, Chen ym. 2015, viitattu 1.12.2019) on käsitelty laajasti eri tekijöiden tutkimuksissa.

Tässä opinnäytetyössä vertaillaan suoradigitalisoidun- ja kuvalevylaitteen toimintaa suurennuskuvauksessa. Työssä tutkitaan määrällisen tutkimuksen menetelmin suoradigitalisoidun mammografialaitteen suurennuskuvauusta pienellä ja isolla fokuksella sekä hilalla ja ilman hilaa. Pienellä fokuksella ja ilman hilaa saatuja tuloksia vertaillaan kuvalevylaitteella saatuihin vastaaviin tuloksiin. Opinnäytetyön tarkoituksena on kuvailla ja vertailla fokukseen ja sähkömäärän muutoksen sekä

hilan vaikutusta kuvanlaatuun ja säteilyannokseen suurennuskuvauksessa suoradigitalisoidulla mammografialaitteella ja kuvalevyllä. Opinnäytetyön tavoitteena on selvittää suurennuskuvauksen laatu suoradigitalisoidulla mammografialaitteella kuvattaessa. Saatuja tuloksia hyödynnetään In-nomentarium Oy:n FeniX suoradigitalisointipaketin kehittämiseen.

2 KUVANLAATUUN VAIKUTTAVIA TEKIJÖITÄ MAMMOGRAFIAN SUURENNUSKUVAUKSESSA

2.1 Mammografian suurennuskuvaukset

Suurennuskuvaukseen käytetään mammografiassa täydentävänä tutkimuksena, kun halutaan saada tarkempi kuva pienistä muutoksista ja mikrokalkkeista rinnan rakenteissa. Pienten kohteiden parempi näkyvyys johtuu kontrasti-kohinasuhteen kasvamisesta, mikä lisääntyy tutkimuksessa käytetyn suurennusasteen mukaisesti. Suurennuskuvaukset suoritetaan yleensä nostamalla rinta lähemmäs röntgenputkea suurennustornin avulla, jolloin rinnan ja fokuksen välinen etäisyys pienenee (kuvio 1). Fokuksen ja detektorin välinen etäisyys säilyy standardina normaalin mammografiakuvausmuodon mukaisesti. (Koutalonis ym. 2010, viitattu 8.6.2019.)



KUVIO 1. Demonstraatio mammografian suurennuskuvauksesta. 1.fokuspiste, 2. suoradigitalisoitu detektori, 3. suurennustorni, 4.puristuskaukalo, 5. rintaa simuloiva fantomi. (Kuva: Jenni Korhonen)

Kuvauksessa käytetään eri kokoisia kompressiolevyjä puristamaan rintaa mielenkiinnonalueelta. Kompressiolevyn käyttö parantaa kuvan kontrastia ja tarkkuutta. (Lee, Stickland, Wilson & Evans 2007, 72.) Kompressiolevyn puristus ja suurennustornin tuoma etäisyys rinnan ja detektorin välillä vähentää potilaasta tulevan hajasäteilyn määrää ja mahdollistaa kuvaamisen ilman hilaa. Suurenuskuvaa otettaessa käytetään pientä fokusta (0.1 mm), joka parantaa kuvan resoluutiota, mutta nostaa kuvausaikaa. Pienen fokuskoon, rinnan ja röntgenputken fokuksipisteen välisen etäisyyden vähenemisen sekä suuremman virtamäärän (mA) vuoksi, suurennuskuvauksesta potilaalle aiheutuva säteilyannos on huomattavasti suurempi kuin perinteisessä mammografiakuvauksessa. (esim. Rissanen & Dean 2017b, viitattu 14.5.2019; Koutalonis ym. 2010, viitattu 8.6.2019.)

Mammografian suurennuskuvauksessa kuvanlaatuun vaikuttaa moni tekijä. Keskeisenä ovat esimerkiksi kuvattavan anatomia sekä kokemus kivusta. Rintojen anatomia on yksilöllinen ja rinnoissa rasva- ja rauhaskudoksen määrä vaihtelee jokaisella. Rasvakudostäytteisiin rintoihin tulee kuvauksessa helposti ihopoimuja ja paljon rauhaskudosta sisältävien rintojen puristaminen voi aiheuttaa enemmän kipua, jolloin paikallaan pysyminen voi olla haastavaa. Eri kokoiset rinnat voivat aiheuttaa teknisiä artefaktoja kuviin. Esimerkiksi paksuja rintoja kuvatessa kudostiheyden nopea muutos rinnan reuna-alueella saattaa aiheuttaa ongelmia kuvan laskenta-algoritmissa. Suurenuskuvauksessa on huomattavasti pidempi kuvausaika perinteiseen mammografiaan verrattuna, mikä voi johtaa kuvattavan hengityksestä aiheutuvaan artefaktaan. Tämä voi kuvissa näkyä esimerkiksi mikrokalkkien tai rinnan rakenteiden kuvautumisena sumeana ja epätarkkarajaisena. (Ayyala ym. 2008, viitattu 9.6.2019.) Pidemmän kuvausajan vuoksi kannattaa kuvattavaa ohjata pidättämään hengitystään kuvauksen ajan, jotta liikeartefakta saadaan minimoitua (Lee, Stickland, Wilson & Evans 2007, 72).

Tässä opinnäytetyössä suurennuskuvauksella tarkoitetaan mammografian suurennuskuvausta.

2.2 Kuvailmaisin

Taulukuvailmaisimet voidaan jakaa suoran ja epäsuoran konversion detektoreihin. Epäsuoran konversion detektorit perustuvat tuikeaineeseen, joka kaappaa tulevan röntgensäteilyn muuttaen sen valon tuikkeeksi. Tuikeaineena käytetään esimerkiksi talliumilla päällystettyä cesiumjodidia (CsI:TI). Tuikeaineen neulamaiset cesiumjodidikristallit keskittävät valon amorfista piitä (a-Si) sisäl-

tävään ohutkalvodiodimatriisiin, joka muuttaa valon sähkövaraukseksi (Noel & Thibault 2004, viitattu 5.2.2020). Nämä sähkövaraukset luetaan ilmaisimessa olevalla ohutkalvotransistorilla. (Smith 2005, viitattu 5.2.2020.)

Suoran konversion ilmaisimissa röntgensäteet muutetaan suoraan sähkövarauksiksi. Johdeaineena käytetään yleensä amorfista seleeniä (a-Se). (Smith 2005, viitattu 5.2.2020.) Ilmaisimessa kulkee jatkuva sähkövaraus, jonka läpi röntgensäteet kulkevat. Röntgensäteiden kohdatessa ilmaisimessa oleva amorfinen seleenikerros, syntyy elektroniaukkopareja, jotka kulkeutuvat kohti sähkövarauksia kerääviä elektrodeja ja muodostuvat luettavaksi signaaliksi. (Karellas & Vedantham 2013, viitattu 5.2.2020.) Tässä opinnäytetyössä taulukuvailmaisinta käyttävästä mammografialaitteesta käytetään nimitystä suoradigitalisoitu mammografialaite (Direct Digital Mammography, DR) (Innomentarium 2019a, viitattu 22.2.2020).

Kuvalevytekniikka perustuu yleensä bariumfluorobromidiin tai -jodidiin, joka aktivoidaan europiumilla. Kun tähän absorboituu röntgensäteilyä, syntyy valon avulla purettavia metastabiileja viritystiloja. Kuvalevyn skannaaminen kuvauksen jälkeen punaisella lasersäteellä purkaa viritystilat ja synnyttää sinistä valoa, joka on aallonpituudeltaan lyhyempää. Kuvalevyn absorboitunut röntgensäteily määrittää, miten paljon kussakin kuvan kohdassa syntyy valoa: valoa syntyy enemmän, jos kohtaan on kohdistunut enemmän röntgensäteilyä. Röntgenkuvan muodostamiseksi mitataan syntyvän valon intensiteetti jokaisessa kuvalevyn pisteessä. Tämä tapahtuu erillisessä kuvanlukijassa, joka tallentaa saatavan kuvan tietokoneelle digitaalisessa muodossa. Mittaukset vastaavat pikseleitä, joiden arvo kertoo kuvassa olevan kohdan kirkkauden. (Tapiovaara, Pukkila & Miettinen 2004, 57.)

2.3 Kuvanlaatuun vaikuttavat parametrit

Pikselit muodostavat digitaalisen röntgenkuvan. Jokaiseen pikseliin on tallennettu numeerisesti pikselin harmaasävyarvo. Käytetyn ilmaisimen kuvamatriisin koko määrää pikseleiden koon ja lukumäärän sekä vaikuttaa osaltaan siihen, miten pienet yksityiskohdat kuvista voidaan erottaa. Kun kuvamatriisin koko pienenee, pienenee samalla myös pikselikoko (Noel & Thibault 2004, viitattu 5.2.2020). Mitä pienempi pikselikoko on, sitä enemmän informaatiota kuvasta saadaan. FFDM laitteissa pikselikoko on 50-100 μm . (Smith 2005, viitattu 5.2.2020.)

Bittisyys määrittää sen, miten monta erilaista harmaasävyä kuvassa voi olla. Harmaasävyjä on kahdeksanbittisessä 256 tai kymmenenbittisessä 1024. Kuvien harmaasävyjen määrään vaikuttaa myös tietokoneen monitorin ja kuvankatseluohjelman bittisyys. (Matikka 2013, 58.) Detektorin pikselikoko ja pikseleiden lukumäärä, detektorin herkkyys ja kuvauksessa käytetyt kuvausarvot vaikuttavat suoraan kuvan laatuun. Detektorin suorituskykyä kuvataan usein modulaation siirtofunktiolla (Modulation Transfer Function, MTF) ja kvanttiefektiivisyydellä (Detective Quantum Efficiency, DQE) (Smith 2005, viitattu 5.2.2020).

Modulaation siirtofunktio (MTF, Modulation Transfer Function) kuvastaa järjestelmän kykyä siirtää objektin kontrasti lopulliseen kuvaan (Noel & Thibault 2004, viitattu 5.2.2020). MTF kuvaa paikkaerotuskykyä, jota mitataan viivaparilla. Varsinainen resoluutoraja määräytyy detektorin pikselikoon perusteella. (Smith 2005, viitattu 5.2.2020.) Paikkaerotuskyvyn avulla määritellään pienin näkyvässä oleva objekti. Mitä suurempi paikkaerotuskyky on, sitä suurempi on kuvan tarkkuus, jolloin kuvasta voidaan erottaa paremmin pieniä kohteita. (Noel & Thibault 2004, viitattu 5.2.2020.) Tämä on tärkeää etenkin mammografiassa, jossa tarkastellaan hyvin pieniä kohteita, mikrokalkkien ollessa kooltaan jopa 100-200 μm (Smith 2005, viitattu 5.2.2020).

Kvanttiefektiivisyys (Detective quantum efficiency, DQE) ilmaisee detektorin tehokkuuden muuntaa säteily käyttökelpoiseksi signaaliksi (Matikka 2013, 58). Siihen vaikuttaa kohina ja paikkaerotuskyky. Ideaalisessa detektorissa DQE on 100%, jolloin kaikki ilmaisimelle tulevat röntgenfotonit käytetään kuvan muodostamiseen, eikä ilmaisimella muodosta yhtään kohinaa. Käytännössä tämä ei ole mahdollista, vaan DQE heijastaa signaalikohinasuhdetta. DQE perustuu avaruudelliseen taajuuteen: mitä suurempi avaruudellinen taajuus, sitä pienempi detektorin lähtösignaali ja suurempi kohina. Tämä johtaa signaalikohinasuhteen pienenemiseen ja siten DQE:n pienentymiseen. (Noel & Thibault 2004, viitattu 5.2.2020). Taulukuvailmaisimilla DQE on yleensä noin 65-75% ja kuvalevyillä n. 30-60%, mikä tarkoittaa, että suoradigitaalisessa kuvauksessa säteilymäärä voi olla jopa 30-50% pienempi ilman kuvanlaadun huonontumista (Matikka 2013, 58).

Kontrasti on mitattava suure, jolla voidaan ilmaista kuvassa olevien kahden kohteen välistä kirkkauden suhdetta. Käytännössä sillä tarkoitetaan kuvassa olevaa tummuusvaihtelua, eli kun harmaasävyjä on paljon, on kontrasti pieni ja kun kuvassa on sekä todella tummia että todella vaaleita alueita, on kontrasti suuri. Jotta yksityiskohtia on mahdollista erottaa kuvasta, tulee niiden ja taustan välisen kontrastin olla riittävän suuri. (Tapiovaara, Pukkila & Miettinen 2004, 83.) Mammografiakuvissa hyvä kontrasti on tärkeää, sillä rinnan löydökset ovat usein matalakontrastisia ja näin

ollen vaikea erottaa kuvasta (Chevalier ym. 2012, viitattu 26.2.2020). Tässä opinnäytetyössä tarkastellaan eri kontrastisia mikrokalkkikertymiä. Pienikontrastisimmasta mikrokalkkikertymästä käytetään nimitystä pienin mikrokalkkikertymä.

Kontrasti-kohinasuhde (Contrast to Noise Ratio, CNR) määritetään kahden mielenkiinnonkohteen olevan alueen signaalivoimakkuuksien erona suhteessa taustakohinaan. Perinteisesti CNR määritetään käyttämällä PMMA-fantomia ja sen päällä olevaa alumiinilevyä. (Aminah ym. 2010, viitattu 7.2.2020.) Suurennuskuvauksessa näkyvyyden lisääntyminen johtuu CNR:n lisääntymisestä ja CNR kasvaa suurennusasteen kasvaessa (Koutalonis ym. 2010, viitattu 8.6.2019).

Putkijännite (kV) on verrannollinen elektronien saamaan liike-energiaan röntgenputkessa (Tapiovaara, Pukkila & Miettinen 2004, 21). Suurilla putkijännitteillä tuotetaan suurempienergistä säteilyä, mikä läpäisee potilaan paremmin (Kiiskinen 2016, viitattu 23.2.2020). Mammografiassa käytetään yleisesti pientä putkijännitettä (25-30 kV) rintakudoksen pienten vaimennuserojen näkyviin saamiseksi. Säteilyn intensiteettiä on mahdollista säätää putkivirran ja putkijännitteen avulla. (Tapiovaara, Pukkila & Miettinen 2004, 50, 22.)

Sähkömäärä (mAs) on kuvausajan ja putkivirran tulo (Kiiskinen 2016, viitattu 23.2.2020). Sähkömäärä on suoraan verrannollinen potilaan saamaan säteilyannokseen (Ma ym. 2014, viitattu 14.2.2020).

2.4 Valotusautomaatiikka

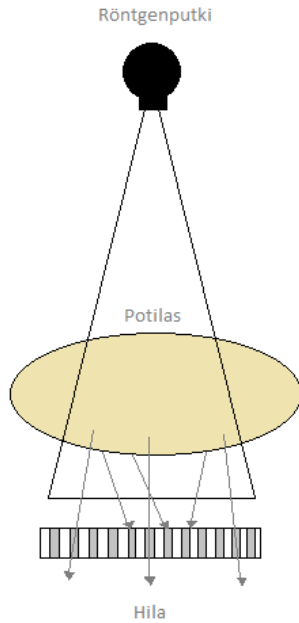
Valotusautomaatiikan AEC (Automatic Exposure Control) tarkoituksena on katkaista säteily, kun mittakammiolle on tullut röntgenkuvaan tarvittava määrä säteilyä. Näin potilas ei saa ylimääräistä säteilyaltistusta. (Kiiskinen 2016, viitattu 23.2.2020.) Mammografiassa valotusautomaatiikan mittakammio sijaitsee hilan ja kuvailmaisimen alla, ja se voidaan muuttaa useaan eri asentoon rintakehän ja nännin välillä. Mittakammion valinta riippuu rinnan koosta. (Chevalier ym. 2012, viitattu 26.2.2020.) Mittakammioista voidaan valita käyttöön yksi tai useampi samanaikaisesti (Tapiovaara, Pukkila & Miettinen 2004, 41). Useimmissa mammografialaiteissa valotusautomaatiikka käyttää ennen eksponointia määritettyjä tietoja selvittääkseen rinnan vaimennuksen. Nämä tiedot yhdistetynä kompressorin puristuksesta havaittuun rinnan paksuuteen määrittää anodimateriaalin, suodatuksen, putkijännitteen ja sähkömäärän. Valotusautomaatiikka tuottaa kuvia, joiden optinen tiheys

on hyvä riippumatta rinnan ominaisuuksista ja säteilyn laadusta. Sen päätehtävänä on varmistaa signaali-kohinasuhteen ja kontrasti-kohinasuhteen riittävyys kuvan jokaisessa pisteessä, sekä varmistaa, että säteilyannokset noudattavat annostasoja. (Chevalier ym. 2012, viitattu 26.2.2020.) Samaa kohdetta kuvattaessa viisi kertaa peräkkäin, on valotusautomaatin toistettava säteilytys siten, että mittaustulokset poikkeavat keskiarvosta enintään 10% (Säteilyturvakeskus 2019a, viitattu 26.2.2020).

Koska valotusautomaatiikan kenttäkoko on pieni, annosnopeusautomaatiikan mittakentän tai valotusautomaatiikan mittakammion osittainen rajautuminen säteilykeilasta voi aiheuttaa tarpeettoman suuren säteilyannoksen. Tämä voidaan välttää käyttämällä käsiarvoja. (Tapiovaara, Pukkila & Miettinen 2004, 37, 41, 148.)

2.5 Hila

Hilaa käytetään kuvauksissa vähentämään potilaasta siroavaa säteilyä. Siroava säteily huonontaa kuvassa näkyvien yksityiskohtien kontrastia ja kuvanlaatua, mistä syystä sirontaa pyritään vähentämään. Tämä tapahtuu tavallisesti asettamalla kuvareseptorin eteen hajasäteilyhila, jonka lyijy- tai metallilamellit absorboivat vinosti hilaa kohti tulevat fotonit. Hilasuhteella, eli lamellien korkeuden suhteella niiden väliin, tarkoitetaan hilan kykyä poistaa siroavaa säteilyä. Lamellit voidaan joko fokusoida jollekin tietylle etäisyydelle tai ne voivat olla yhdensuuntaiset ja sopia mille tahansa etäisyydelle. Mammografiakuvantamisessa käytössä on liikkuva hila, joka häivyttää lamellien näkymistä kuvassa. (Tapiovaara, Pukkila & Miettinen 2004, 65.)



KUVIO 2. Hilan toimintaperiaate. Mukailten: Tapiovaara, Pukkila & Miettinen 2004, 66.

Mammografiakuvantamisessa käytetty energia on matalaenergistä säteilyä, jossa putkijännite on matala ja virta on suuri. Suurennuskuvauksessa hila poistetaan, koska rinnan ja detektorin välille saadaan luotua ilmahila suurennustornin avulla. Sen ansiosta hajasäteily vaimenee matkalla, eikä saavuta detektoria. Tämä, sekä matalaenergisen säteilyn käyttö vaikuttavat kuvan kontrastiin ja kohinaan. (Rissanen & Dean 2017b, viitattu 14.5.2019.)

2.6 Fokuskoko

Fokus on röntgenputken anodissa sijaitseva kohta, mistä säteily lähtee kohteeseensa (Jauhiainen 2003, 21). Röntgenputken katodissa olevan hehkulangan avulla elektronisuihku saadaan suunnattua anodin sähköiseen fokukseen. Tavallisessa röntgenputken katodissa on kaksi hehkulankaa, jotka antavat erilevyisen elektronisuihkun. Tämä mahdollistaa käyttötarpeen mukaan ison tai pienen fokuksen valitsemisen. Isolla fokuksella on mahdollista käyttää isoa tehoa, jonka avulla voidaan saavuttaa lyhyt kuvausaika. Haittapuolena on kuitenkin kuvan terävyyden menettäminen. (Tapiovaara, Pukkila & Miettinen 2004, 33.) Pieni fokuskoko vähentää kuvassa olevaa geometrista vääristymää (Kiiskinen 2016, viitattu 23.2.2020), mutta sen käyttö johtaa pidempiin kuvausajoihin (Tapiovaara, Pukkila & Miettinen 2004, 90).

Mammografiassa käytetty fokuskoko on yleensä iso (0,3 mm), mikä mahdollistaa hyvän kuvan (Tapiovaara, Pukkila & Miettinen 2004, 48). Kun mammografiassa käytetään suurennuskuvausta, aiheuttaa suurennusasteen kasvattaminen geometrisen vääristymän lisääntymisen, mikä vähentää kuvan paikkaerotuskykyä ja diagnostisuutta (Koutalonis ym. 2009, viitattu 23.11.2019). Tämä voidaan korjata vaihtamalla iso fokuskoko pieneen (0.1 mm) (Rissanen & Dean 2017b, viitattu 14.5.2019).

2.7 Rauhaskudosannos

Mammografiassa potilaalle aiheutuvan säteilyannoksen vertailutasosuureena käytetään keskimääräistä rauhaskudosannosta MGD (Mean Glandular Dose). (Toroi 2012, viitattu 25.2.2020). MGD:n avulla voidaan arvioida rauhaskudoksen saamaa säteilyannosta. Lähtökohta rauhaskudosannoksen määrittämisessä on potilaaseen kohdistuva säteilyn ilmakerma. Jotta rauhaskudosannos voidaan selvittää, tulee ilmakerman lisäksi tietää potilaan ikä, käytetty säteilylaatu sekä rinnan paksuus ja rauhaskudospitoisuus. MGD lasketaan kaavalla: (Toroi ym. 2011, viitattu 25.2.2020.)

$$MGD = K_i \cdot g \cdot s \cdot c$$

jossa

K_i = potilaaseen kohdistuvan säteilyn ilmakerma (Incident Air Kerma)

g -kerroin = huomioi rinnan paksuuden ja säteilylaadun

s -kerroin = huomioi suodatuksen ja anodimateriaalin

c -kerroin = huomioi rinnan rauhaskudospitoisuuden (Toroi 2012, viitattu 25.2.2020.)

Ilmakerma on perusmittausuure, josta rauhaskudosannos pystytään laskemaan (Toroi 2012, viitattu 25.2.2020). Sen yksikkö on gray (Gy) (Toroi ym. 2011, viitattu 25.2.2020). Säteilyn ilmakerma, joka kohdistuu potilaaseen, on vapaasti ilmassa mitattu ilmakerma potilaan etupinnan ja säteilykeilan keskiakselin leikkauspisteessä. Ilmakerma voidaan mitata annosmittarilla, mikä soveltuu mammografialaitteen röntgensäteilyn energia-alueelle. Jotta eri annosmittareilla saadut tulokset ovat vertailukelpoisia, tulee ne kalibroida kansainvälisten mittanormaalien mukaisesti. Ilmakerma voidaan mitata suoraan halutulla sähkömäärällä. (Toroi 2012, viitattu 25.2.2020.) Säteilyn ilmakerma,

joka kohdistuu potilaaseen ihon pinnan etäisyydellä, voidaan laskea etäisyyden neliölakia hyödyntäen, kun tiedetään mitattu ilmakerma, etäisyys fokuksesta sekä fokus-ihoetäisyys (Toroi ym. 2011, viitattu 25.2.2020).

Ilmakermamittauksessa mammografialaite asetetaan pystysuoraan ja nostetaan kompressiolevy mahdollisimman kauaksi säteilymittarista. Tämä vähentää siroavan säteilyn vaikutusta mittarin näyttämään arvoon. Kuvailmaisimen päälle asetetaan suojalevy, ja annosmittari asetetaan sen päälle noin kuuden senttimetrin päähän rintakehän puoleiselta reunalta keskelle päin. (Toroi ym. 2011, viitattu 25.2.2020.)

G-, S- ja C-kertoimet valitaan esimerkiksi puoliintumispaksuuden ja iän perusteella. Käytetyn säteilylaadun määräävät, putkijännite ja käytössä oleva anodimateriaali. (Toroi ym. 2011, viitattu 25.2.2020.) Toroi ym. (2011) käyttää raportissaan Dancen ym. julkaisemia, Monte Carlo-simulointeihin perustuvia kertoimia.

Puoliintumispaksuus HVL (Half-Value Layer) on yleinen säteilylaadun parametri, joka kertoo, miten paljon vaimentavaa materiaalia tarvitaan ilmakermanopeuden puoliintumiseen. HVL voidaan mitata tai arvioida suodatuksen, putkijännitteen ja anodimateriaalin perusteella kohtuullisella tarkkuudella. (Toroi 2012, viitattu 25.2.2020.)

Säteilyturvakeskuksella on rauhaskudosannoksen määrittämiseen tarkoitettu laskuri, joka on julkaistu vuonna 2009 (STUK 2018).

2.8 Kuvankatseluun liittyvät tekijät

Kuvien katseluolosuhteilla sekä kuvan tulkitsijalla on suuri vaikutus siihen, mitä kuvasta nähdään. Kuvan tulkitsija määrittelee, mikä on pienin nähtävissä oleva kohde eli tulos voi vaihdella 20-30% eri tulkitsijoiden välillä. Kuvan tulkitsijan tulee olla koulutettu henkilö, joka tietää, mikä kuvassa on normaalia ja mikä poikkeavaa. Suuren mittausepävarmuuden vuoksi vain suuret muutokset kuvanlaadussa ovat havaittavissa. (Mammografialaitteiden laadunvalvontaopas 2014, 9-10.)

Radiologisia kuvia katsotaan kuvankatseluun tarkoitettulta näyttöpäätteeltä. Diagnostiset näytöt jaetaan primääri- ja sekundaarinäyttöihin, jotka valitaan yleensä käyttötarkoituksen mukaisesti. Primäärinäytöllä tarkoitetaan näyttöjä, joiden avulla erikoislääkäri diagnosoi potilaita, kun sekundaarinäyttöjä ovat esimerkiksi röntgenhoitajien käytössä olevat laitenäytöt. Sekundaarinäyttöjä ei ole tarkoitettu lausunnon antamiseen, vaan yleisesti muuhun käyttöön. (Liukkonen 2010, viitattu 5.8.2019.) Kuvamonitorien näyttötekniikka on nykyisin pääasiassa nestekidenäyttötekniikkaa. Yksinkertaistettuna se tarkoittaa sitä, että kahden lasilevyn välissä olevat nestekiteet suodattavat niiden läpi kulkevaa valoa (Liukkonen 2010, viitattu 5.8.2019). Valonlähteenä toimii pääasiassa loisteputki, mutta LED-valoilla varustettuja näyttöjä on myös saatavilla. (Saarakkala & Nieminen 2017, viitattu 13.2.2020.)

Mammografiakuvien katselussa käytetyn primäärinäytön pitää olla riittävän suorituskykyinen, vähintään viisi megapikseliä. Nykyisin myös kahdeksan megapikselin näyttöjä on saatavilla (Ben-Como, viitattu 26.2.2020). Näytön pitää olla harmaasävykalibroitu, sillä pitää olla riittävä valovoima ja kuvankatseluolosuhteiden pitää olla optimaaliset. Luu- ja keuhkokuvien katseluun tarkoitettun primäärinäytön täytyy olla vähintään kolme megapikseliä, ultraääni-, magneetti- ja tietokonetomografiakuvien katselussa olevien näyttöjen vaatimukset ovat tätä löyhempiä. Diagnostisessa käytössä olevat näytöt tulee kalibroida esittämään harmaan sävyt ihmisen silmän herkkyydelle sopivaksi. Näytölle suoritetaan vaaditut laadunvarmistusmittaukset sekä suorituskykyä arvioidaan erillisen testikuvan avulla. (Saarakkala & Nieminen 2017, viitattu 13.2.2020.)

Kuvankatsojan tulee varmistaa kuvankatseluolosuhteiden optimaalisuus. Monitoria ei saa katsoa liian kirkkaassa valaistuksessa ja näytön tulee olla pinnaltaan puhdas. (Saarakkala & Nieminen 2017, viitattu 13.2.2020.) Näytöt tulee sijoittaa huoneeseen niin, etteivät ikkunat ja valaistus aiheuta kuvankatseluympäristössä diagnostiikkaan vaikuttavia heijastuksia tai häiritse kuvan tulkitsijaa (Liukkonen 2010, viitattu 5.8.2019). Tarkasteltavia kuvia on käsiteltävä ja katsottava samalla tavalla, samanlaisissa kuvankatseluolosuhteissa, jotta ne olisivat keskenään vertailukelpoisia (Mammografialaitteiden laadunvalvontaopas 2014, 10).

3 TUTKIMUKSEN TARKOITUS, TAVOITTEET JA TUTKIMUSONGELMAT

Tässä opinnäytetyössä tutkitaan määrällisen tutkimuksen menetelmin suoradigitalisoidun mammografialaitteen suurennuskuvauksista. Opinnäytetyön tarkoituksena oli kuvailla ja vertailla fokuskoon ja sähkömäärän muutoksen sekä hilan vaikutusta kuvanlaatuun ja säteilyannokseen suurennuskuvauksessa suoradigitalisoidulla mammografialaitteella ja kuvalevyllä. Opinnäytetyön tavoitteena oli selvittää suurennuskuvauksen laatu suoradigitalisoidulla mammografialaitteella kuvattaessa. Saatuja tuloksia hyödynnetään Innomentarium Oy:n FeniX suoradigitalisointipaketin kehittämiseen.

Aikaisemmin on tehty paljon tutkimuksia etenkin taulukuvailmaisimien ja kuvalevyjen eroista ja siitä, kumpi niistä on herkempi näyttämään muutoksia rinnoissa (esim. Karellas & Vedantham 2013, viitattu 5.2.2020, Noel & Thibault 2004, viitattu 5.2.2020, Smith 2005, viitattu 5.2.2020). Hilan ja fokuskoon vaikutusta kuvanlaatuun ja potilaan saamaan rauhaskudosannokseen on käsitelty laajasti eri tekijöiden (esim. Koutalonis ym. 2009, viitattu 23.11.2019, Chen ym. 2015, viitattu 1.12.2019) tutkimuksissa. Tässä opinnäytetyössä vertaillaan suoradigitalisoidun- ja kuvalevylaitteen kuvanlaatua ja potilasannosta suurennuskuvauksessa eri parametreilla, jotta saadaan selville suoradigitalisoidun laitteen kuvanlaatu.

Tutkimusongelmat ovat:

1. Millainen on fokuskoon vaikutus suurennuskuvauksessa kuvan laatuun suoradigitalisoidulla mammografialaitteella?
2. Millainen on hilan vaikutus suurennuskuvauksessa kuvan laatuun suoradigitalisoidulla mammografialaitteella?
3. Miten hilan käyttö vaikuttaa säteilyannokseen suurennuskuvauksessa suoradigitalisoidulla mammografialaitteella?
4. Miten sähkömäärän muutokset vaikuttavat suurennuskuvan laatuun kuvalevylaitteella ja suoradigitalisoidulla laitteella kuvatessa?
5. Millaisia eroja on kuvalevylaitteen ja suoradigitalisoidun laitteen välillä suurennuskuvan laadussa?

4 TUTKIMUSMETODOLOGIA

Kvantitatiivisessa eli määrällisessä tutkimusmenetelmässä keskeistä on tiedon tarkasteleminen numeerisesti. Tutkittavat ilmiöt, asiat ja niiden väliset suhteet ryhmitellään numeeriseen muotoon, joka sitten tulkitaan ja selitetään sanallisesti. Määrällisen tutkimuksen mukaisesti tutkimuksessa kuvataan, millä tavalla asiat eroavat tai liittyvät toisiinsa niitä verrattaessa. (Vilkka 2007, 14.) Tässä opinnäytetyössä tutkitaan kuvanlaatua ja rintarauhaskudosannoksia mammografiantomien avulla. Saadut tulokset taulukoidaan numeerisesti ja niitä vertaillaan keskenään. Otettuja kuvia analysoidaan ImageJ-ohjelmalla, jonka avulla pystytään selvittämään harmaasävyarvojen keskiarvoja ja keskihajontaa. Näiden arvojen avulla lasketaan kuvan kontrasti-kohinasuhde (Mammografialaitteiden laadunvalvontaopas 2014, 25).

Opinnäytetyössä käytetään määrälliselle tutkimusmenetelmälle tyypillistä systemaattista havainnointia, eli kerätään tietoa aisteja ja automaattista kuva-analysointiohjelmaa käyttäen. Fantomissa (kuvio 3) näkyvien mikrokalkkikertymien määrää arvioidaan silmämääräisesti hyvissä kuvankatseluolosuhteissa (esim. Saarakkala & Nieminen 2017, viitattu 13.2.2020, Liukkonen 2010, viitattu 5.8.2019) sekä määritellään harmaasävyarvoja ImageJ-ohjelmistolla (ImageJ 2018, viitattu 19.5.2019). Havainnoinnissa käytetään strukturoitua menetelmää, eli kirjataan havaitut tulokset ennalta laadittuun kuvauspöytäkirjaan. (ks. Vilkka 2007, 29.)

Kvantitatiivisen tutkimuksen erityispiirteinä ovat aiemmat teoriat, tutkimukset ja niiden johtopäätökset. Saatuja tutkimustuloksia ja päätelmiä verrataan aikaisempaan tietoon, minkä avulla niitä voidaan selittää ja ymmärtää. Opinnäytetyössä käytettävät käsitteet määritellään ja aineiston keruu tapahtuu suunnitelmallisesti numeeriseen mittaamiseen perustuen. Tutkimusaineistoon kerätään perusjoukkoja, joista otetaan otoksia ja niitä vertaillaan keskenään. Tutkimuksen muuttujat kerätään taulukkoon ja aineisto muutetaan tilastoksi. Tulosten analysointi tapahtuu tilastolliseen analysointiin perustuen eli tulokset kuvailaan taulukkoina ja kaavioina. (Hirsjärvi, Remes & Sajavaara 2010, 140.) Taulukon käyttö tutkimustulosten esitystapana mahdollistaa suuren tietomäärän esittämisen yksityiskohtaisessa ja ymmärrettävässä muodossa. Kaavioilla voidaan havainnollistaa ja antaa selkeä yleiskuva keskeisistä tuloksista ja niiden ominaisuuksista ja muutoksista. (Vilkka 2007, 135.) Taulukoiden ja kaavioiden lisäksi tulokset esitetään myös sanallisesti, jotta tulokset ja niiden merkitys tulevat ymmärrettävästi esille (Vilkka 2007, 147).

5 TUTKIMUKSEN SUORITTAMINEN

5.1 Aineiston kerääminen

Aineisto kerättiin kahdella GE Healthcaren Perfoma-mammografialaitteella, joista toinen on päivitetty suoradigitaaliseksi Innomentarium Oy:n FeniX-päivityspaketilla, ja toisessa oli käytössä kuvalevyt. Innomentarium FeniX on tuotekehitysprojektin tulos, jolla analogiset mammografialaitteet – Alpha, Perfoma ja Diamond – voidaan päivittää nykyaikaan. FeniX-päivityspaketin avulla analogiset mammografialaitteet päivitetään digitaaliseksi suoradigitaalisella detektorilla, mikä on helppo ja kustannustehokas tapa pidentää käytössä olevien laitteiden käyttöikää. (Innomentarium Oy 2019a, viitattu 22.2.2020.) Suoradigitalisoitu detektori käyttää epäsuoran konversion tekniikkaa, ja tukeaineena toimii cesiumjodidi (CsI). Detektorin pikselikoko on 76 μm ja resoluutio 3012 x 3840 (Innomentarium Oy 2019b, viitattu 28.2.2020.) Kuvalevylaitteen kuvalevyt olivat Carestream DirectView CR-levyjä ja kuvelukija oli Kodak DirectView Elite CR System. Kuvalevyjen pikselikoko on 49 μm (Monnin & Verdun 2009, 2). Suoradigitalisoidun ja kuvalevylaitteen mittauksissa putken ja kuvailmaisimen välinen etäisyys (SID, source-image-distance) säilyi standardina tavallisen mammografiakuvauksen tavoin (Koutalonis 2010, viitattu 8.6.2019). SID oli noin 65 cm (Chevalier ym. 2012, viitattu 26.2.2020).

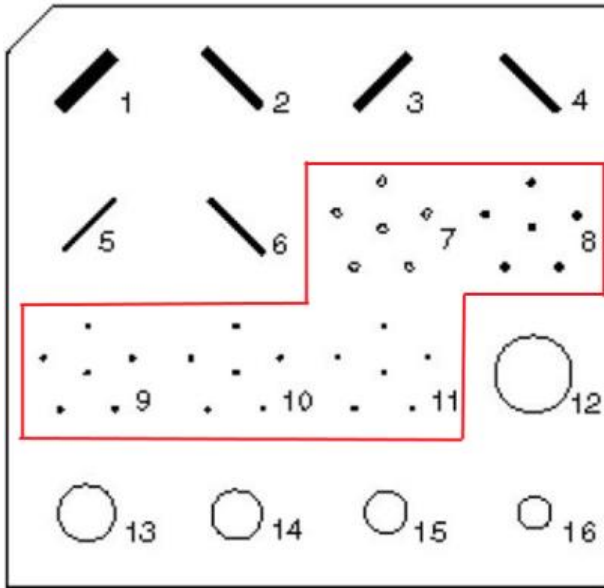
Suurennuskuvaukset tehtiin siten, että fantomi kuvattiin suurennustornin päällä valotusautomaatiikalla, ja tästä saadut arvot otettiin varsinaiseen kuvaukseen käsiarvoiksi. Valotusautomaatiikan antama putkijännite pidettiin samana, ja sähkömäärä pyöristettiin lähimpään mahdolliseen, ellei sitä pystynyt laittamaan suoraan samaksi arvoksi. Esimerkiksi valotusautomaatiikan antama 22 mAs pyöristettiin 20 mAs ja 45 mAs arvoon 50 mAs. Viivaparirasteria kuvatessa valotusautomaatiikan arvo otettiin ennen viivaparirasterin asettamista akryylilevyjen päälle, jotta kuvausarvoista saatiin optimaaliset. Viivaparirasterin sisältämä lyjy olisi vaikuttanut kuvausarvoihin nostamalla niitä. Käsiarvoilla kuvatessa viivaparirasteri oli akryylilevyjen päällä.

Varsinaisessa kuvauksessa käsiarvoja käyttämällä varmistettiin, että valotusautomaatiikan aiheuttama vaihtelu ei vaikuttanut testitulokseen (ks. Säteilyturvakeskus 2019a, viitattu 26.2.2020). Opin-

näytetyössä testattiin sähkömäärän muutoksen vaikutusta kuvan laatuun, joten valotusautomaattien antamaa sähkömäärää vaihdettiin pienemmäksi ja suuremmaksi (taulukko 1) ja tarkasteltiin sen tuomia muutoksia kuvissa.

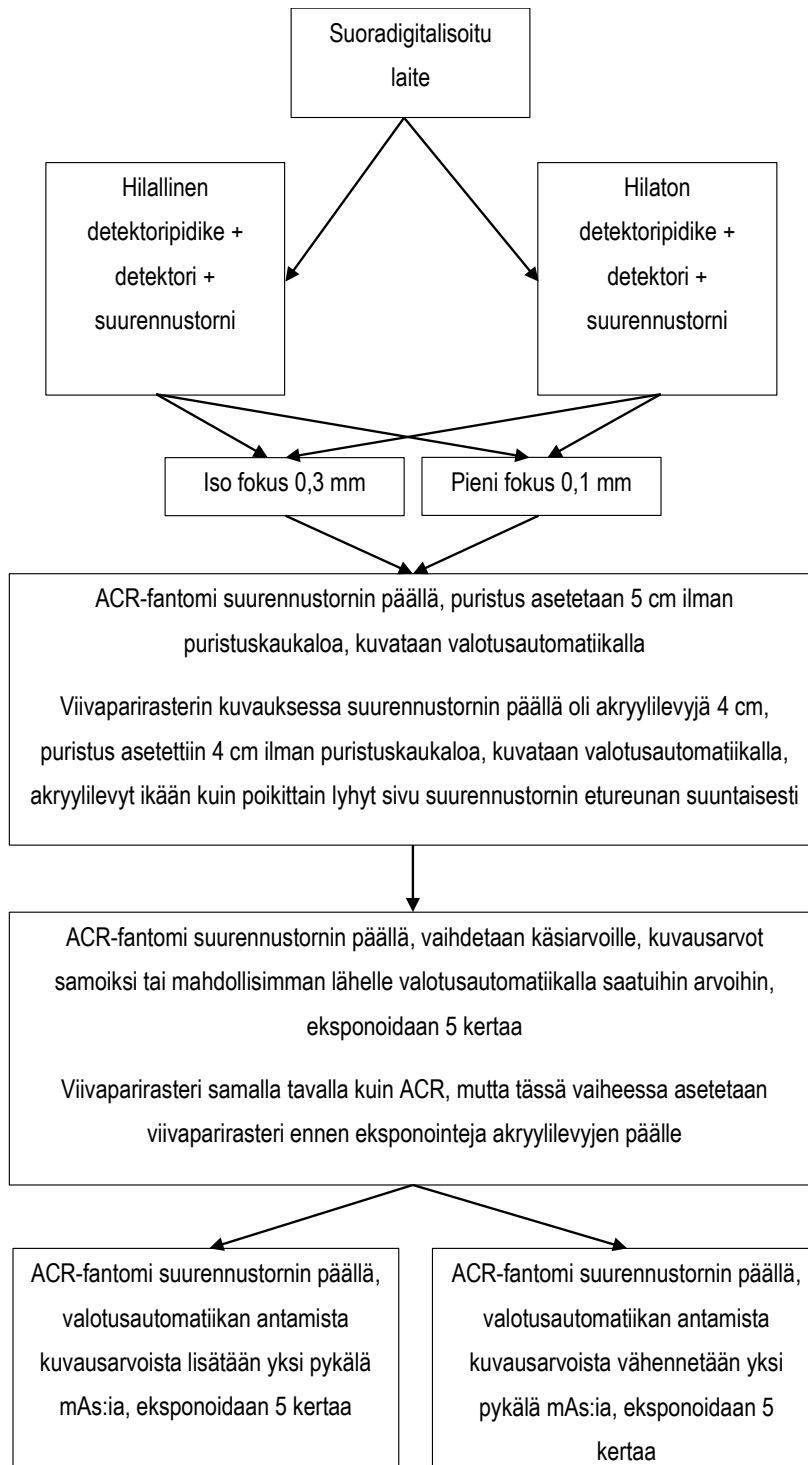
Suoradigitalisoidulla laitteella kuvatessa käytettiin kahta erillistä detektorinpidikettä, joista toinen oli hilallinen ja toinen hilaton. Hilassa hilalamelleja oli 36 l/cm ja hilasuhde oli 5:1. Detektorinpidike kiinnitettiin kuvauslaitteeseen ja detektori laitettiin sen sisään. Suurennustorni, jonka suurennus oli 1.8-kertainen, kiinnitettiin detektorinpidikkeen päälle. Suurennuskuvaukset tehtiin pientä (0.1 mm) ja isoa (0.3 mm) fokusta käyttäen. Kuvalevylaitteella kuvaukset tehtiin ainoastaan hilatonta detektorinpidikettä käyttäen. Käytössä oli laitteen omat välineet eli suurennustomillinen detektorinpidike ja kuvalevy. Kuvauksessa käytetyn tornin suurennus oli 1.8-kertainen ja suurennuskuvauksessa käytettiin vain pientä (0.1 mm) fokusta. Kuvalevylaitteella ei ollut mahdollista kuvata suurennuskuvia isolla fokuksella ja hilalla.

Tutkimusaineisto kerättiin kuvaamalla Gammex 156-mammografiafantomia eli ACR-fantomia. Tämä simuloi 4.2 cm paksuista rintaa, josta puolet on rasvakudosta ja puolet rintarauhaskudosta. Fantomi sisältää 16 eri kokoista kuvanlaadun tarkkailuun tarkoitettua kohdetta. (Supertechx-ray kotisivut, viitattu 14.5.2019.) Lisäksi kuvattiin viivaparirasterilevyä, jota käytetään tutkittaessa kuvassa olevaa erotuskykyä. Sen avulla tarkasteltiin visuaalisesti, mikä on pienin viivapari, joka kuvasta erottui (ks. Tapiovaara, Pukkila & Miettinen 2004, 99-100). Koska suurennuskuvaukset suoritetaan yleensä mikrokalkkien parempaan visualisoimiseen (ks. Koutalonin ym. 2010, viitattu 8.6.2019), tarkkailimme tutkimuksessa pelkästään mikrokalkkikertymiä, sekä viivaparirasterin viivapareja. Suurennuskuvauksessa koko fantomi ei mahtunut kuvaan, mutta se aseteltiin siten, että fantomin kaikki viisi mikrokalkkikertymää osuivat kuvattavaan alueeseen (kuvio 3).



KUVIO 3. Kaavakuva ACR-fantomista. Punaisella rajattu mikrokalkkikertymät, joita tarkastellaan tässä opinnäytetyössä. Mukailten: Supertechx-ray kotisivut

Suoradigitalisoidun laitteen kuvaukset tehtiin kolmessa osassa – 7.8.2019, 9.8.2019 ja 14.8.2019 – ja kuvalevylaitteen kuvaukset yhden päivän aikana, 24.8.2019. Kummankin laitteen kuvaukset pyrittiin tekemään niin samanlaisina kuin mahdollista. ACR-fantomi aseteltiin suurennustornin päälle etureunasta alkaen, varmistaen, että mikrokalkkikertymät kuvautuvat. Puristus asetettiin viiden cm:n kohdalle ilman puristuskaukaloa. Viivaparirasteria kuvatessa se asetettiin kuva-alan keskelle neljän cm:n paksuisen akryylilevyn päälle ja puristus asetettiin neljän cm kohdalle ilman puristuskaukaloa. Suoradigitalisoidulla laitteella kuvattaessa akryylilevyt olivat lyhyt reuna eteenpäin, ja kuvalevylaitteella kuvattaessa pitkä reuna eteenpäin. Suoradigitalisoidulla laitteella kuvattaessa akryylilevyn piti olla lyhyt reuna eteenpäin, koska tekniikassa oli jokin tuntematon ongelma, joka esti kuvaamisen akryylilevyn pitkä reuna ollessa suurennustornin etureunaa pitkin. Valotusautomaattikalla kuvatessa valittiin mittakammiksi ensimmäinen kammio. Mittausten kulku on havainnollistettu kuviossa 4.



KUVIO 4. Aineiston keräyksen kulku suoradigitalisoidulla laitteella.

Säteilyturvakeskuksen mukaan röntgenputken jännitteen poikkeama asetetusta arvosta ei saa olla enempää kuin 10%, sähkömäärän poikkeama 20% + 0,2 mAs, virran poikkeama 20% ja kuvausajan poikkeama 20% + 1 ms. Mammografiassa jännitteen poikkeama ei saa olla enempää kuin 2 kV. Säteilyntuoton vaihtelua saa olla enimmillään niin, että säteilyntuotto poikkeaa 20% mittausten

keskiarvosta. (Säteilyturvakeskus 2019a, viitattu 26.2.2020.) Mahdollisen kuvausarvojen poikkeaman minimoimiseksi ja tutkimuksen luotettavuuden lisäämiseksi jokaisella kuvausarvolla otettiin viisi eksponointia.

Suoradigitalisoidulla laitteella otettiin ACR-fantomista yhteensä 64 eksponointia (taulukko 1). Kuvalevylaitteella samasta fantomista otettiin 16 eksponointia, koska sillä oli mahdollista kuvata suuren kuvien vain pienellä fokuksella ja ilman hilaa. Kuvalevylaitteella kaikki eksponoinnit otettiin samalle kuvalevylle, jotta kuvanlaatu säilyi vertailukelpoisena. Tällä varmistettiin, ettei kuvalevyjen mahdolliset herkkyserot vaikuttaneet kuvanlaatuun. Valotusindeksin arvon tulee toistettavuuden takaamiseksi olla sellainen, ettei yksittäisen kuvan valotusindeksilukemasta määritetty annos poikkea toistomittausten keskiarvosta enempää kuin 20 % (Säteilyturvakeskus 2019a, viitattu 26.2.2020). Viivaparirasteri kuvattiin samalla tavalla kuin ACR-fantomi, eli suoradigitalisoidulla laitteella eksponointeja tuli myös 64 ja kuvalevylaitteella 16. Kuvalevylaitteella kuvattiin myös CIRS-fantomi, mutta se jätettiin pois opinnäytetyöstä, koska tuntematon tekninen vika suoradigitalisoidulla laitteella esti kuvaamasta tätä fantomia.

Säteilyannoksen määrittämiseksi otettiin viisi eksponointia kaikilla kuvausarvoilla asettamalla mittari ilman pleksejä tai fantomia suurennustornin keskelle. Kuvauksissa käytettiin RaySafe X2 -säteilymittaria, josta saadut arvot lähetettiin suoraan Excel-ohjelmaan Bluetooth-yhteydellä tietokoneella olevan View X2-ohjelman avulla. RaySafe X2-mittari on kalibroitu lokakuussa 2018 (Henner 2019). Jokaiselle kuvausarvolle laskettiin viidestä saadusta säteilyannoksesta keskiarvo. Keskiarvo muutettiin rauhaskudosannokseksi STUK:n MGD-laskuria (STUK 2018, viitattu 24.2.2020) käyttäen.

TAULUKKO 1. ACR-fantomilla otetut eksponoinnit suoradigitalisoidulla laitteella.

| Fantomi | Hila | Fokus | Kuvausarvot | Eksponoinnit |
|----------|-------|-------|---------------|--------------|
| ACR | kyllä | iso | Automaatti | 1 |
| | kyllä | iso | Käsiarvot | 5 |
| | kyllä | iso | Sähkömäärä +1 | 5 |
| | kyllä | iso | Sähkömäärä -1 | 5 |
| | kyllä | pieni | Automaatti | 1 |
| | kyllä | pieni | Käsiarvot | 5 |
| | kyllä | pieni | Sähkömäärä +1 | 5 |
| | kyllä | pieni | Sähkömäärä -1 | 5 |
| | ei | iso | Automaatti | 1 |
| | ei | iso | Käsiarvot | 5 |
| | ei | iso | Sähkömäärä +1 | 5 |
| | ei | iso | Sähkömäärä -1 | 5 |
| | ei | pieni | Automaatti | 1 |
| | ei | pieni | Käsiarvot | 5 |
| | ei | pieni | Sähkömäärä +1 | 5 |
| | ei | pieni | Sähkömäärä -1 | 5 |
| Yhteensä | | | | 64 |

Kumpikin opiskelija kirjasi jokaisen eksponoinnin tiedot omaan kuvauspöytäkirjaansa, millä varmistettiin, että kirjatut tulokset ovat oikein. Kirjaukset tarkastettiin kahteen kertaan. Mahdolliset erot kuvauspöytäkirjoissa pystyttiin tarkastamaan oikeiksi kuvan tiedoista. Kuvauspöytäkirjaan kerättiin kuvan numero, kuvausaika, kuvausarvot, eksponoinnin kesto ja kuvan EI-arvo. Myöhemmin pöytäkirjat siirrettiin sähköiseen muotoon Word-ohjelmaan (liitteet 1-5).

5.2 Aineiston analysointi

Kvantitatiivisessa tutkimuksessa voidaan selvittää syy-seuraussuhteita. Yksi kvantitatiivisen tutkimuksen analyysimenetelmä on tilastollinen päättely eli tulosten yleistäminen. Tämä tapahtuu siten, että perusjoukosta on valittu otokset, joista saadut tulokset yleistetään totuudeksi perusjoukosta. (Kananen 2008, 51.)

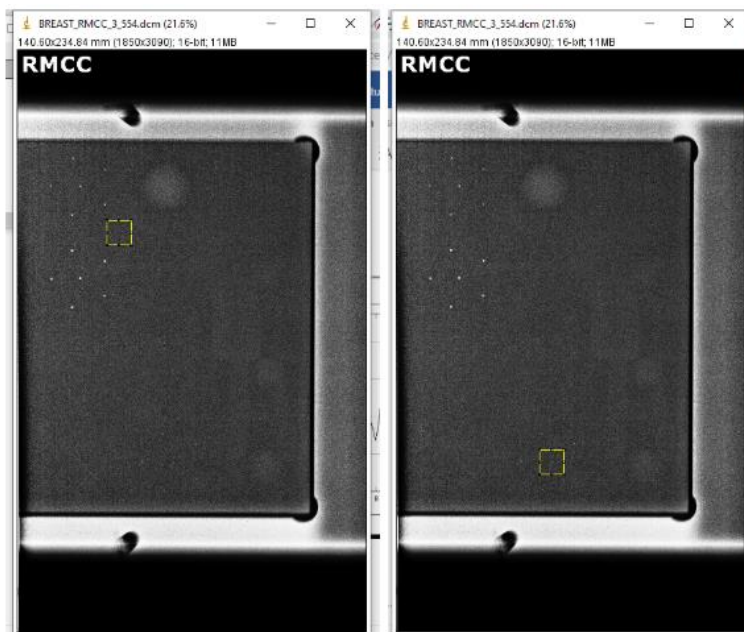
Aineiston analysoinnissa keskityttiin kuvanlaatuun ja säteilyannokseen. Kuvanlaadun analysointi tehtiin visuaalisesti laskemalla fantomikuvista näkyvät mikrokalkkikertymät ja viivaparirasterikuvista pienin erottuva viivapari. Kuvien tarkastelutilanteessa oli käytössä kuvien suurennustyökalu, jolla kuvaa pystyy katselunäkymässä suurentamaan. Säteilyannoksia vertailtiin laskemalla jokaiselle kuvausarvolle keskiarvo säteilyannoksesta, joka muutettiin STUK:n MGD-laskurilla (STUK 2018, viitattu 24.2.2020) rauhaskudosannokseksi ja luotiin vertailevia kaaviokuvia Excel-ohjelmalla. Opinäytetyössä vertailtiin fantomikuvien kuvanlaatua ja säteilyannosta isolla 0,3 mm ja pienellä 0,1 mm fokuskoolla sekä hilalla ja ilman hilaa suoradigitalisoidulla laitteella. Kuvalevylaitteella käytettiin ainoastaan pientä fokuskokoa ja kuvattiin ilman hilaa. Valotusautomaatiikan antama sähkömäärä muutettiin käsiarvoksi varsinaiseen kuvaukseen molemmilla laitteilla. Kuvaukset tehtiin myös suuremmalla ja pienemmällä sähkömäärällä.

Käytössä oleva kuvankatselunäyttö oli Barcon Nio 3MP E-2621 (MA) ja kuvankatseluolosuhteet pyrittiin saamaan parhaiksi mahdollisiksi (esim. Saarakkala & Nieminen 2017, viitattu 13.2.2020, Liukkonen 2010, viitattu 5.8.2019). Ylimääräisten näyttöpäätteiden näytöt sammutettiin ja valoja himmennettiin siten, että kuvankatseluhuoneessa oli hämärää. Huoneessa oleskeltiin muutama minuutti ennen kuvien tarkastelua, jotta silmät ehtivät tottua hämärämpään valaistukseen. Molemmat opiskelijat katsoivat kuvat samoissa olosuhteissa, tehden omat havaintonsa ja kirjasivat ne analysointipöytäkirjoihin numeroin. Kuvista laskettiin näkyvät mikrokalkkikertymät tai katsottiin pienin näkyvä viivapari. Kuvankatselijoiden kesken ei ollut eroja tulkinnoissa.

Analysointivaiheessa käytiin ensin läpi jokaisen kuvaryhmän viisi kuvaa katsoen, että kuvien laatu oli samanlainen. Merkittävästi poikkeavat kuvat hylättiin ja niitä ei otettu mukaan analysointiin, jotta yksittäinen erilaatuinen kuva ei vaikuttaisi kokonaisarviointiin. Hylättyjä kuvia tutkimuksessa oli viisi. Jokaisesta kuvasarjasta valittiin kuvasarjan kolmas kuva vertailuun. Vertailuun otetuista kuvista tehtiin analyysi kuvausarvojen vaikutuksesta kuvanlaatuun laskemalla näkyvät mikrokalkit tai kat-

somalla pienin erottuva viivapari. Potilasannokset saatiin suoraan RaySafe X2-säteilymittarin antamista annoksista. Silmämääräisen katsomisen lisäksi kuvat analysoitiin ImageJ -kuva-analysointiohjelmalla käyttäen. Tällä ohjelmalla pystyttiin vertailemaan kuvien harmaasävyeroja. Ohjelma on suunniteltu tulkitsemaan tieteellisiä moniulotteisia kuvia. (ks. ImageJ 2018.) Ohjelman avulla määritettiin kuvan harmaasävyarvojen keskiarvoja ja keskihajontaa, joiden avulla laskettiin kuvien kontrasti-kohinasuhde (CNR). Jotta kuvanlaatu on hyvä, ei CNR-arvo saa poiketa 10-15 % enempää suorituskvyn vertailuarvosta (Mammografialaitteiden laadunvalvontaopas 2014, 25). Suoradigitalisoidulla laitteella ACR-fantomista otetut kuvat analysoitiin ImageJ-ohjelmalla. CNR arvo laskettiin ImageJ-ohjelmalla analysoiduista kuvista.

Perinteisessä CNR-mittauksessa arvon määrittämiseen käytetään fantomin päällä olevaa alumiinilevyä valiten yksi mielenkiinnonalue eli ROI alumiinilevyn ja toinen taustan kohdalta (Aminah ym. 2010, viitattu 7.2.2020). Tässä opinnäytetyössä CNR-arvon määrittämisessä ei ole käytetty alumiinilevyä. ImageJ-ohjelmalla ROI-alueet valittiin kohdista, joissa kohina vaikutti satunnaiselta. Yksi alueista oli tarkastelussa olevan mikrokalkin kohdalla ja toinen taustassa. ROI-alueet olivat kooltaan noin 10x10 alueita, ja niiden kohdat pyrittiin vakioimaan mahdollisimman hyvin koordinaattien avulla. Koska esimerkiksi fantomin vaihtuessa, muuttui hieman myös sen paikka, ei näitä koordinaatteja pystytty hyödyntämään ihan suoraan. Niitä käytettiin kuitenkin apuna, jotta mitatut paikat olisivat mahdollisimman samat jokaisella kerralla. Käytetyt ROI-alueet on esitetty kuviossa 5.



KUVIO 5. Kontrasti-kohinasuhteen määrittämiseen käytetyt ROI-alueet suoradigitalisoidulla laitteella otetuissa kuvissa.

Taustan kohdalla olevan ROI-alueen x-koordinaattina oli 37 ja y-koordinaattina 73. Mikrokalkin kohdalla olevan alueen x-koordinaatti oli 60 ja y-koordinaatti 167. Tästä koordinaattipisteestä piirrettiin 10x10 kokoinen ROI-alue.

Kontrasti-kohinasuhde laskettiin kaavalla (Mammografialaitteiden laadunvalvontaopas 2014, 25):

$$CNR = \frac{N_B - N_S}{\sqrt{1/2 (\sigma_B^2 + \sigma_S^2)}}$$

Jossa N_B on pikseliarvojen keskiarvo taustan kohdalta ja N_S testikohteen kohdalta mitattuna. σ_B ja σ_S ovat vastaavalta kohdalta mitatut pikseliarvojen keskihajonnat. (Mammografialaitteiden laadunvalvontaopas 2014, 25.)

Kontrasti-kohinasuhde laskettiin vain suoradigitalisoidun laitteen kuvista. Tähän syynä on se, että kuvalevylaitteen kuvia ei saatu CD-levyltä aukaistua ImageJ-ohjelmassa.

6 TUTKIMUSTULOKSET

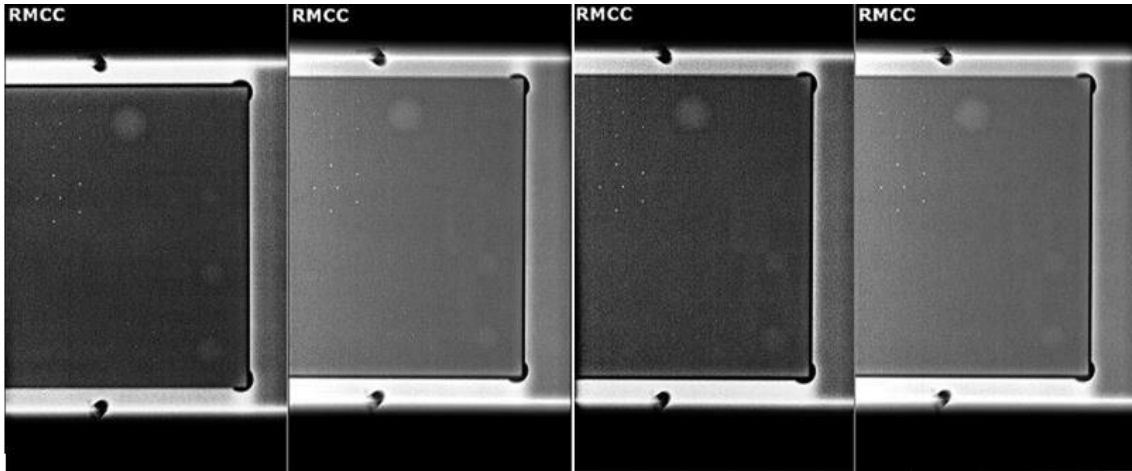
6.1 Fokuskoon vaikutus suurennuskuvan laatuun

Tutkimuksessa vertailtiin fokuskoon ja hilan vaikutusta kuvanlaatuun suoradigitalisoidulla laitteella. Tässä vertailussa mukana oli kuvat, joiden kuvausarvot olivat lähimpänä valotusautomaattikalla saatuja arvoja. Arvot on esitetty taulukossa 2. Suoradigitalisoidulla laitteella kuvattiin ACR-fantomia ja viivaparirasteria pienellä (0.1 mm) ja isolla (0.3 mm) fokuksella, hilalla ja ilman hilaa.

TAULUKKO 2. Kuvausarvot, joilla vertailtiin fokuskoon ja hilan vaikutusta kuvanlaatuun suoradigitalisoidulla laitteella.

| Laite | Fantomi | Hila | Fokuskoko | Putkijännite, kV | Sähkö- määrä, mAs |
|-----------|-----------|-------|-----------|---------------------|-------------------------|
| Suoradigi | ACR | kyllä | iso | 31 | 20 |
| Suoradigi | ACR | kyllä | pieni | 31 | 50 |
| Suoradigi | ACR | ei | iso | 31 | 12 |
| Suoradigi | ACR | ei | pieni | 31 | 20 |
| Suoradigi | Viivapari | kyllä | iso | 30 | 20 |
| Suoradigi | Viivapari | kyllä | pieni | 30 | 40 |
| Suoradigi | Viivapari | ei | iso | 30 | 12 |
| Suoradigi | Viivapari | ei | pieni | 30 | 16 |

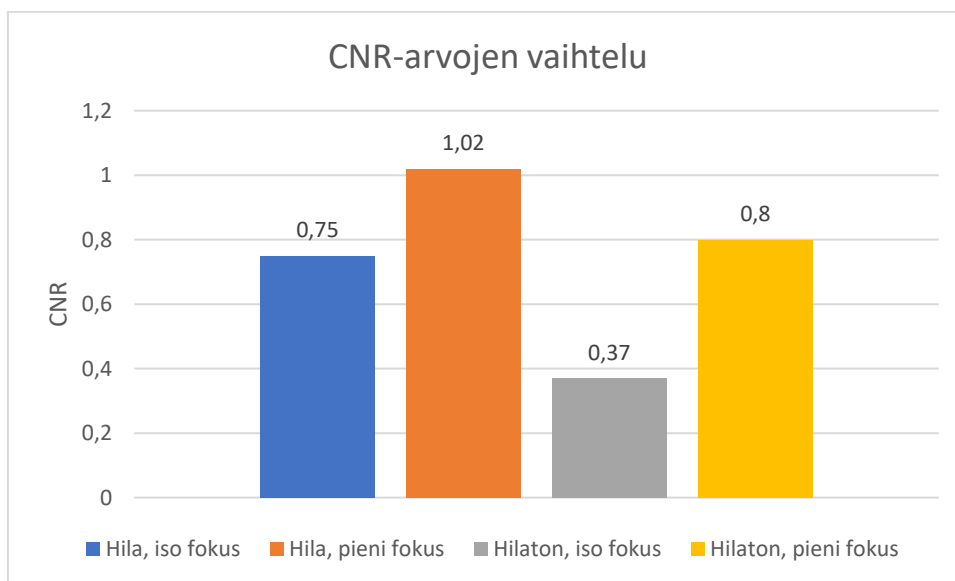
Isolla fokuksella otetuissa kuvissa mikrokalkkikertymiä näkyi 4/5 ja pienellä fokuksella 5/5 huolimatta siitä, oliko hila käytössä vai ei (liite 9). Pieni fokuskoko paransi mikrokalkkikertymien näkymistä, mikä korostui pienimpien kertymien parempana visualisointumisena. Tutkimuksessa huomattiin, että isolla fokuksella otetut kuvat olivat visuaalisesti tummempia ja kohinaisempia verrattuna pienellä fokuksella otettuihin kuviin (kuvio 6).



KUVIO 6. Suoradigitalisoidulla laitteella otettuja kuvia hilalla ja ilman hilaa eri fokuskokoja käyttäen. Kuvat vasemmalta alkaen: hilallinen iso fokus (31 kV 20 mAs), hilallinen pieni fokus (31 kV 50 mAs), hilaton iso fokus (31 kV 12 mAs) ja hilaton pieni fokus (31 kV 20 mAs).

Isolla fokuksella ja ilman hilaa (31 kV 12 mAs) kuvatuissa viivaparirasterikuvissa näkyi pienin viivapari 5.0 lp/mm suurennustyökälua käyttämällä. Ilman suurennustyökälun käyttöä nähtiin viivapari 4.6 lp/mm. Muilla kuvausarvoilla ja fokuskooilla pienin viivapari näkyi ilman suurennustyökälua. Kaikki viivapareista saadut tulokset on esitetty liitteessä 10.

Analysoitaessa CNR-arvoja ACR-fantomikuvissa huomattiin, että pienellä fokuksella kuvatuissa kuvissa CNR-arvo oli suurempi (liite 13). Hilalla ei ollut merkitystä arvoihin. Saadut arvot on esitetty kuviossa 7.



KUVIO 7. Fokuskoon ja hilan vaikutus CNR-arvoihin suoradigitalisoidulla laitteella.

6.2 Hilan vaikutus suurennuskuvan laatuun

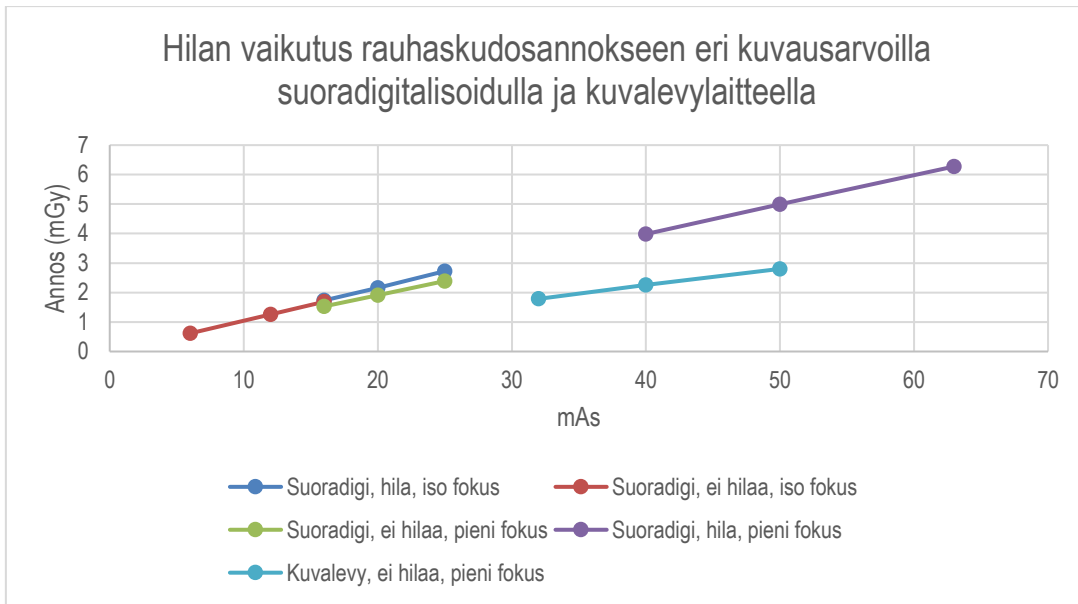
Hilan vaikutusta analysoitiin kuvista, jotka olivat lähimpänä valotusautomaatiikan arvoja (kts. taulukko 2). Hilalla ja ilman hilaa kuvatessa ei havaittu eroa mikrokalkkikertymien näkymisessä. Isolla fokuksella otetuissa kuvissa nähtiin 4/5 mikrokalkkikertymää ja pienellä fokuksella 5/5 mikrokalkkikertymää huolimatta siitä oliko hila käytössä vai ei. Hilan käyttö nosti CNR-arvoa (kuvio 7).

Viivaparirasterikuvissa nähtiin kaikissa suoradigitalisoidun laitteen vertailukuvissa viivapari 5.0 lp/mm eli pienin mahdollinen viivapari (liite 10) huolimatta siitä, oliko hila käytössä vai ei. Ainoastaan hilalla ja isolla fokuksella (30 kV 20 mAs) kuvattaessa pienin viivapari erottui vain kuvaa suurennettaessa suurennustyökälulla. Ilman kuvan suurentamista kuvasta erottui viivapari 4.6.

6.3 Hilan vaikutus säteilyannokseen

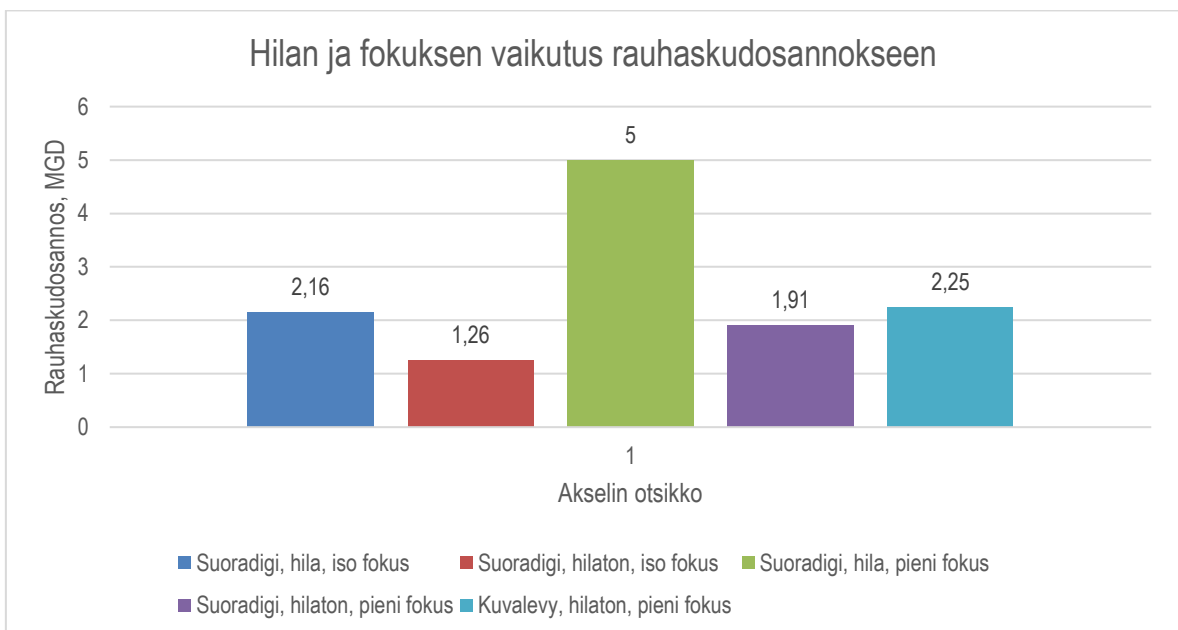
Hilan vaikutusta potilaan saamaan säteilyannokseen eli rauhaskudosannokseen tutkittiin ottamalla viisi eksponointia kaikilla kuvausarvoilla (liitteet 1-3). Viiden eksponoinnin sarjoista laskettiin keskiarvo jokaiselle kuvausarvolle, jota käytettiin analysoinnissa (liite 14). Viiden eksponoinnin sarjoissa suurin ero pienimmän ja suurimman rauhaskudosannoksen välillä oli 0,02 mGy suoradigitalisoidulla laitteella ilman hilaa ja isolla fokuksella kaikilla kuvausarvoilla (31 kV, 12 mAs; 31 kV, 16 mAs ja 31 kV, 6 mAs) sekä hilalla pienellä fokuksella (31 kV, 63 mAs).

Tutkimuksessa ACR-fantomia kuvatessa huomattiin, että hila suurentaa potilaan saamaa rauhaskudosannosta (liite 14). Hilan merkitys rauhaskudosannoksen suurenemiseen korostuu, jos käytetään hilan lisäksi pientä fokusta (kuvio 8).



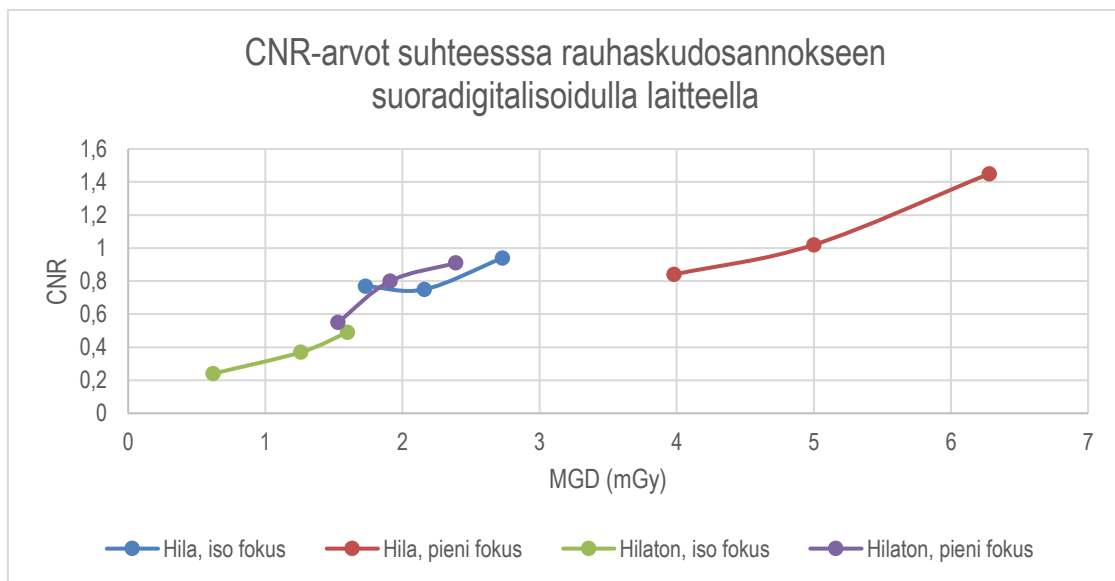
KUVIO 8. Hilan vaikutus rauhas kudosisannokseen suoradigitalisoidulla ja kuvalevyllaitteella käyttäen eri sähkömääriä ja fokuskokoja.

Hilalla ACR-fantomia kuvatessa rauhas kudosisannokset olivat suurempia kuin ilman hilaa (kuvio 9). Hilalla rauhas kudosisannosten keskiarvoannosten väli oli 2,16 – 5,0 mGy. Ilman hilaa keskiarvoannosten väli oli 1,26 – 1,91 mGy. Suoradigitalisoidun laitteen pienellä fokuksella ja ilman hilaa (31 kV 20 mAs) kuvatessa annos oli samaa tasoa diagnostisessa käytössä olevan kuvalevyllaitteen kanssa (26 kV 40 mAs). Kuvalevyllaitteen annos oli 2,25 mGy.



KUVIO 9. Hilan ja fokuksen vaikutus rauhas kudosisannokseen.

Hilan käyttö vaikutti sähkömäärään ja kuvausaikaan (liitteet 1-5). Molemmat arvot suurenevät hilan ollessa käytössä, joka suoraan vaikutti potilaan saamaan rauhaskudosannokseen. Hilan lisäksi fokuskoko vaikutti sähkömäärään ja kuvausaikaan, jotka nostivat rauhaskudosannosta. Hilan ja fokukseen merkitystä potilaan saamaan annokseen oli vaikea erottaa toisistaan. Hila ja pieni fokus (31 kV 50 mAs) tuottivat suurimman rauhaskudosannoksen potilaalle eli 5 mGy. Pienellä fokuksella ilman hilaa (31 kV 20 mAs) rauhaskudosannos oli 1,91 mGy. Pienin rauhaskudosannos, 1,26 mGy, saatiin isolla fokuksella ilman hilaa (31 kV 12 mAs). Opinnäytetyössä huomattiin, että rauhaskudosannoksen suurenessa suureni myös CNR-arvo (Kuvio 10).



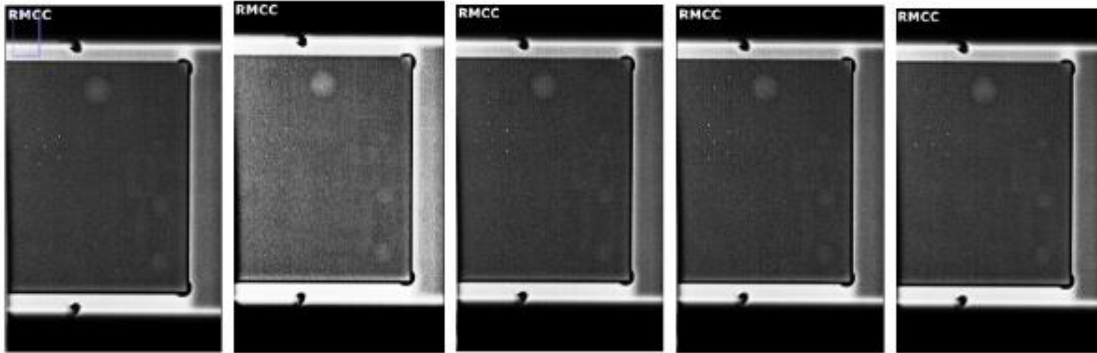
KUVIO 10. CNR-arvot suurenevät rauhaskudosannoksen suurenessa.

6.4 Sähkömäärän muutoksen vaikutus kuvanlaatuun

Kuvauksissa sähkömäärää suurennettiin ja vähennettiin valotusautomaatiikan antamasta arvosta yhdellä mAs-arvolla, jotta pystyttiin tutkimaan, onko valotusautomaatiikan antama arvo optimaalisin (Liitteet 1-5). Sähkömäärän suurentaminen piti diagnostisen kuvanlaadun samanlaisena, eikä tuonut kuvaan lisäinformaatiota. Sähkömäärän laskeminen piti kuvanlaadun samanlaisena tai huononsi sitä, vähentäen mikrokalkkikertymien näkymistä.

Suoradigitalisoidulla laitteella kuvattiin ACR-fantomia hilalla ja isolla fokuksella (31 kV 20 mAs; 31 kV 25 mAs ja 31 kV 16 mAs), jolloin nähtiin 4/5 mikrokalkkikertymää. Sähkömäärän muuttaminen ei vaikuttanut kuvanlaatuun. Kuvatessa ilman hilaa ja isolla fokuksella (31 kV 12 mAs; 31 kV 16

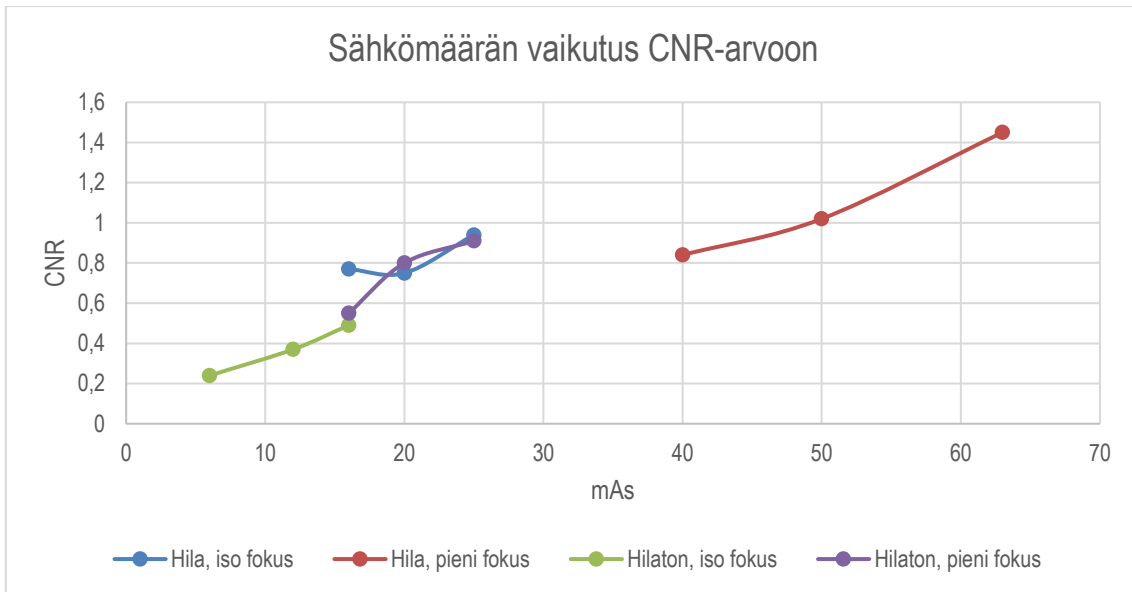
mAs) nähtiin 4/5 mikrokalkkikertymää. Isommalla sähkömäärällä kuvatessa (31 kV 16 mAs) hylättiin viiden kuvan sarjasta yksi kuva. Kuva oli visuaalisesti selvästi vaaleampi ja kohinaisempi kuin muut kuvat (kuvio 11). Kun sähkömäärää vähennettiin (31 kV 6 mAs) kuvanlaatu huononi ja nähtiin 3/5 mikrokalkkikertymää.



KUVIO 11. Hylätyn kuvan kuvasarja, joka on kuvattu suoradigitalisoidulla laitteella isolla fokuksella ja ilman hilaa. Kuvasarja kuvattu arvoilla 31 kV 16 mAs.

Kuvatessa ACR-fantomia suoradigitalisoidulla laitteella käyttäen hilaa ja pientä fokusta (31 kV 50 mAs ja 31 kV 63 mAs) nähtiin 5/5 mikrokalkkikertymää. Mikrokalkkikertymiä näkyi 4/5, kun sähkömäärää vähennettiin (31 kV 40 mAs). Pienellä fokuksella kuvattaessa ilman hilaa (31 kV 20 mAs ja 31 kV 25 mAs) nähtiin 5/5 mikrokalkkikertymää. Sähkömäärää vähennettäessä (31 kV 16 mAs) mikrokalkkikertymiä nähtiin 4/5. Kuvalevylaitteella kuvattaessa nähtiin 4/5 mikrokalkkikertymää kaikilla kuvausarvoilla (26 kV 40 mAs; 26kV 50 mAs ja 26 kV 32 mAs). Kuvalevylaitteen kuvauksissa oli käytössä pieni fokus ilman hilaa.

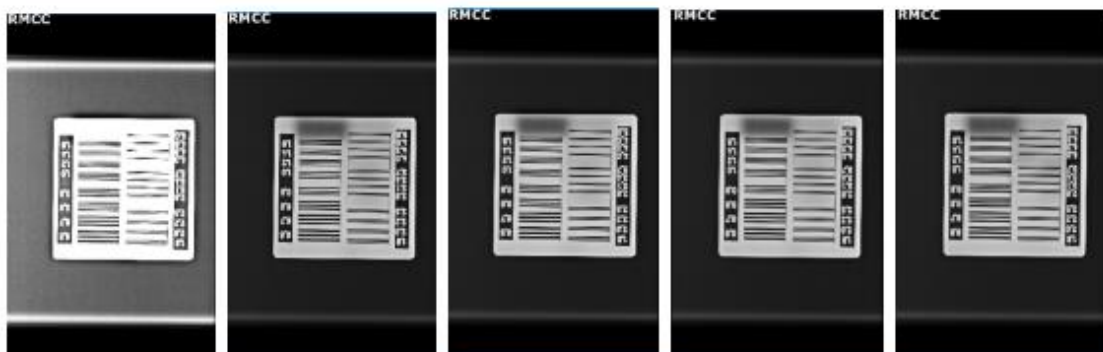
Tutkimuksessa huomattiin CNR-arvojen nousevan, kun sähkömäärää lisättiin suoradigitalisoidulla laitteella ACR-fantomia kuvatessa (kuvio 12).



KUVIO 12. Sähkömäärän vaikutus CNR-arvoon suoradigitalisoidulla laitteella

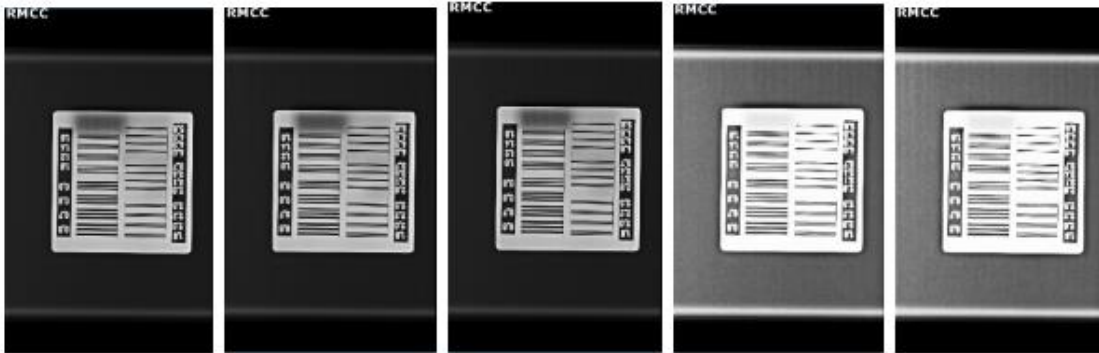
Viivaparirasteria kuvatessa sähkömäärän muutokset eivät vaikuttaneet viivaparien näkymiseen, kun käytettiin hilaa. Suoradigitalisoidulla laitteella hilalla ja isolla fokuksella kuvattaessa (30 kV 20 mAs; 30 kV 25 mAs; 30 kV 16 mAs) käytettiin suurennustyökäluä pienimmän viivaparin näkemiseen. Ilman suurennustyökäluä nähtiin viivapari 4.6 lp/mm. Lisäksi suurennustyökäluä käytettiin pienimmän viivaparin näkemiseen suoradigitalisoidulla laitteella ilman hilaa ja isolla fokuksella (30 kV 16 mAs) sekä ilman hilaa ja pienellä fokuksella (30 kV 20 mAs) kuvattaessa, kun sähkömäärää nostettiin. Ilman suurennustyökäluä nähtiin 4.6 lp/mm. (Liitteet 10-11)

Ilman hilaa ja pienellä fokuksella kuvattaessa huomattiin kuvanlaadun vaihtelevan viivaparirasterikuvissa. Kuvasarjasta, jossa sähkömäärää lisättiin (30 kV 20 mAs), hylättiin yksi kuva (kuvio 13). Hylätty kuva poikkesi visuaalisesti muista kuvasarjan kuvista.



KUVIO 13. Suoradigitalisoidulla laitteella kuvattu viiden kuvan sarja ilman hilaa ja pienellä fokuksella (30 kV 20 mAs).

Viivaparirasteri kuvasarjasta, jossa sähkömäärää laskettiin (30 kV 12 mAs), hylättiin kaksi kuvaa. Hylätyt kuvat poikkesivat muista kuvasarjan kuvista visuaalisesti (kuvio 14).



KUVIO 14. Suoradigitalisoidulla laitteella kuvattu viiden kuvan sarja ilman hilaa ja pienellä fokuksella (30 kV 12 mAs).

Kuvalevylaitteella otetuissa viivaparirasterikuvissa nähtiin, kaikilla kuvausarvoilla, pienin viivapari suurennustyökalun avulla. Kaikki kuvalevylaitteen kuvat otettiin ilman hilaa ja pienellä fokuksella. Kuvausarvoilla 25 kV 40 mAs kuvatusta sarjasta hylättiin yksi kuva. Kuva poikkesi visuaalisesti muista sarjan kuvista vaaleampana (kuvio 15). Näillä arvoilla otetuista kuvista nähtiin ilman suurennustyökalua viivapari 3,4 lp/mm. Sähkömäärää lisätessä (25 kV 50 mAs) nähtiin viivapari 3,7 lp/mm ja vähentäessä (25 kV 32 mAs) viivapari 4,0 lp/mm.



KUVIO 15. Kuvalevylaitteella kuvattu viiden kuvan sarja ilman hilaa ja pienellä fokuksella (25 kV 40 mAs)

6.5 Erot kuvalevylaitteen ja suoradigitalisoidun laitteen välillä

Mammografialaitteiden eroja verrattiin kuvista, jotka oli otettu ilman hilaa ja pienellä fokuksella (liitteet 9-11). Kuvalevylaitteella ei ollut mahdollisuutta ottaa suurennuskuvia hilalla ja isolla fokuksella. Vertailussa ollut kuvalevylaitte on diagnostisessa käytössä.

Suoradigitalisoidulla laitteella otetuissa ACR-fantomikuvissa nähtiin 5/5 mikrokalkkikertymää kaikilla muilla kuvausarvoilla, paitsi sähkömäärää vähennettäessä. Sähkömäärää vähennettäessä nähtiin 4/5 mikrokalkkikertymää. Kuvalevylaitteella nähtiin 4/5 mikrokalkkikertymää huolimatta sähkömäärän muutoksista. Kuvalevylaitteella oli pidempi kuvausaika, isompi sähkömäärä ja pienempi putkijännite (taulukko 5).

TAULUKKO 5. Suoradigitalisoidun ja kuvalevylaitteen arvoja ACR-fantomia kuvattaessa ilman hilaa ja pienellä fokuksella.

| Laite | Hila | Fokus- koko | kV | mAs | Mikrokalkit kpl | MGD (mGy) | Kuvausaika (ms) |
|-----------|------|----------------|-----|-----|--------------------|--------------|--------------------|
| Suoradigi | ei | pieni | 31* | 20* | 5/5 | 1,91 | 910 |
| | ei | pieni | 31 | 25 | 5/5 | 2,39 | 1140 |
| | ei | pieni | 31 | 16 | 4/5 | 1,53 | 730 |
| Kuvalevy | ei | pieni | 26* | 40* | 4/5 | 2,25 | 1480 |
| | ei | pieni | 26 | 50 | 4/5 | 2,80 | 1850 |
| | ei | pieni | 26 | 32 | 4/5 | 1,79 | 1180 |

* Lähimpänä valotusautomaatiikalla kuvattuja arvoja

Suoradigitalisoidulla laitteella suurin rauhaskudosannos oli 2,39 mGy kuvausarvoilla 31 kV 25 mAs. Kuvalevylaitteella suurin rauhaskudosannos oli 2,80 mGy kuvausarvoilla 26 kV 50 mAs. Suoradigitalisoidulla laitteella saatiin kuvalevylaitteen kuvanlaatua vastaava kuva pienemmällä rauhaskudosannoksella, joka oli 1,53 mGy. Samanlaatuisella kuvalla tarkoitettiin, että molemmissa kuvissa nähtiin yhtä monta mikrokalkkikertymää.

Molemmilla laitteilla nähtiin viivaparirasterikuvissa viivapari 5.0 lp/mm (liitteet 10 ja 11). Kuvalevy-
laitteella käytettiin suurennustyökäluä jokaisen pienimmän viivaparin näkemiseen. Ilman suuren-
nustyökäluä nähtiin vaihtelevasti viivapareja välillä 3.4 – 4.0 lp/mm.

7 JOHTOPÄÄTÖKSET

Pieni fokuskoko paransi suurennuskuvan kuvanlaatua suoradigitalisoidulla mammografialaitteella kuvatessa. Pienen fokuksen parempi kuvanlaatu huomattiin sekä ACR-fantomilla että viivapariras-terilla.

Hilan käyttö paransi suurennuskuvan kuvanlaatua suoradigitalisoidulla laitteella kuvatessa, mutta sillä ei ollut diagnostista merkitystä. Hila paransi kuvien CNR-arvoa, mutta mikrokalkkikertymien näkyvyys ei parantunut. Hila nosti potilaan saamaa rauhaskudosannosta suurennuskuvauksessa. Hilan käyttäminen aiheuttaisi turhaa säteilyannosta potilaalle.

Sähkömäärän muutokset eivät vaikuttaneet suurennuskuvan kuvanlaatuun kuvalevylaitteella. Suoradigitalisoidulla laitteella sähkömäärän laskeminen piti suurennuskuvan kuvanlaadun samanlaisena tai heikensi sitä. Viivaparien näkymisessä havaittiin ristiriitoja kummallakin mammografialaitteella, mikä luultavasti johtuu opiskelijoiden kokemattomuudesta viivaparien tulkitsemiseen.

Suoradigitalisoidulla mammografialaitteella saatiin parempi suurennuskuvan kuvanlaatu pienem-mällä rauhaskudosannoksella kuin kuvalevylaitteella.

8 POHDINTA

8.1 Tutkimustulosten tarkastelu

Suurennuskuvauksessa geometrinen vääristymä lisääntyy ja paikkaerotuskyky heikkenee (Koutalonis ym. 2009, viitattu 23.11.2019). Geometrinen vääristymä ja paikkaerotuskyky voidaan parantaa käyttämällä pientä fokuskokoa (Rissanen & Dean 2017b, viitattu 14.5.2019). Tässäkin opinäytetyössä huomattiin, että pienen fokuksen käyttäminen paransi kuvanlaatua suoradigitalisoidulla laitteella verrattuna ison fokuksen käyttöön. Pienellä fokuksella nähtiin 5/5 mikrokalkkikertymää ja isolla fokuksella 4/5. Viivaparirasterikuvista erottui pienin viivapari, 5.0 lp/mm, ilman suurennustyökäluä pienellä fokuksella kuvatessa.

Pienen fokuskoon vaikutus kuvanlaatuun nähtiin myös suurennuskuvien CNR-arvoista. Suurennuskuvauksessa kontrastikohinasuhde (CNR) paranee eli CNR-arvo suurenee. Suurempi CNR-arvo tarkoittaa parempaa resoluutiota eli näkyvyyttä kuvassa. Suurennuskuvan kontrastin paraneamiseen vaikuttaa myös siroavan säteilyn vaimeneminen, koska rinnan ja detektorin väliset etäisyyttä on kasvatettu. (Koutalonis ym. 2010, viitattu 8.6.2019.) Pienellä fokuksella ja hilalla CNR-arvo oli 1,02 ja ilman hilaa 0,8. Vastaavat arvot isolla fokuksella olivat hilalla 0,75 ja ilman hilaa 0,37. Pienellä fokuksella kuvatuissa kuvissa on parempi CNR-arvo, vähemmän geometristä vääristymää ja parempi paikkaerotuskyky, jolloin suurennuskuvan kuvanlaatu on parempi pienellä fokuksella kuvatessa (Koutalonis ym. 2010, viitattu 8.6.2019).

Säteily vaimenee siroamalla tai absorboitumalla. Mammografian suurennuskuvauksessa haitallista siroavaa säteilyä voidaan vähentää esimerkiksi puristamalla rintaa litteämmäksi ja käyttämällä suurennustornia, joka saa aikaan ilmahilan. Suurennustorni lisää rinnan ja detektorin välistä etäisyyttä. Siroavan säteilyn vähentäminen parantaa kuvan kontrastia, jolloin pienemmät muutokset ovat helpommin nähtävillä. (esim. Tapiovaara, Pukkila & Miettinen 2004, 65, 148; Smith 2005, viitattu 5.2.2020; Koutalonis ym. 2009, viitattu 23.11.2019.) Tutkimuksessa hilan havaittiin parantavan kuvanlaatua, mutta sillä ei kuitenkaan ollut diagnostista merkitystä suurennuskuvauksessa. Mikrokalkkikertymien näkyvyys ei muuttunut huolimatta siitä, oliko hila käytössä vai ei, mutta kuvien kontrastikohinasuhde parani hilalla kuvatessa. Hilalla kuvatessa CNR-arvot suurenevät, koska kontrasti

oli parempi. (Koutalonis ym. 2010, viitattu 8.6.2019). Kun kuvattiin hilalla ja isolla fokuksella viivaparirasteria, pienimmän viivaparin näkymiseen tarvittiin suurennustyökäluu kuvankatselussa. Kuvanlaadun heikentyminen johtuu ison fokuksen heikommasta paikkaerotuskyvystä suurennuskuvauksessa (ks. Koutalonis ym. 2009, viitattu 23.11.2019).

Suurennuskuvaukselle ei ole asetettu omaa rauhaskudosannoksen vertailutasoa, mutta tavanomaisessa mammografiassa hilalla ja isolla fokuksella kuvatessa vertailutaso on 1,5 mGy 4-6 cm paksuiselle puristetulle rinnalle (Säteilyturvakeskus 2019b, viitattu 26.2.2020). Hilan käyttö ei vaikuttanut suurennuskuvan diagnostisuuteen, mutta suurensi potilaan saamaa rauhaskudosannosta. Rauhaskudosannoksen suureneminen johtuu siitä, että siroavan säteilyn lisäksi hilaan absorboituu myös osa primaarisäteilystä, jolloin kuvan muodostamiseen tarvitaan enemmän säteilyä (esim. Chen ym. 2015, viitattu 1.12.2019; Tapiovaara, Pukkila & Miettinen 2004, 65-66, 148-149). Aminah ym. julkaisi vuonna 2010 tutkimuksen, jossa todettiin CNR-arvojen kasvavan potilasannoksen kasvaessa. Tämä huomattiin myös tässä opinnäytetyössä.

Hilan merkitys rauhaskudosannoksen suurenemiseen korostui, kun käytettiin pientä fokusta. Hilalla ja pienellä fokuksella rauhaskudosannosten keskiarvo oli 5 mGy ja isolla fokuksella 2,16 mGy. Ilman hilaa pienellä fokuksella kuvattujen suurennuskuvien rauhaskudosannosten keskiarvo oli 1,91 mGy ja isolla fokuksella 1,26 mGy. Verrattaessa kuvalevylaitteen rauhaskudosannosta suoradigitalisoituun laitteeseen ilman hilaa ja pienellä fokuksella, havaittiin annosten olevan samaa tasoa keskenään. Kuvalevylaitteella annos oli 2,25 mGy ja suoradigitalisoidulla laitteella 1,91 mGy. Viiden eksponoinnin sarjassa säteilyntuoton vaihtelua saa olla enimillään 20% mittausten keskiarvosta (Säteilyturvakeskus 2019a, viitattu 26.2.2020). Opinnäytetyön mittauksissa viiden eksponoinnin sarjoissa säteilyntuotto ei poikennut keskiarvoista yli 20%. Säteilyntuotossa isoin vaihtelu oli molemmilla mammografialaitteilla 0,01 mGy eli alle 1%.

Sähkömäärän muutokset eivät vaikuttaneet suurennuskuvan kuvanlaatuun kuvalevylaitteella mikrokalkkikertymien osalta. Suoradigitalisoidulla laitteella sähkömäärän lisäämisellä ei ollut diagnostista merkitystä, mutta sen vähentäminen heikensi kuvanlaatua kuvattaessa ilman hilaa kummallakin fokuskoolla sekä hilalla ja pienellä fokuksella. Hilalla kuvatessa sähkömäärän vähennyksen aiheuttama kuvanlaadun heikentyminen selittyy sillä, että osa primaarisäteilystä absorboituu hilaan (esim. Chen ym. 2015, viitattu 1.12.2019; Tapiovaara, Pukkila & Miettinen 2004, 65-66, 148-149). Kun sähkömäärää pienellä fokuksella vähennettiin, se putosi 50 mAs:ta 40 mAs:iin. Kuvanlaadun

tasaisena pysyminen olisi hilan takia vaatinut suuremman sähkömäärän. Sähkömäärän vähentäminen huononsi suurennuskuvan kuvanlaatua ilman hilaa isolla ja pienellä fokuksella kuvatessa siroavan säteilyn takia. (ks. Tapiovaara, Pukkila & Miettinen 2004, 65-66, 148-149.)

Suoradigitalisoidulla laitteella havaittiin kuvien CNR-arvojen kasvavan ja vähenevän samassa suhteessa sähkömäärän kanssa. Sähkömäärä on suoraan verrannollinen potilaan saamaan säteilyannokseen (Ma ym. 2014, viitattu 14.2.2020) ja kuten aikaisemmin todettiin, CNR-arvot kasvoivat potilasannoksen kasvaessa.

Viivaparien näkyemisessä havaittiin ristiriitoja kummallakin mammografialaitteella kuvatessa. Tulostemme mukaan kuvanlaatu heikentyi suoradigitalisoidulla laitteella hilan ollessa käytössä isolla ja pienellä fokuksella silloin, kun sähkömäärää lisättiin. Sähkömäärän lisäämällä kuvanlaadun pitäisi parantua, koska isompi määrä fotoneja pääsee detektorille (Ma ym. 2014, viitattu 14.2.2020). Hila taas toisaalta absorboi myös osan primaarisäteilystä (esim. Chen ym. 2015, viitattu 1.12.2019; Tapiovaara, Pukkila & Miettinen 2004, 65-66, 148-149), mikä heikentää kuvanlaatua. Isolla fokuksella on huonompi paikkaerotuskyky ja isompi geometrinen vääristymä (Koutalonis ym. 2009, viitattu 23.11.2019), jonka pitäisi parantua käyttämällä pientä fokuskokoa (Rissanen & Dean 2017b, viitattu 14.5.2019). Kuvalevyllaitteella sähkömäärän lisääminen ja vähentäminen paransivat kuvanlaatua. Suurempi sähkömäärä päästi enemmän fotoneja detektorille, jolloin kuvanlaatu parantui. Sähkömäärän laskeminen on voinut lisätä kuvan kontrastia, mikä parantaa viivaparien näkyvyyttä.

Viivaparien osalta on hyvin mahdollista, että niitä ei ole osattu tulkita oikein. Opiskelijoilla ei ole aikaisempaa kokemusta niiden arvioimisesta, joten on syytä epäillä, että tulokset eivät näiltä osin ole kovin luotettavia. Lisäksi tulosten epäluotettavuutta voi lisätä se, että viivaparikuvauksiin saadut kuvausarvot kuvattiin automatiikalla 4cm pleksillä ilman viivaparirasteria. Viivaparirasteri asetettiin pleksien päälle vasta, kun kuvattiin käsiarvoilla. Viivaparirasteri sisältää lyijyä ja sitä ei aseteltu täsmälleen samaan kohtaan detektoria joka kuvauksessa, joten pohdittiin, voiko lyijy absorboida osan säteitä huonontaan kuvanlaatua.

Aikaisempien tutkimusten mukaan (Warren ym. 2012, viitattu 11.2.2020) suoradigitalilaitte on parempi pienikontrastisten kohteiden havaitsemiseen mammografiassa. Tämä todettiin myös tässä opinnäytetyössä. Suoradigitalisoidulla laitteella nähtiin 5/5 mikrokalkkikertymää kaikilla kuvausarvoilla, paitsi sähkömäärää vähennettäessä ilman hilaa ja pienellä fokuksella. Kuvalevyllaitteella mikrokalkkikertymiä nähtiin 4/5 kaikilla kuvausarvoilla. Aiempien tutkimusten mukaan potilasannoksen

lasku huonontaa mikrokalkkikertymien näkymistä sekä suoradigitaali- että kuvalevyllaitteella (Warren ym. 2012, viitattu 11.2.2020), mutta tässä opinnäytetyössä tämä näkyi vain suoradigitalisoidulla laitteella. Laajemmalla tutkimuksella eroja laitteiden välille olisi mahdollisesti saatu enemmän.

8.2 Tutkimuksen luotettavuus ja eettisyys

Hyvä kokonaisluotettavuus muodostui siitä, että reliabelius ja validius ovat kunnossa. Opinnäytetyön luotettavuutta parannettiin keskittymällä koko työn ajan ennalta määrättyihin tutkimuskysymyksiin, kerättiin tutkimusaineistoa riittävästi oikealla tavalla ja analysoitiin tutkimusaineistoa asiaan soveltuvilla analyysimenetelmillä. (ks. Vilka 2007, 152.) Tutkimuksessa käytetyt mittarit ja mitausmenetelmät olivat perusteltuja ja määriteltyjä, mikä tekee työn uudelleen toteuttamisesta helppoa (ks. Kananen 2008, 17). Tutkimus suoritettiin hyvää tieteellistä käytäntöä noudattaen, jolloin sen tavoitteet, aineiston keruu, käsittely ja säilytys, sekä tulosten esittäminen eivät loukanneet tutkimuksen tiedeyhteisöä, tilaajaa, eikä ketään muutakaan, jota asia koskee (ks. Vilka 2007, 90). Tutkimuksessa käytetyt lähteet merkittiin asianmukaisella tavalla (ks. Vilka 2007, 165), mikä tuki luotettavuutta ja eettisyyttä. Tutkimusta varten laadittiin yhteistyösopimukset ja haettiin tutkimusluvut yhteistyökumppaneilta. Työ suoritettiin fantomitutkimuksena, joka lisää tutkimuksen eettisyyttä, koska ihmisiä ei altistettu säteilylle.

Opinnäytetyön suunnittelun, toteutuksen ja analysoinnin aikana pidettiin yhteistä tutkimuspäiväkirjaa OneDrivessä. Päiväkirjaan kirjattiin kaikki työn kannalta oleelliset asiat ja huomiot. Tutkimuspäiväkirjan pitäminen tuki työn validiutta, jolloin tuloksia oli helpompi verrata työn aikana tehtyihin ratkaisuihin (ks. Vilka 2007, 151).

Ennen varsinaista tutkimusta testattiin laitteiden, kuvauspöytäkirjojen (liitteet 1-5), analysointipöytäkirjojen (liitteet 9-11) ja kuvauskokonaisuuden toimivuutta. Näistä tehtiin havainnot ja pyrittiin korjaamaan epäkohdat ennen varsinaista tutkimusta. Kuvaustilanteet saatiin sujuvammiksi ja tiedettiin etukäteen osa haasteista, joihin pystyttiin varautumaan. Testauksesta huolimatta suurimmaksi haasteeksi muodostui suoradigitalisoidun laitteen kuvien katseleminen radiologin työasemalta. Tämä vaihe vei paljon aikaa, että kuvat saatiin vietyä DICOM -tiedostoina työasemalle katsottavaksi. Kuvasiirtoon pyydettiin apua atk-tuesta sekä tutkimuksen tilaajalta.

Ennen kuvausten tekemistä päätettiin kuvausjärjestys, jota noudatettiin kuvausten aikana tarkasti. Ensin kuvattiin hilalla, isolla fokuksella ja valotusautomaatiikalla. Sen jälkeen kuvattiin lähimpänä valotusautomaatiikkaa olevilla arvoilla, jonka jälkeen lisättiin sähkömäärää ja sitten vähennettiin sähkömäärää. Lisäykset ja vähennykset tehtiin aina lähimpänä valotusautomaatiikkaa olevista käsiarvoista. Sama järjestys toistui hilalla ja pienellä fokuksella, hilattomana isolla ja pienellä fokuksella sekä kuvalevylaitteella. Viivaparirasterikuvaukset ja annosmittaukset tehtiin samassa järjestyksessä. Samassa järjestyksessä toimiminen oli loogista ja varmisti että kaikki kuvaukset suoritettiin oikein. Ennen tutkimuksen alkamista päätettiin, että analysoidaan aina kuvasarjan kolmas kuva. Jos kuvasarjasta jouduttiin hylkäämään kuva, otettiin analysointiin jäljellä olevista kuvista kolmas. Kuva hylättiin, jos se erosi visuaalisesti kuvasarjan muista kuvista. Koska analysointiin otettiin aina kuvasarjan kolmas kuva, minimoitiin opiskelijoista riippuva valinnaisuus.

Kuvaustilanteessa jokaisella kuvausarvolla otettiin viisi kuvaa, jotta voitiin minimoida säteilytuotosta riippua vaihtelu. Kuvalevylaitteella kaikki kuvat otettiin samalle kuvalevylle, jotta kuvalevyn mahdolliset herkkyserot eivät vaikuttaneet kuvien vertailukelpoisuuteen. Valotusindeksin arvon tulee toistettavuuden takaamiseksi olla sellainen, ettei yksittäisen kuvan valotusindeksilukemasta määritetty annos poikkeaa toistomittausten keskiarvosta enempää kuin 20%. (ks. Säteilyturvakeskus 2019a, viitattu 26.2.2020.) Ennen kuvauksia laitteisiin ei tehty kuvanlaadullisia laadunvarmistustestejä, mutta käytetty kuvalevy erasoitiin ennen ensimmäisen kuvan ottamista. Säteilynnoksen määrittämiseen otettiin viisi eksponointia jokaisella kuvausarvolla RaySafe X2-säteilymittarilla. Saadut annokset muutettiin rauhaskudosannoksiksi STUKin laskentataulukon avulla (Säteilyturvakeskus 2018, viitattu 24.2.2020). Annoksista laskettiin keskiarvo, joka otettiin mukaan analysointiin. Keskiarvoa käytettiin, jotta yksittäinen suuri tai pieni annos ei vaikuttaisi tulokseen.

Kumpikin opiskelija täytti kuvaustilanteessa oman kuvauspöytäkirjan manuaalisesti käsin kirjoittamalla, jotta mahdolliset tietoyhteysongelmat eivät hankaloittaneet työn etenemistä. Samaa tapaa käytettiin myös tulosten analysoinnissa. Kahteen kertaan kirjaaminen lisäsi tutkimuksen luotettavuutta, koska tuloksia pystyi arvioimaan ja vertailemaan opiskelijoiden kesken koko tutkimuksen ajan (ks. Vilka 2007, 149). Tällä menetelmällä varmistettiin, että tulos oli sama riippumatta opiskelijasta. Tulokset yhdistettiin sähköiseen muotoon Excel ja Word-ohjelmia käyttäen. Kuvauspöytäkirjoissa (liitteet 1-5) ja analysointipöytäkirjoissa (liitteet 9-11) ei ollut eroja opiskelijoiden välillä. Kuvaus- ja analysointipöytäkirjat säilytettiin koko tutkimuksen ajan. Pöytäkirjoihin kirjattiin kuvista myös erilaisia tietoja, esimerkiksi kuvausaika, jotta myöhemmin pystyttiin yhdistämään kuva ja tieto

keskenään. Kuvalevylaitteella otettuihin kuviin pystyttiin lisäämään numerointi, jolla pystyttiin yhdistämään kuva ja pöytäkirjojen tieto.

Koska viivaparirasterikuvat on otettu eri kuvausarvoilla kuin ACR-fantomikuvat, ei niitä voi suoraan vertailla keskenään. Myös suoradigitalisoidun laitteen ja kuvalevylaitteen kuvauksissa oli eroa, sillä suoradigitalisoidulla laitteella pleksien piti olla suurennustornin päällä poikittain, kun normaalisti ne ovat pitkittäin. Sitä, vaikuttiko tämä tutkimustuloksiin jotenkin, emme osaa sanoa.

Mikrokalkkien ja viivaparien tarkasteluun voi vaikuttaa se, että opinnäytetyön tekijät olivat opiskelijoita, joilla ei ollut aikaisempaa kokemusta tällaisen tarkastelun suorittamiseen. Kuvien tarkasteluolosuhteet pyrittiin kuitenkin tekemään parhaaksi mahdolliseksi huomioiden esimerkiksi huoneen valaistus ja silmien tottuminen hämääseen, mikä osaltaan lisää luotettavuutta (esim. Saarakkala & Nieminen 2017, viitattu 13.2.2020; Liukkonen 2010, viitattu 5.8.2019). Silmämääräisen katsomisen lisäksi kuvanlaatua arvioitiin siihen tarkoitettulla ImageJ-ohjelmalla. Ohjelman avulla kuviin pystyttiin määrittämään CNR-arvo, joka kertoo numeraalisina arvoina kuvanlaadusta. Tutkimuksessa esillä oleviin CNR arvoihin voi suhtautua varauksella, koska kumpikaan opiskelija ei ollut aiemmin käyttänyt ImageJ-ohjelmaa. Myös ohjelmaan perehtyminen toteutettiin itsenäisesti. On siis mahdollista, että CNR-arvojen määrittämisessä käytetyt tavat tai kuvista valitut kohdat eivät ole luotettavia. Lisäksi saatuja CNR-arvoja ei pystytty vertailemaan mihinkään, koska suoradigitalisoituun laitteeseen ei ollut tehty alkumittauksia. Emme ottaneet kuvalevylaitetta CNR-arvojen tarkasteluun, koska emme saaneet kuvia auki ImageJ-ohjelmalla, joten meillä ei ole kuvalevylaitteen ja suoradigitalisoidun laitteen välistä vertailua asiasta.

Tutkimuksessa piti olla mukana toinenkin rintafantomi, mutta suoradigitalisoidun laitteen tekniikka ei mahdollistanut fantomin käyttöä, joten sen mukaan ottamisesta luovuttiin. Mittaukset rintafantomilla otettiin kuitenkin kuvalevylaitteella, mutta niitä ei käydä läpi tässä tutkimuksessa. Rintafantomilla olisimme saaneet isomman aineiston analysointiin ja vertailuun, jolloin se olisi lisännyt tutkimuksen luotettavuutta.

8.3 Jatkotutkimusideat

Jatkotutkimusideana on toistaa tutkimus isommalla otannalla ja vertailemalla useampaa laitetta ja fantomia keskenään. Suoradigitalisoidun laitteen tekniikan toimivuuden tutkiminen myös CIRS-fantomilla, sekä sen vertailu kuvalevylaitteeseen olisi hyvä jatkoidea. Tutkimusta voitaisiin hyödyntää myös vertailemalla mammografian suurennuskuvausta ja normaalin mammografiakuvan suurentamista keskenään eri kuvausarvoilla.

8.4 Oma oppiminen

Tietous mammografiatutkimuksista ja etenkin suurennuskuvauksesta karttui koko tutkimuksen ajan. Työn tekeminen opetti paljon tutkimusmetodologiasta, eettisistä periaatteista ja tutkimukseen liittyvästä teoriasta. Opimme paljon työn suunnittelun tärkeydestä ja siitä, millä tavalla hyvä suunnittelu ja valmistelu kantaa läpi tutkimuksen. Näiden asioiden lisäksi myös yleinen tietous hilan käytöstä, fokuskoon merkityksestä ja säteilyn optimoinnista karttui, ja oli mielenkiintoista käsitellä näitä asioita eri näkökulmista. Teoriapohjaan ja tulosten tarkasteluun käyttämämme artikkelit tukivat omaa oppimistamme ja oli ilo huomata, että pystyimme omassa tutkimuksessamme tuottamaan samantapaisia tuloksia kuin vastaavissa aiemmissä tutkimuksissa.

LÄHTEET

Aminah, M., Ng, K. H, Abdullah, B. J. J. & Jamal, N. 2010. Optimal beam quality selection based on contrast-to-noise ratio and mean glandular dose in digital mammography. Viitattu 7.2.2020, https://www.researchgate.net/profile/Ng_KH/publication/47396513_Optimal_beam_quality_selection_based_on_contrast-to-noise_ratio_and_mean_glandular_dose_in_digital_mammography/links/566f75db08aec0bb67bf142f.pdf

Asetus 339/2011. Valtioneuvoston asetus seulonnoista. 2011. Viitattu 8.12.2019, <https://www.finlex.fi/fi/laki/alkup/2011/20110339>

Ayyala, R. S., Chorlton, MA., Behrman, R. H., Kornguth, P. J., Slanez P. J. 2008. Digital Mammographic Artifacts on Full-Field Systems: What Are They and How Do I Fix Them? Viitattu 9.6.2019, <https://pubs.rsna.org/doi/pdf/10.1148/rg.287085053>

BenComo, J. Digital Mammography. Viitattu 26.2.2020, <https://inis.iaea.org/collection/NCLCollectionStore/Public/42/083/42083597.pdf>

Bick, U. & Diekmann, F. 2007. Digital mammography: what do we know and what don't we know? Viitattu 9.6.2019, <https://link.springer.com/article/10.1007/s00330-007-0586-1>

Chen, H., Danielsson, M., Xu, C. & Cederström, B. 2015. On image quality metrics and the usefulness of grids in digital mammography. Viitattu 1.12.2019, <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4478855/>

Chevalier, M., Leyton, F., Tavares, M. N., Oliveira, M., Silva, T. & Peixoto, J. E. 2012. Image Quality Requirements for Digital Mammography in Breast Cancer Screening. Viitattu 26.2.2020, <https://cdn.intechopen.com/pdfs-wm/32009.pdf>

Henner, A. 2019. Sähköpostiviesti

Hirsjärvi, S., Remes, P., Sajavaara, P. 2010. Tutki ja kirjoita. 15.-16. painos. Hämeenlinna 2010: Tammi.

ImageJ. 2018. Viitattu 19.5.2019. <https://imagej.net/Welcome>

Innomentarium Oy. 2019a. Viitattu 22.2.2020, https://innomentarium.fi/wp-content/uploads/2019/01/Fenix_brochure_EN_2019_FINAL.pdf

Innomentarium Oy. 2019b. Viitattu 28.2.2020, https://innomentarium.fi/wp-content/uploads/2019/10/Fenix-Datasheet_01.pdf

Jauhiainen, J. 2003. Röntgenkuvaus, digitaalinen kuvaus ja tietokonetomografia. Viitattu 12.2.2020, <http://www.oamk.fi/~jjauhai/opetus/mittalaitteet/mittalaitteet-v11.pdf>

Kananen, J. 2008. Kvantti, kvantitatiivinen tutkimus alusta loppuun. Jyväskylän ammattikorkeakoulun julkaisuja 89.

Karellas, A. & Vedantham, S. 2013. Detectors for digital mammography. Viitattu 5.2.2020, <https://pdfs.semanticscholar.org/fa6f/a755f549324f52d1038579ce3ce1af54d661.pdf>

Kiiskinen, N. 2016. Röntgengeneraattorin parametrien muokkaaminen generaattoriohjelmalla digitaalisessa kuvantamisessa. Jyväskylän yliopisto. Viitattu 23.2.2020, <https://jyx.jyu.fi/bitstream/handle/123456789/51410/1/URN%3ANBN%3Afi%3Aju-201609204152.pdf>

Koutalonis, M., Delis, H., Pascoal, A., Spyrou, G., Costaridou, L. & Panayiotakis, G. 2010. Can electric zoom replace magnification in mammography? A comparative Monte Carlo study. Viitattu 8.6.2019, <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3473689/pdf/bjr-83-569.pdf>

Koutalonis, M., Delis, H., Spyrou, G., Costaridou, L., Tzanakos, G., Panayiotakis, G. 2009. Monte Carlo simulation studies of spatial resolution in magnification mammography using the edge method. Viitattu 23.11.2019, <https://iopscience.iop.org/article/10.1088/1748-0221/4/05/P05013/pdf>

Lee, L., Stickland, V., Wilson, R. & Evans, A. 2007. Fundamentals of Mammography. Edinburgh: Churchill Livingstone.

Liukkonen, E. 2010. Radiologisten kuvien katselussa käytettävien näyttöjen laatu. Näyttöjen laitekanta, suorituskyky ja laadunvalvonta sekä kuvankatseluolosuhteet radiologisissa yksiköissä ja terveystieteissä. Oulun yliopisto. Haettu 5.8.2019, <http://jultika.oulu.fi/files/isbn9789514262180.pdf>

Ma, W. K., Norton, S. & Hogg, P. 2014. Effects of Kilovoltage, Milliampere Seconds, and Focal Spot Size on Image Quality. Viitattu 14.2.2020, https://www.researchgate.net/profile/Wang_Ma/publication/262147344_Effects_of_Kilovoltage_Milliampere_Seconds_and_Focal_Spot_Size_on_Image_Quality/links/56914c3308aee91f69a4feb0/Effects-of-Kilovoltage-Milliampere-Seconds-and-Focal-Spot-Size-on-Image-Quality.pdf

Matikka, H. 2013. Digitaalisen natiivikuvauksen perusteet. Sädeturvapäivät. Tampere.

Mammografialaitteiden laadunvalvontaopas. 2014. STUK opastaa. Säteilyturvakeskus. Helsinki. Viitattu 8.5.2019, <https://www.stuk.fi/documents/12547718600/STUK-opastaa-mammografia-14052014.pdf/0c8a1a1e-7290-49ad-8bbd-8f9e6003a06c>

Monnin, P. & Verdun, F. R. 2009. Qualification of digital mammography imaging systems Kodak CR 975 – EHR-M2 & HER-M3. Viitattu 2.3.2020, s. 2

Noel, A. & Thibault, F. 2004. Digital detectors for mammography: the technical challenges. Viitattu 5.2.2020, https://www.researchgate.net/profile/Fabienne_Thibault/publication/8234962_Digital_detectors_for_mammography_The_technical_challenges/links/0c96052f1115529b6a000000/Digital-detectors-for-mammography-The-technical-challenges.pdf

Rissanen, T. & Dean, P. B. 2017a. Rinnan kuvausindikaatiot. Teoksessa R. Sequeros, S.K. Koskinen, H. Aronen, N. Lundblom, R. Vanninen & O. Tervonen (toim.) Kliininen radiologia. Oppiportti. Duodecim. Viitattu 14.5.2019, <https://www.oppiportti.fi/op/krd00902/do>

Rissanen, T. & Dean, P. B. 2017b. Rinnan kuvantamismenetelmien perusteet ja käyttöalueet. Teoksessa R. Sequeros, S.K. Koskinen, H. Aronen, N. Lundblom, R. Vanninen & O. Tervonen (toim.) Kliininen radiologia. Oppiportti. Duodecim. Viitattu 14.5.2019, <https://www.oppiportti.fi/op/krd00903/do#s1>

Saarakkala, S. & Nieminen, M. 2017. Radiologinen kuvan laatu. Teoksessa R. Sequeros, S.K. Koskinen, H. Aronen, N. Lundblom, R. Vanninen & O. Tervonen (toim.) Kliininen radiologia. Oppiportti. Duodecim. Viitattu 13.2.2020, <https://www.oppiportti.fi/op/krd01408/do#s7>

Smith, A. P. 2005. Fundamentals of Digital Mammography: Physics, Technology and Practical Considerations. Viitattu 5.2.2020, <https://pdfs.semanticscholar.org/17c3/555157f53d42b96ee-faad1d3adf2f176e857.pdf>

Supertechx-ray kotisivut. Mammographic Accreditation Phantom: Gammex 156. Viitattu 14.5.2019, <https://www.supertechx-ray.com/BreastImagingandMammography/QCC/Gammex-156.php>

Syöpäjärjestöt. Rintasyöpä. Viitattu 4.5.2019, <https://www.kaikkisyovasta.fi/tietoa-syovasta/syopataudit/rintasyopa/>

Säteilyturvakeskus (STUK). 2018. Listaus annoslaskentaohjelmista. Viitattu 24.2.2020, <https://www.stuk.fi/stuk-valvoo/sateilyn-kayttajalle/sateilymittaukset/listaus-annoslaskentaohjelmista>

Säteilyturvakeskus (STUK). 2019a. Liite 2. Käytönaikaiset hyväksyttävyyssvaatimukset terveydenhuollon röntgenkuvaus- ja läpivalaisulaitteille, tietokonetomografialaitteille sekä röntgensäteilyn vaimenemiseen perustuville luun mineraalipitoisuuden määrittäyslaitteille. Viitattu 26.2.2020, https://www.stuklex.fi/fi/STUK-S-5-2019_liite.pdf

Säteilyturvakeskus (STUK). 2019b. Liite 6. Potilaan säteilyaltistuksen vertailutasot aikuisten tavantomaaisissa röntgentutkimuksissa. Viitattu 26.2.2020, https://www.stuklex.fi/fi/STUK-S-4-2019_liite.pdf

Tapiovaara, M., Pukkila, O. & Miettinen, A. 2004. Röntgensäteily diagnostiikassa. Säteily- ja ydinturvallisuus 3. Viitattu 14.5.2019, https://www.stuk.fi/documents/12547/494524/kirja3_1.pdf/a825da96-784a-4868-80a7-3a3d33549257

Toroi, P. 2012. Rauhaskudosannos ja sen määrittäminen. Sädeturvapäivät. Tampere.

Toroi, P., Järvinen, H., Könönen, N., Parviainen, T., Pirinen, M., Tapiovaara, M. & Tenkanen-Rautakoski, P. 2011. Potilaan säteilyaltistuksen määrittäminen mammografiassa. Viitattu 25.2.2020, <https://www.julkari.fi/bitstream/handle/10024/123104/stuk-tr11.pdf?sequence=1>

Vilka, H. 2007. Tutki ja mittaa: Määrällisen tutkimuksen perusteet. Gummerus Kirjapaino Oy 2007

Warren, L. M., Mackenzie, A., Cooke, J., Given-Wilson, R. M., Wallis, M. G., Chakraborty, D. P., Dance, D. R., Bosmans, H. & Young, K. C. 2012. Effect of image quality on calcification detection in digital mammography. Viitattu 11.2.2020, <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4108702/>

Kuvauspöytäkirja

Fantomi: ACR

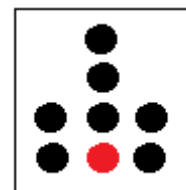
Laite: Perfoma suoradigi

Hila: kyllä

Analysoija: Jenni ja Hanna

Päivämäärä: 7.8.2019

Suodatus: Molybdeeni



| Kuva-numero | Hila | Fokus | EI | DI | kV | mAs | AA/käsi | Aika, ms | Klo |
|-------------|-------|-------|-------|--------|----|-----|---------|----------|----------|
| 0 | kyllä | iso | 4720 | -0,819 | 31 | 22 | AA | 270 | 17.45.49 |
| 1 | kyllä | iso | 4210 | -1,316 | 31 | 20 | käsi | 250 | 17.49.54 |
| 2 | kyllä | iso | 4250 | -1,275 | 31 | 20 | käsi | 250 | 17.52.58 |
| 3 | kyllä | iso | 4240 | -1,285 | 31 | 20 | käsi | 250 | 17.54.09 |
| 4 | kyllä | iso | 4240 | -1,285 | 31 | 20 | käsi | 250 | 17.55.07 |
| 5 | kyllä | iso | 4270 | -1,254 | 31 | 20 | käsi | 250 | 17.55.57 |
| 6 | kyllä | iso | 5320 | -0,3 | 31 | 25 | käsi | 310 | 17.57.36 |
| 7 | kyllä | iso | 5360 | -0,267 | 31 | 25 | käsi | 310 | 17.58.56 |
| 8 | kyllä | iso | 5350 | -0,275 | 31 | 25 | käsi | 310 | 17.59.59 |
| 9 | kyllä | iso | 5370 | -0,259 | 31 | 25 | käsi | 310 | 18.01.04 |
| 10 | kyllä | iso | 5350 | -0,275 | 31 | 25 | käsi | 310 | 18.02.05 |
| 11 | kyllä | iso | 3400 | -2,244 | 31 | 16 | käsi | 200 | 18.05.52 |
| 12 | kyllä | iso | 3420 | -2,218 | 31 | 16 | käsi | 200 | 18.06.52 |
| 13 | kyllä | iso | 3410 | -2,231 | 31 | 16 | käsi | 200 | 18.07.42 |
| 14 | kyllä | iso | 3390 | -2,257 | 31 | 16 | käsi | 200 | 18.08.35 |
| 15 | kyllä | iso | 3430 | -2,206 | 31 | 16 | käsi | 200 | 18.09.26 |
| 16 | kyllä | pieni | 9530 | 2,232 | 31 | 45 | AA | 2050 | 18.11.25 |
| 17 | kyllä | pieni | 10210 | 2,532 | 31 | 50 | käsi | 2270 | 18.15.00 |
| 18 | kyllä | pieni | 10260 | 2,553 | 31 | 50 | käsi | 2270 | 18.16.04 |

| | | | | | | | | | |
|----|-------|-------|-------|-------|----|----|------|------|----------|
| 19 | kyllä | pieni | 10270 | 2,557 | 31 | 50 | käsi | 2270 | 18.16.53 |
| 20 | kyllä | pieni | 10230 | 2,54 | 31 | 50 | käsi | 2270 | 18.18.22 |
| 21 | kyllä | pieni | 10260 | 2,553 | 31 | 50 | käsi | 2270 | 18.19.10 |
| 22 | kyllä | pieni | 11740 | 3,138 | 31 | 63 | käsi | 2860 | 18.20.23 |
| 23 | kyllä | pieni | 11710 | 3,127 | 31 | 63 | käsi | 2860 | 18.22.36 |
| 24 | kyllä | pieni | 11990 | 3,229 | 31 | 63 | käsi | 2860 | 18.23.25 |
| 25 | kyllä | pieni | 11660 | 3,108 | 31 | 63 | käsi | 2860 | 18.24.09 |
| 26 | kyllä | pieni | 11920 | 3,204 | 31 | 63 | käsi | 2860 | 18.25.03 |
| 27 | kyllä | pieni | 8220 | 1,59 | 31 | 40 | käsi | 1820 | 18.26.37 |
| 28 | kyllä | pieni | 8220 | 1,59 | 31 | 40 | käsi | 1820 | 18.28.10 |
| 29 | kyllä | pieni | 8220 | 1,59 | 31 | 40 | käsi | 1820 | 18.29.09 |
| 30 | kyllä | pieni | 8230 | 1,595 | 31 | 40 | käsi | 1820 | 18.30.02 |
| 31 | kyllä | pieni | 8240 | 1,601 | 31 | 40 | käsi | 1820 | 18.30.52 |

Kuvauspöytäkirja

Fantomi: ACR

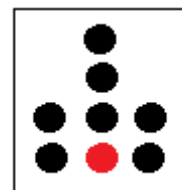
Laite: Perfoma suoradigi

Hila: ei

Analysoija: Jenni ja Hanna

Päivämäärä: 9.8.2019

Suodatus: Molybdeeni



| Kuva-numero | Hila | Fokus | EI | DI | kV | mAs | AA/käsi | Aika, ms | Klo |
|-------------|------|-------|------|----|----|-----|---------|----------|----------|
| 0 | ei | iso | 2960 | -2 | 31 | 9 | AA | 110 | 17.57.04 |
| 1 | ei | iso | 3830 | -1 | 31 | 12 | Käsi | 150 | 18.00.01 |
| 2 | ei | iso | 3800 | -1 | 31 | 12 | Käsi | 150 | 18.00.53 |
| 3 | ei | iso | 3790 | -1 | 31 | 12 | Käsi | 150 | 18.01.47 |
| 4 | ei | iso | 3840 | -1 | 31 | 12 | Käsi | 150 | 18.02.30 |
| 5 | ei | iso | 3810 | -1 | 31 | 12 | Käsi | 150 | 18.03.10 |
| 6 | ei | iso | 5090 | 0 | 31 | 16 | Käsi | 200 | 18.04.38 |
| 7 | ei | iso | 5140 | 0 | 31 | 16 | Käsi | 200 | 18.05.24 |
| 8 | ei | iso | 5130 | 0 | 31 | 16 | Käsi | 200 | 18.06.31 |
| 9 | ei | iso | 5110 | 0 | 31 | 16 | Käsi | 200 | 18.07.12 |
| 10 | ei | iso | 5100 | 0 | 31 | 16 | Käsi | 200 | 18.07.48 |
| 11 | ei | iso | 1870 | -4 | 31 | 6 | Käsi | 70 | 18.09.14 |
| 12 | ei | iso | 1880 | -4 | 31 | 6 | Käsi | 70 | 18.10.04 |
| 13 | ei | iso | 1890 | -4 | 31 | 6 | Käsi | 70 | 18.10.40 |
| 14 | ei | iso | 1930 | -4 | 31 | 6 | Käsi | 70 | 18.11.16 |
| 15 | ei | iso | 1900 | -4 | 31 | 6 | Käsi | 70 | 18.11.50 |
| 16 | ei | pieni | 5680 | 0 | 31 | 18 | AA | 800 | 18.13.31 |
| 17 | ei | pieni | 6120 | 0 | 31 | 20 | Käsi | 910 | 18.15.26 |

| | | | | | | | | | |
|-----------|----|-------|------|---|----|----|------|------|----------|
| 18 | ei | pieni | 6160 | 0 | 31 | 20 | Käsi | 910 | 18.16.17 |
| 19 | ei | pieni | 6150 | 0 | 31 | 20 | Käsi | 910 | 18.17.26 |
| 20 | ei | pieni | 6170 | 0 | 31 | 20 | Käsi | 910 | 18.18.12 |
| 21 | ei | pieni | 6180 | 0 | 31 | 20 | Käsi | 910 | 18.18.45 |
| 22 | ei | pieni | 7740 | 1 | 31 | 25 | Käsi | 1140 | 18.19.43 |
| 23 | ei | pieni | 7760 | 1 | 31 | 25 | Käsi | 1140 | 18.20.29 |
| 24 | ei | pieni | 7790 | 1 | 31 | 25 | Käsi | 1140 | 18.21.03 |
| 25 | ei | pieni | 7790 | 1 | 31 | 25 | Käsi | 1140 | 18.21.37 |
| 26 | ei | pieni | 7770 | 1 | 31 | 25 | Käsi | 1140 | 18.22.12 |
| 27 | ei | pieni | 4910 | 0 | 31 | 16 | Käsi | 730 | 18.24.21 |
| 28 | ei | pieni | 4940 | 0 | 31 | 16 | Käsi | 730 | 18.25.21 |
| 29 | ei | pieni | 4950 | 0 | 31 | 16 | Käsi | 730 | 18.26.03 |
| 30 | ei | pieni | 4970 | 0 | 31 | 16 | Käsi | 730 | 18.26.38 |
| 31 | ei | pieni | 4960 | 0 | 31 | 16 | Käsi | 730 | 18.27.14 |

Kuvauspöytäkirja

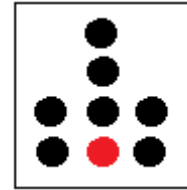
Fantomi: Viivaparirasteri

Laite: Perfoma suoradigi

Hila: kyllä

Analysoija: Jenni ja Hanna

Päivämäärä: 9.8.2019



| Kuva-numero | Hila | Fokus | EI | DI | kV | mAs | AA/käsi | Aika, ms | Klo |
|-------------|-------|-------|------|---------|----|-----|---------|----------|----------|
| 0 | kyllä | iso | 5060 | -0,517 | 30 | 22 | AA | 270 | 16.41.28 |
| 1 | kyllä | iso | 630 | -9,565 | 30 | 20 | Käsi | 250 | 16.45.38 |
| 2 | kyllä | iso | 630 | -9,565 | 30 | 20 | Käsi | 250 | 16.47.08 |
| 3 | kyllä | iso | 640 | -9,497 | 30 | 20 | Käsi | 250 | 16.48.08 |
| 4 | kyllä | iso | 640 | -9,497 | 30 | 20 | Käsi | 250 | 16.48.53 |
| 5 | kyllä | iso | 700 | -9,108 | 30 | 20 | Käsi | 250 | 16.49.58 |
| 7 | kyllä | iso | 770 | -8,694 | 30 | 25 | Käsi | 310 | 16.52.52 |
| 8 | kyllä | iso | 780 | -8,638 | 30 | 25 | Käsi | 310 | 16.54.25 |
| 9 | kyllä | iso | 790 | -8,582 | 30 | 25 | Käsi | 310 | 16.55.24 |
| 10 | kyllä | iso | 790 | -8,582 | 30 | 25 | Käsi | 310 | 16.56.11 |
| 11 | kyllä | iso | 790 | -8,582 | 30 | 25 | Käsi | 310 | 16.56.53 |
| 12 | kyllä | iso | 520 | -10,399 | 30 | 16 | Käsi | 200 | 16.58.05 |
| 13 | kyllä | iso | 520 | -10,399 | 30 | 16 | Käsi | 200 | 16.59.02 |
| 14 | kyllä | iso | 520 | -10,399 | 30 | 16 | Käsi | 200 | 16.59.47 |
| 15 | kyllä | iso | 530 | -10,316 | 30 | 16 | Käsi | 200 | 17.00.27 |
| 16 | kyllä | iso | 520 | -10,399 | 30 | 16 | Käsi | 200 | 17.01.10 |
| 17 | kyllä | pieni | 8430 | 1,7 | 30 | 40 | AA | 1760 | 17.02.32 |
| 18 | kyllä | pieni | 1100 | -7,145 | 30 | 40 | Käsi | 1740 | 17.06.12 |
| 19 | kyllä | pieni | 1110 | -7,106 | 30 | 40 | Käsi | 1740 | 17.07.34 |
| 20 | kyllä | pieni | 1110 | -7,106 | 30 | 40 | Käsi | 1740 | 17.08.33 |
| 21 | kyllä | pieni | 1120 | -7,067 | 30 | 40 | Käsi | 1740 | 17.09.12 |

| | | | | | | | | | |
|----|-------|-------|------|--------|----|----|------|------|----------|
| 22 | kyllä | pieni | 1110 | -7,106 | 30 | 40 | Käsi | 1740 | 17.09.57 |
| 23 | kyllä | pieni | 1370 | -6,192 | 30 | 50 | Käsi | 2170 | 17.11.13 |
| 24 | kyllä | pieni | 1370 | -6,192 | 30 | 50 | Käsi | 2170 | 17.12.56 |
| 25 | kyllä | pieni | 1370 | -6,192 | 30 | 50 | Käsi | 2170 | 17.14.03 |
| 26 | kyllä | pieni | 1370 | -6,192 | 30 | 50 | Käsi | 2170 | 17.15.04 |
| 27 | kyllä | pieni | 1370 | -6,192 | 30 | 50 | Käsi | 2170 | 17.15.56 |
| 28 | kyllä | pieni | 840 | -8,316 | 30 | 32 | Käsi | 1390 | 17.17.05 |
| 29 | kyllä | pieni | 850 | -8,265 | 30 | 32 | Käsi | 1390 | 17.18.07 |
| 30 | kyllä | pieni | 860 | -8,214 | 30 | 32 | Käsi | 1390 | 17.18.47 |
| 31 | kyllä | pieni | 860 | -8,214 | 30 | 32 | Käsi | 1390 | 17.19.27 |
| 32 | kyllä | pieni | 860 | -8,214 | 30 | 32 | Käsi | 1390 | 17.20.09 |

Kuvauspöytäkirja

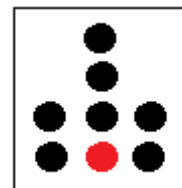
Fantomi: Viivaparirasteri

Laite: Perfoma suoradigi

Hila: ei

Analysoija: Jenni ja Hanna

Päivämäärä: 14.8.2019



| Kuva-numero | Hila | Fokus | EI | DI | kV | mAs | AA/käsi | Aika, ms | Klo |
|-------------|------|-------|------|---------|----|-----|---------|----------|----------|
| 0 | ei | iso | 3120 | -2,617 | 30 | 9 | AA | 110 | 17:05:45 |
| 1 | ei | iso | 960 | -7,736 | 30 | 12 | käsi | 150 | 17:09:09 |
| 2 | ei | iso | 970 | -7,691 | 30 | 12 | käsi | 150 | 17:10:23 |
| 3 | ei | iso | 970 | -7,691 | 30 | 12 | käsi | 150 | 17:11:12 |
| 4 | ei | iso | 1000 | -7,599 | 30 | 12 | käsi | 150 | 17:11:53 |
| 5 | ei | iso | 1000 | -7,599 | 30 | 12 | käsi | 150 | 17:12:31 |
| 6 | ei | iso | 1280 | -6,487 | 30 | 16 | käsi | 200 | 17:13:41 |
| 7 | ei | iso | 1290 | -6,453 | 30 | 16 | käsi | 200 | 17:14:36 |
| 8 | ei | iso | 1310 | -6,386 | 30 | 16 | käsi | 200 | 17:15:20 |
| 9 | ei | iso | 1310 | -6,386 | 30 | 16 | käsi | 200 | 17:16:04 |
| 10 | ei | iso | 1310 | -6,386 | 30 | 16 | käsi | 200 | 17:16:45 |
| 11 | ei | iso | 500 | -10,569 | 30 | 6 | käsi | 70 | 17:17:58 |
| 12 | ei | iso | 490 | -10,657 | 30 | 6 | käsi | 70 | 17:18:51 |

| | | | | | | | | | |
|----|----|-------|------|---------|----|----|------|-----|----------|
| 13 | ei | iso | 500 | -10,569 | 30 | 6 | käsi | 70 | 17:19:32 |
| 14 | ei | iso | 520 | -10,399 | 30 | 6 | käsi | 70 | 17:20:12 |
| 15 | ei | iso | 500 | -10,569 | 30 | 6 | käsi | 70 | 17:20:53 |
| 16 | ei | pieni | 5610 | -0,069 | 30 | 16 | AA | 700 | 17:24:56 |
| 17 | ei | pieni | 970 | -7,691 | 30 | 16 | käsi | 700 | 17:31:06 |
| 18 | ei | pieni | 980 | -7,646 | 30 | 16 | käsi | 700 | 17:32:19 |
| 19 | ei | pieni | 980 | -7,646 | 30 | 16 | käsi | 700 | 17:33:09 |
| 20 | ei | pieni | 980 | -7,646 | 30 | 16 | käsi | 700 | 17:34:12 |
| 21 | ei | pieni | 980 | -7,646 | 30 | 16 | käsi | 700 | 17:35:05 |
| 22 | ei | pieni | 1200 | -6,767 | 30 | 20 | käsi | 870 | 17:36:16 |
| 23 | ei | pieni | 1200 | -6,767 | 30 | 20 | käsi | 870 | 17:37:26 |
| 24 | ei | pieni | 1210 | -6,731 | 30 | 20 | käsi | 870 | 17:38:12 |
| 25 | ei | pieni | 1200 | -6,767 | 30 | 20 | käsi | 870 | 17:39:08 |
| 26 | ei | pieni | 1190 | -6,803 | 30 | 20 | käsi | 870 | 17:39:59 |
| 27 | ei | pieni | 740 | -8,866 | 30 | 12 | käsi | 520 | 17:41:02 |
| 28 | ei | pieni | 740 | -8,866 | 30 | 12 | käsi | 520 | 17:42:09 |
| 29 | ei | pieni | 740 | -8,866 | 30 | 12 | käsi | 520 | 17:42:57 |
| 30 | ei | pieni | 740 | -8,866 | 30 | 12 | käsi | 520 | 17:43:45 |
| 31 | ei | pieni | 740 | -8,866 | 30 | 12 | käsi | 520 | 17:44:31 |

Kuvauspöytäkirja

Fantomi: ACR, viivaparirasteri, CIRS 011A

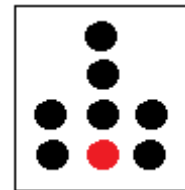
Laite: Perfoma kuvalevy

Hila: ei

Analysoija: Jenni ja Hanna

Päivämäärä: 24.8.2019

Suodatus: Molybdeeni



| Kuvanumero | Fantomi | Hila | Fokus | EI | kV | mAs | AA/käsi | Aika, s | Klo |
|------------|------------------|------|-------|------|----|-----|---------|---------|----------|
| 0 | ACR | ei | pieni | 2056 | 26 | 42 | AA | 1,54 | 10.20.34 |
| 1 | ACR | ei | pieni | 2039 | 26 | 40 | käsi | 1,48 | 10.24.46 |
| 2 | ACR | ei | pieni | 2035 | 26 | 40 | käsi | 1,48 | 10.27.23 |
| 3 | ACR | ei | pieni | 2036 | 26 | 40 | käsi | 1,48 | 10.30.15 |
| 4 | ACR | ei | pieni | 2039 | 26 | 40 | käsi | 1,48 | 10.31.53 |
| 5 | ACR | ei | pieni | 2035 | 26 | 40 | käsi | 1,48 | 10.33.35 |
| 6 | ACR | ei | pieni | 2125 | 26 | 50 | käsi | 1,85 | 10.35.29 |
| 7 | ACR | ei | pieni | 2122 | 26 | 50 | käsi | 1,85 | 10.37.31 |
| 8 | ACR | ei | pieni | 2124 | 26 | 50 | käsi | 1,85 | 10.39.11 |
| 9 | ACR | ei | pieni | 2121 | 26 | 50 | käsi | 1,85 | 10.40.55 |
| 10 | ACR | ei | pieni | 2077 | 26 | 50 | käsi | 1,85 | 10.42.47 |
| 11 | ACR | ei | pieni | 1944 | 26 | 32 | käsi | 1,18 | 10.45.53 |
| 12 | ACR | ei | pieni | 1949 | 26 | 32 | käsi | 1,18 | 10.47.49 |
| 13 | ACR | ei | pieni | 1937 | 26 | 32 | käsi | 1,18 | 10.50.03 |
| 14 | ACR | ei | pieni | 1950 | 26 | 32 | käsi | 1,18 | 10.52.00 |
| 15 | ACR | ei | pieni | 1949 | 26 | 32 | käsi | 1,18 | 10.54.03 |
| 16 | viivaparirasteri | ei | pieni | 1939 | 25 | 37 | AA | 1,31 | 11.57.06 |

| | | | | | | | | | |
|----|-------------------|----|-------|------|----|----|------|------|----------|
| 17 | viivapari-rasteri | ei | pieni | 1171 | 25 | 40 | käsi | 1,43 | 11.59.31 |
| 18 | viivapari-rasteri | ei | pieni | 1325 | 25 | 40 | käsi | 1,43 | 12.01.51 |
| 19 | viivapari-rasteri | ei | pieni | 1325 | 25 | 40 | käsi | 1,43 | 12.03.41 |
| 20 | viivapari-rasteri | ei | pieni | 1326 | 25 | 40 | käsi | 1,43 | 12.05.27 |
| 21 | viivapari-rasteri | ei | pieni | 1324 | 25 | 40 | käsi | 1,43 | 12.07.18 |
| 22 | viivapari-rasteri | ei | pieni | 1411 | 25 | 50 | käsi | 1,79 | 12.09.09 |
| 23 | viivapari-rasteri | ei | pieni | 1409 | 25 | 50 | käsi | 1,79 | 12.11.00 |
| 24 | viivapari-rasteri | ei | pieni | 1407 | 25 | 50 | käsi | 1,79 | 12.12.57 |
| 25 | viivapari-rasteri | ei | pieni | 1409 | 25 | 50 | käsi | 1,79 | 12.14.42 |
| 26 | viivapari-rasteri | ei | pieni | 1405 | 25 | 50 | käsi | 1,79 | 12.16.35 |
| 27 | viivapari-rasteri | ei | pieni | 1233 | 25 | 32 | käsi | 1,14 | 12.18.52 |
| 28 | viivapari-rasteri | ei | pieni | 1233 | 25 | 32 | käsi | 1,14 | 12.20.44 |
| 29 | viivapari-rasteri | ei | pieni | 1233 | 25 | 32 | käsi | 1,14 | 12.22.35 |
| 30 | viivapari-rasteri | ei | pieni | 1237 | 25 | 32 | käsi | 1,14 | 12.24.39 |
| 31 | viivapari-rasteri | ei | pieni | 1236 | 25 | 32 | käsi | 1,14 | 12.26.30 |
| 32 | CIRS 011A | ei | pieni | 2003 | 26 | 37 | AA | 1,38 | 12.35.03 |

| | | | | | | | | | |
|----|--------------|----|-------|------|----|----|------|------|-------------|
| 33 | CIRS 011A | ei | pieni | 2027 | 26 | 40 | käsi | 1,48 | 12.36.54 |
| 34 | CIRS 011A | ei | pieni | 2027 | 26 | 40 | käsi | 1,48 | 12:38:45/48 |
| 35 | CIRS 011A | ei | pieni | 2027 | 26 | 40 | käsi | 1,48 | 12.40.36 |
| 36 | CIRS 011A | ei | pieni | 2026 | 26 | 40 | käsi | 1,48 | 12.42.27 |
| 37 | CIRS 011A | ei | pieni | 2027 | 26 | 40 | käsi | 1,48 | 12.44.18 |
| 38 | CIRS 011A | ei | pieni | 2113 | 26 | 50 | käsi | 1,85 | 12.46.09 |
| 39 | CIRS 011A | ei | pieni | 2114 | 26 | 50 | käsi | 1,85 | 12.48.00 |
| 40 | CIRS 011A | ei | pieni | 2116 | 26 | 50 | käsi | 1,85 | 12.49.52 |
| 41 | CIRS 011A | ei | pieni | 2116 | 26 | 50 | käsi | 1,85 | 12.51.43 |
| 42 | CIRS 011A | ei | pieni | 2116 | 26 | 50 | käsi | 1,85 | 12.53.34 |
| 43 | CIRS 011A | ei | pieni | 1939 | 26 | 32 | käsi | 1,18 | 12.55.53 |
| 44 | CIRS 011A | ei | pieni | 1943 | 26 | 32 | käsi | 1,18 | 12.57.44 |
| 45 | CIRS 011A | ei | pieni | 1944 | 26 | 32 | käsi | 1,18 | 12.59.42 |
| 46 | CIRS 011A | ei | pieni | 1945 | 26 | 32 | käsi | 1,18 | 13.01.28 |
| 47 | CIRS 011A | ei | pieni | 1944 | 26 | 32 | käsi | 1,18 | 13.03.42 |

Sädeannokset

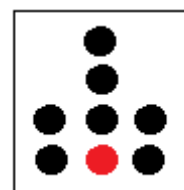
Laite: Perfoma suoradigi

Hila: kyllä

Analysoija: Jenni ja Hanna

Päivämäärä: 14.8.2019

Suodatus: Molybdeeni



| Kuva- nu- mero | Hila | Fokus | kV | mAs | kVp, mitattu | mGy, mitattu | mGy/s | Aika, s | mm Al HVL | MGD (mGy), laskettu |
|----------------------|-------|-------|----|-----|-----------------|-----------------|-------|---------|--------------|---------------------------|
| 1 | kyllä | iso | 31 | 20 | 29,4 | 12,11 | 48,71 | 0,2487 | 0,333 | 2,1693 |
| 2 | kyllä | iso | 31 | 20 | 29,4 | 12,1 | 48,68 | 0,2485 | 0,333 | 2,1675 |
| 3 | kyllä | iso | 31 | 20 | 29,4 | 12,01 | 48,6 | 0,2472 | 0,335 | 2,1625 |
| 4 | kyllä | iso | 31 | 20 | 29,4 | 12,02 | 48,7 | 0,2468 | 0,333 | 2,1532 |
| 5 | kyllä | iso | 31 | 20 | 29,4 | 12,03 | 48,66 | 0,2473 | 0,334 | 2,155 |
| 6 | kyllä | iso | 31 | 25 | 29,4 | 15,25 | 48,6 | 0,3139 | 0,334 | 2,7388 |
| 7 | kyllä | iso | 31 | 25 | 29,5 | 15,22 | 48,65 | 0,3129 | 0,333 | 2,7264 |
| 8 | kyllä | iso | 31 | 25 | 29,4 | 15,13 | 48,61 | 0,3113 | 0,334 | 2,7173 |
| 9 | kyllä | iso | 31 | 25 | 29,4 | 15,22 | 48,67 | 0,3128 | 0,333 | 2,7264 |
| 10 | kyllä | iso | 31 | 25 | 29,5 | 15,19 | 48,66 | 0,3121 | 0,333 | 2,7211 |

| | | | | | | | | | | |
|----|-------|-------|----|----|------|-------|-------|--------|-------|--------|
| 11 | kyllä | iso | 31 | 16 | 29,4 | 9,681 | 48,79 | 0,1984 | 0,333 | 1,7342 |
| 12 | kyllä | iso | 31 | 16 | 29,4 | 9,678 | 48,8 | 0,1983 | 0,333 | 1,7337 |
| 13 | kyllä | iso | 31 | 16 | 29,4 | 9,716 | 48,9 | 0,1987 | 0,332 | 1,736 |
| 14 | kyllä | iso | 31 | 16 | 29,4 | 9,681 | 48,79 | 0,1984 | 0,333 | 1,7342 |
| 15 | kyllä | iso | 31 | 16 | 29,4 | 9,68 | 48,84 | 0,1982 | 0,332 | 1,7296 |
| 16 | kyllä | pieni | 31 | 50 | 30,2 | 27,3 | 11,65 | 2,343 | 0,342 | 5,0034 |
| 17 | kyllä | pieni | 31 | 50 | 30,2 | 27,25 | 11,63 | 2,342 | 0,342 | 4,9942 |
| 18 | kyllä | pieni | 31 | 50 | 30,2 | 27,29 | 11,65 | 2,343 | 0,342 | 5,0016 |
| 19 | kyllä | pieni | 31 | 50 | 30,2 | 27,24 | 11,63 | 2,342 | 0,342 | 4,9924 |
| 20 | kyllä | pieni | 31 | 50 | 30,2 | 27,23 | 11,62 | 2,342 | 0,342 | 4,9906 |
| 21 | kyllä | pieni | 31 | 63 | 30,2 | 34,24 | 11,44 | 2,993 | 0,342 | 6,2753 |
| 22 | kyllä | pieni | 31 | 63 | 30,2 | 34,29 | 11,45 | 2,995 | 0,342 | 6,2845 |
| 23 | kyllä | pieni | 31 | 63 | 30,2 | 34,28 | 11,44 | 2,996 | 0,342 | 6,2826 |
| 24 | kyllä | pieni | 31 | 63 | 30,2 | 34,25 | 11,44 | 2,994 | 0,32 | 6,2771 |
| 25 | kyllä | pieni | 31 | 63 | 30,2 | 34,26 | 11,44 | 2,994 | 0,341 | 6,2632 |
| 26 | kyllä | pieni | 31 | 40 | 30,2 | 21,74 | 11,53 | 1,885 | 0,342 | 3,9844 |
| 27 | kyllä | pieni | 31 | 40 | 30,2 | 21,73 | 11,53 | 1,884 | 0,342 | 3,9826 |

| | | | | | | | | | | |
|-----------|-------|-------|----|----|------|-------|-------|-------|-------|--------|
| | | | | | | | | | | |
| 28 | kyllä | pieni | 31 | 40 | 30,2 | 21,73 | 11,53 | 1,884 | 0,342 | 3,9826 |
| 29 | kyllä | pieni | 31 | 40 | 30,2 | 21,75 | 11,52 | 1,887 | 0,342 | 3,9862 |
| 30 | kyllä | pieni | 31 | 40 | 30,2 | 21,73 | 11,53 | 1,884 | 0,342 | 3,9826 |

Sädeannokset

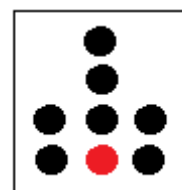
Laite: Perfoma suoradigi

Hila: ei

Analysoija: Jenni ja Hanna

Päivämäärä: 14.8.2019

Suodatus: Molybdeeni



| Kuva-numero | Hila | Fokus | kV | mAs | kVp, mitattu | mGy, mitattu | mGy/s | Aika, s | mm Al HVL | MGD (mGy), las-kettu |
|-------------|------|-------|----|-----|--------------|--------------|-------|---------|-----------|----------------------|
| 1 | ei | iso | 31 | 12 | 29,3 | 6,976 | 47,68 | 0,1463 | 0,334 | 1,2528 |
| 2 | ei | iso | 31 | 12 | 29,3 | 7,116 | 47,76 | 0,149 | 0,333 | 1,2747 |
| 3 | ei | iso | 31 | 12 | 29,4 | 7,091 | 47,87 | 0,1481 | 0,332 | 1,267 |
| 4 | ei | iso | 31 | 12 | 29,4 | 6,98 | 47,62 | 0,1466 | 0,335 | 1,2568 |
| 5 | ei | iso | 31 | 12 | 29,4 | 6,997 | 47,78 | 0,1464 | 0,333 | 1,2534 |
| 6 | ei | iso | 31 | 16 | 29,4 | 9,353 | 47,61 | 0,1964 | 0,334 | 1,6797 |
| 7 | ei | iso | 31 | 16 | 29,4 | 9,411 | 47,65 | 0,1975 | 0,333 | 1,6858 |
| 8 | ei | iso | 31 | 16 | 29,4 | 9,456 | 47,65 | 0,1984 | 0,332 | 1,6895 |
| 9 | ei | iso | 31 | 16 | 29,4 | 9,412 | 47,68 | 0,1974 | 0,333 | 1,686 |
| 10 | ei | iso | 31 | 16 | 29,4 | 9,446 | 47,65 | 0,1983 | 0,334 | 1,6964 |
| 11 | ei | iso | 31 | 6 | 29,3 | 3,478 | 48,43 | 0,0718 | 0,332 | 0,6214 |
| 12 | ei | iso | 31 | 6 | 29,3 | 3,416 | 48,42 | 0,0706 | 0,332 | 0,6104 |
| 13 | ei | iso | 31 | 6 | 29,3 | 3,524 | 48,4 | 0,0728 | 0,332 | 0,6296 |
| 14 | ei | iso | 31 | 6 | 29,3 | 3,404 | 48,63 | 0,07 | 0,329 | 0,6035 |
| 15 | ei | iso | 31 | 6 | 29,3 | 3,456 | 48,46 | 0,0713 | 0,332 | 0,6175 |
| 16 | ei | pieni | 31 | 20 | 30,2 | 10,38 | 11,4 | 0,9107 | 0,342 | 1,9024 |
| 17 | ei | pieni | 31 | 20 | 30,1 | 10,37 | 11,4 | 0,9101 | 0,343 | 1,9053 |
| 18 | ei | pieni | 31 | 20 | 30,2 | 10,36 | 11,38 | 0,9103 | 0,344 | 1,9083 |
| 19 | ei | pieni | 31 | 20 | 30,1 | 10,36 | 11,39 | 0,9101 | 0,344 | 1,9083 |

| | | | | | | | | | | |
|-----------|----|-------|----|----|------|-------|-------|--------|-------|--------|
| 20 | ei | pieni | 31 | 20 | 30,1 | 10,35 | 11,38 | 0,9101 | 0,344 | 1,9064 |
| 21 | ei | pieni | 31 | 25 | 30,1 | 12,99 | 11,38 | 1,141 | 0,344 | 2,3927 |
| 22 | ei | pieni | 31 | 25 | 30,2 | 13 | 11,37 | 1,143 | 0,344 | 2,3945 |
| 23 | ei | pieni | 31 | 25 | 30,1 | 13 | 11,39 | 1,142 | 0,343 | 2,3885 |
| 24 | ei | pieni | 31 | 25 | 30,1 | 12,97 | 11,37 | 1,141 | 0,344 | 2,389 |
| 25 | ei | pieni | 31 | 25 | 30,2 | 13 | 11,39 | 1,141 | 0,343 | 2,3885 |
| 26 | ei | pieni | 31 | 16 | 30,1 | 8,31 | 11,37 | 0,7309 | 0,344 | 1,5307 |
| 27 | ei | pieni | 31 | 16 | 30,2 | 8,321 | 11,38 | 0,7314 | 0,343 | 1,5289 |
| 28 | ei | pieni | 31 | 16 | 30,2 | 8,321 | 11,37 | 0,7318 | 0,344 | 1,5327 |
| 29 | ei | pieni | 31 | 16 | 30,2 | 8,319 | 11,37 | 0,7315 | 0,343 | 1,5285 |
| 30 | ei | pieni | 31 | 16 | 30,1 | 8,318 | 11,38 | 0,7311 | 0,344 | 1,5321 |

Sädeannokset

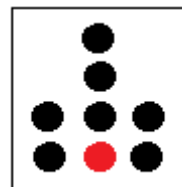
Laite: Perfoma kuvalevy

Hila: ei

Analysoija: Jenni ja Hanna

Päivämäärä: 24.8.2019

Suodatus: Molybdeeni



| Kuva-numero | Hila | Fokus | kV | mAs | kVp | mGy | mGy/s | Aika, s | mm Al HVL | MGD, (mGy), las-kettu |
|-------------|------|-------|----|-----|-----|-------|-------|---------|-----------|-----------------------|
| 1 | ei | pieni | 26 | 40 | 26 | 13,49 | 9,056 | 1,49 | 0,307 | 2,2552 |
| 2 | ei | pieni | 26 | 40 | 26 | 13,47 | 9,055 | 1,488 | 0,307 | 2,2518 |
| 3 | ei | pieni | 26 | 40 | 26 | 13,47 | 9,05 | 1,488 | 0,307 | 2,2518 |
| 4 | ei | pieni | 26 | 40 | 26 | 13,43 | 9,035 | 1,486 | 0,308 | 2,2513 |
| 5 | ei | pieni | 26 | 40 | 26 | 13,46 | 9,036 | 1,49 | 0,307 | 2,2502 |
| 6 | ei | pieni | 26 | 50 | 26 | 16,78 | 9,03 | 1,858 | 0,307 | 2,8052 |
| 7 | ei | pieni | 26 | 50 | 26 | 16,73 | 8,999 | 1,858 | 0,308 | 2,8045 |
| 8 | ei | pieni | 26 | 50 | 26 | 16,74 | 9,004 | 1,859 | 0,307 | 2,7985 |
| 9 | ei | pieni | 26 | 50 | 26 | 16,75 | 9,001 | 1,861 | 0,308 | 2,8079 |
| 10 | ei | pieni | 26 | 50 | 26 | 16,72 | 8,995 | 1,859 | 0,307 | 2,7952 |
| 11 | ei | pieni | 26 | 32 | 26 | 10,67 | 8,99 | 1,187 | 0,307 | 1,7837 |
| 12 | ei | pieni | 26 | 32 | 26 | 10,66 | 8,984 | 1,186 | 0,308 | 1,787 |
| 13 | ei | pieni | 26 | 32 | 26 | 10,69 | 9,014 | 1,186 | 0,307 | 1,7871 |
| 14 | ei | pieni | 26 | 32 | 26 | 10,69 | 9,019 | 1,186 | 0,307 | 1,7871 |
| 15 | ei | pieni | 26 | 32 | 26 | 10,67 | 9,006 | 1,185 | 0,307 | 1,7837 |

Analysointipöytäkirja

Fantomi: ACR

Mammografialaite: Perfoma suoradigi

Analysoija: Jenni ja Hanna

Päivämäärä: 12.9.2019

| Nro | Hila | Fokus | kV | mAs | Hylättyjen kuvien lkm | Mikrokalkit analysoija 1 | Mikrokalkit analysoija 2 |
|-----|-------|-------|----|-----|--------------------------|-----------------------------|-----------------------------|
| 1 | kyllä | iso | 31 | 20 | 0 | 4/5 | 4/5 |
| 2 | kyllä | iso | 31 | 25 | 0 | 4/5 | 4/5 |
| 3 | kyllä | iso | 31 | 16 | 0 | 4/5 | 4/5 |
| 4 | kyllä | pieni | 31 | 50 | 0 | 5/5 | 5/5 |
| 5 | kyllä | pieni | 31 | 63 | 0 | 5/5 | 5/5 |
| 6 | kyllä | pieni | 31 | 40 | 0 | 4/5 | 4/5 |
| 7 | ei | iso | 31 | 12 | 0 | 4/5 | 4/5 |
| 8 | ei | iso | 31 | 16 | 1 | 4/5 | 4/5 |
| 9 | ei | iso | 31 | 6 | 0 | 3/5 | 3/5 |
| 10 | ei | pieni | 31 | 20 | 0 | 5/5 | 5/5 |
| 11 | ei | pieni | 31 | 25 | 0 | 5/5 | 5/5 |
| 12 | ei | pieni | 31 | 16 | 0 | 4/5 | 4/5 |

Analysointipöytäkirja

LIITE 10

Fantomi: Viivaparirasteri

Mammografialaite: Perfoma suoradigi

Analysoija: Jenni ja Hanna

Päivämäärä: 12.9.2019

z = suurennustyökalu

| Nro | Hila | Fokus | kV | mAs | Hylättyjen kuvien lkm | Viivaparit analysoija 1 | Viivaparit analysoija 2 |
|-----|-------|-------|----|-----|--------------------------|----------------------------|----------------------------|
| 1 | kyllä | iso | 30 | 20 | 0 | 4.6 / z 5.0 | 4.6 / z 5.0 |
| 2 | kyllä | iso | 30 | 25 | 0 | 4.6 / z 5.0 | 4.6 / z 5.0 |
| 3 | kyllä | iso | 30 | 16 | 0 | 4.6 / z 5.0 | 4.6 / z 5.0 |
| 4 | kyllä | pieni | 30 | 40 | 0 | 5.0 | 5.0 |
| 5 | kyllä | pieni | 30 | 50 | 0 | 5.0 | 5.0 |
| 6 | kyllä | pieni | 30 | 32 | 0 | 5.0 | 5.0 |
| 7 | ei | iso | 30 | 12 | 0 | 5.0 | 5.0 |
| 8 | ei | iso | 30 | 16 | 0 | 4.6 / z 5.0 | 4.6 / z 5.0 |
| 9 | ei | iso | 30 | 6 | 0 | 5.0 | 5.0 |
| 10 | ei | pieni | 30 | 16 | 0 | 5.0 | 5.0 |
| 11 | ei | pieni | 30 | 20 | 1 | 4.6 / z 5.0 | 4.6 / z 5.0 |
| 12 | ei | pieni | 30 | 12 | 2 | 5.0 | 5.0 |

Analysointipöytäkirja

Mammografialaite: Perfoma kuvalevy

Analysoija: Jenni ja Hanna

Päivämäärä: 2.9.2019

z = suurennustyökalu

| Nro | Fantom | Hila | Fokus | kV | mAs | Hylättyjen kuvien lkm | Mikrokalkit analysoija 1 | Mikrokalkit analysoija 2 |
|-----|----------------|------|-------|----|-----|-----------------------|--------------------------|--------------------------|
| 1 | ACR | ei | pieni | 26 | 40 | 0 | 4/5 | 4/5 |
| 2 | ACR | ei | pieni | 26 | 50 | 0 | 4/5 | 4/5 |
| 3 | ACR | ei | pieni | 26 | 32 | 0 | 4/5 | 4/5 |
| 4 | Viiva- pari | ei | pieni | 25 | 40 | 1 | 3,4 z 5,0 | 3,4 z 5,0 |
| 5 | Viiva- pari | ei | pieni | 25 | 50 | 0 | 3,7 z 5,0 | 3,7 z 5,0 |
| 6 | Viiva- pari | ei | pieni | 25 | 32 | 0 | 4,0 z 5,0 | 4,0 z 5,0 |
| 7 | CIRS 011A | ei | pieni | 26 | 40 | 0 | 7/7 | 7/7 |
| 8 | CIRS 011A | ei | pieni | 26 | 50 | 0 | 7/7 | 7/7 |
| 9 | CIRS 011A | ei | pieni | 26 | 32 | 0 | 7/7 | 7/7 |

ImageJ-ohjelmalla saadut kuvien harmaasävyarvot

| Kuva nro | Hila | Fokus | kV | mAs | ROI1 Area | ROI1 Mean | ROI1 stdDev | ROI2 Area | ROI2 Mean | ROI2 stdDev |
|----------|-------|-------|----|-----|-----------|-----------|-------------|-----------|-----------|-------------|
| 3_403 | kyllä | iso | 31 | 20 | 104,488 | 3531,897 | 844,947 | 103,714 | 2927,802 | 756,266 |
| 8_408 | kyllä | iso | 31 | 25 | 103,714 | 5643,296 | 1596,126 | 104,488 | 4230,495 | 1400,664 |
| 13_413 | kyllä | iso | 31 | 16 | 103,714 | 3469,801 | 870,003 | 103,714 | 2836,813 | 774,329 |
| 19_419 | kyllä | pieni | 31 | 50 | 103,714 | 4208,594 | 288,213 | 104,488 | 3908,501 | 300,758 |
| 24_424 | kyllä | pieni | 31 | 63 | 103,714 | 3438,708 | 314,05 | 103,714 | 2974,577 | 325,245 |
| 29_429 | kyllä | pieni | 31 | 40 | 103,714 | 4582,855 | 301,843 | 103,714 | 4326,467 | 310,237 |
| 3_554 | ei | iso | 31 | 12 | 103,714 | 3770,231 | 915,814 | 103,714 | 3437,495 | 861,337 |
| 9_560 | ei | iso | 31 | 16 | 104,488 | 3606,298 | 795,686 | 104,488 | 3224,232 | 753,674 |
| 13_564 | ei | iso | 31 | 6 | 104,488 | 4134,947 | 1250,307 | 103,714 | 3854,582 | 1115,817 |
| 19_570 | ei | pieni | 31 | 20 | 103,714 | 4673,495 | 392,776 | 104,488 | 4369,373 | 367,919 |
| 24_575 | ei | pieni | 31 | 25 | 104,488 | 4604,265 | 362,931 | 104,488 | 4282,924 | 346,514 |
| 29_580 | ei | pieni | 31 | 16 | 104,488 | 4152,625 | 918,419 | 103,714 | 3663,281 | 864,745 |

Lasketut CNR-arvot suoradigitalisoidulla laitteella

| Kuva nro | Hila | Fokus | kV | mAs | CNR |
|----------|-------|-------|----|-----|----------|
| 3_403 | kyllä | iso | 31 | 20 | 0,753392 |
| 8_408 | kyllä | iso | 31 | 25 | 0,940877 |
| 13_413 | kyllä | iso | 31 | 16 | 0,768603 |
| 19_419 | kyllä | pieni | 31 | 50 | 1,018811 |
| 24_424 | kyllä | pieni | 31 | 63 | 1,451786 |
| 29_429 | kyllä | pieni | 31 | 40 | 0,837681 |
| 3_554 | ei | iso | 31 | 12 | 0,374284 |
| 9_560 | ei | iso | 31 | 16 | 0,493011 |
| 13_564 | ei | iso | 31 | 6 | 0,236601 |
| 19_570 | ei | pieni | 31 | 20 | 0,799163 |
| 24_575 | ei | pieni | 31 | 25 | 0,905652 |
| 29_580 | ei | pieni | 31 | 16 | 0,548601 |

Lasketut sädeannosten keskiarvot

| Laite | Hila | Fokus | kV | mAs | MGD, mGy, laskettu |
|------------------|-------|-------|----|-----|-----------------------|
| Suoradigi | kyllä | iso | 31 | 20 | 2,1615 |
| | kyllä | iso | 31 | 25 | 2,726 |
| | kyllä | iso | 31 | 16 | 1,73354 |
| | kyllä | pieni | 31 | 50 | 4,99644 |
| | kyllä | pieni | 31 | 63 | 6,27654 |
| | kyllä | pieni | 31 | 40 | 3,98368 |
| | ei | iso | 31 | 12 | 1,26094 |
| | ei | iso | 31 | 16 | 1,68748 |
| | ei | iso | 31 | 6 | 0,61648 |
| | ei | pieni | 31 | 20 | 1,90614 |
| | ei | pieni | 31 | 25 | 2,39064 |
| | ei | pieni | 31 | 16 | 1,53058 |
| Kuvalevy | ei | pieni | 26 | 40 | 2,25206 |
| | ei | pieni | 26 | 50 | 2,80226 |
| | ei | pieni | 26 | 32 | 1,78572 |