
DIGITAALIRÖNTGENILMAISIMEN LAADUNTESTAUS



Ammattikorkeakoulun opinnäytetyö

Tietotekniikka

Riihimäki, kevät 2018

Joni Toivonen



RIIHIMÄKI
Tietotekniikan koulutusohjelma
Ohjelmistotekniikka

Tekijä	Joni Toivonen	Vuosi 2018
Työn nimi	Digitaaliröntgenilmaisimen laaduntestaus	

TIIVISTELMÄ

Työn taustalla oli havainto siitä, miten digitaaliröntgenilmaisimet testataan silmämääräisesti tuotannon työntekijöiden toimesta. Tämä työn osuus haluttiin muuttaa automatisoiduksi, jottei tuotannon työntekijöiden tarvitsisi käyttää testaukseen niin paljoa aikaa ja jotta testaus ei enää olisi silmämääräistä. Toimeksiantaja on Planmeca.

Työn tavoitteena oli saada aikaiseksi laite sisältäen ohjelmiston, joka testaisi ilmaisimet luotettavasti. Näin ollen saataisiin poistettua käytöstä nykyinen testausvaihe, joka ei jalosta työtä mitenkään.

Työssä on sovellettu fysiikkaa, jotta ymmärrettäisiin, miten röntgensäde vähenee eri aineiden vaikutuksesta, sekä erilaisia algoritmeja jotta havaittaisiin huonot pikselit kuvista.

Ohjelmistokehityksessä käytettiin hyödyksi ”Scrum” nimistä ”ketterää kehitysmenetelmää”, joka helpotti tiedonvälitystä ohjelmoijien sekä muiden projektiin osallistuvien henkilöiden välillä.

Tämän lopputyön tuloksena saatiin valmiiksi ohjelmisto, joka toimii yhdessä testilaitteen kanssa ja jolla pystytään erottelemaan vialliset ilmaisimet joita ei voida ottaa käyttöön tuotannossa.

Avainsanat Digitaaliröntgenilmaisimien testaaminen, ohjelmistokehitys, röntgensäteily

Sivut 21 s. + liitteet 1 s.

RIIHIMÄKI

Degree programme in Information Technology
Software technology

Author	Joni Toivonen	Year 2018
Subject of Bachelor's thesis	Digital x-ray flat panel quality testing	

ABSTRACT

Until recently the testing of the Cone Beam Computed Tomography (CBCT) x-ray device flat panels has been based on visual inspection of the generated images. This testing procedure is, however, both laborious and time consuming. As a result, there arose a need to develop an automatic testing method that would eliminate the manual work and result in a consistent flat panel quality. This thesis was performed for Planmeca.

The purpose of this thesis was to prepare a device and accompanying software that would test the digital x-ray flat panels reliably. This way the current testing phase that does not refine the process in any way could be removed.

Physics has been applied in this work to understand how does the x-ray attenuates when passing through different substances. and different algorithms to detect the blemish pixels from the images.

Scrum agile software development process was used when developing the software. This helped improve the communication between the programmers and other members of the projects.

The aim of this thesis was to develop a computer program that works along with the testing device to distinguish the defective flat panels that cannot be used in production.

Keywords Digital x-ray flat panel, testing, software development, x-radiation

Pages 21 p. + appendices 1 p.

SISÄLLYS

1	JOHDANTO	1
2	RÖNTGENSÄTEILY	1
2.1	Mitä röntgensäteily on.....	2
2.2	Röntgensäteilyn haittavaikutukset.....	3
2.3	Röntgensäteilyn synnyttäminen	4
2.4	Röntgenlaitteet	5
2.5	Vaimeneminen	7
3	RÖNTGENSÄTEILYN ILMAISIN	9
4	LAADUNTESTAUSMENETELMÄ.....	11
4.1	Testilaitte	12
5	OHJELMISTO	13
5.1	Kuvaus algoritmista.....	14
5.1.1	Yksittäisen pikselin tarkastelu	15
5.1.2	Yksittäisen pikselin vertaaminen kokonaiskeskiarvoon.....	17
5.2	Viallisten pikseleiden kartan luominen	17
5.3	Raportin luominen.....	18
6	YHTEENVETO	18
	LÄHTEET	19

Liite 1 VIALLISTEN PIKSELEIDEN KARTTA

TERMIT JA LYHENTEET

3D Promax	Kolmiulotteisten röntgenkuvien muodostamiseen kehitetty laite
Blemish pikseli	Viallinen pikseli, joka ei toimi halutulla tavalla
CBCT	Kartiokeilatietokonekerroskuvauslaite (Cone Beam Computerized Tomography)
Digitaaliröntgenilmaisim	Röntgenilmaisim, joka tallentaa säteilyn digitaaliseen muotoon
Dynaaminen alue	Ilmaisimen tallennusalue
Geometriset ominaisuudet	Digitaaliröntgenilmaisimen vialliset alueet joilla säteilyn käyttö on tehottomampaa, sekä kuvan vääristymä
Gray, Gy	SI-järjestelmän mukainen absorboituneen annoksen yksikkö
GUI	Graafinen käyttöliittymä (Graphical User Interface)
Hankintanopeus	Raaka- tai analogidatan hankkiminen ja sen muuntaminen digitaaliseen muotoon
Herkkyys	Digitaaliröntgenilmaisimen tekemä varaus röntgenkvanttia kohden
Ilmaisimateriaali	Materiaali, joka muuttaa röntgensäteet valoksi
Intensiteetti	Sähkömagneettisen säteilyn voimakkuus
Java	Ohjelmointikieli
Kohina	Kuvaan kuulumaton signaali
Kohinan laatu	Digitaaliröntgenilmaisimeen kvanteista muodostuneet kuvat ovat kaikki tilastollisia luonnossa, joten vaikka röntgensäteilyn aiheuttama kuvio voidaan ennustaa kuvattavan kohteen vaimenusominaisuuksista, se vaihtelee satunnaisesti ennustetun keskiarvon perusteella
Kvadratuurisumma	Integraalille laskettu numeerinen approksimaatio
Kvantti	Sähkömagneettisen säteilyn pienin mahdollinen osanen
Kvanttitehokkuus	Digitaaliröntgenilmaisimen mahdollisuus, jolla röntgenkvantti reagoi ilmaisimateriaalin kanssa

Pimeävirtakuva	Ilmaisimen pinnalla syntyvän varauksen aiheuttama signaali
Planmeca	Yksi maailman johtavista hammashoitoteknologiaa valmistavista yhtiöistä
Ruudunpäivitysnopeus	Kuinka nopeasti ilmaisin pystyy esittämään kuvia tietyssä ajanjaksossa
Röntgenilmaisim	Röntgensäteilyä vastaanottava ilmaisin
Röntgenlaite	Ionisoivan säteilyn käyttöön perustuva laite
Röntgensäteily	Ionisoivaa säteilyä
Scrum	”Ketterä kehitysmenetelmä”, jota käytetään yleisesti ohjelmistokehityksessä
Signaali	Merkki, osoitus jostakin
Spatiaalinen resoluutio	Digitaaliröntgenilmaisimen kuvan selkeys
Säteilykattavuus	Digitaaliröntgenilmaisimen alue, johon kohdistuneen säteilyn ilmaisin pystyy tallentamaan

1 JOHDANTO

Röntgensäteilyn tyypillisiä sovellutuksia ovat erilaiset teollisuuden ja lääketieteelliset läpivalaisuovellutukset. Lääketieteessä röntgensäteitä hyödynnetään mm. röntgenlaitteissa, joilla voidaan ottaa kuvia esimerkiksi murtuneesta kädestä. Ensimmäisissä röntgenlaitteissa kuva saatiin filmille, mutta nykyisin kuva saadaan sähköisillä kuvanmuodostukseen tarkoitetuilla säteilyilmaisimella. Valmistustekniikasta johtuen röntgenlaitteiden digitaalisissa säteilyilmaisimissa saattaa kuitenkin olla virheitä, niin sanottuja artefakteja, jotka voivat heikentää röntgenkuvan laatua. Kuvissa olevat artefaktat saattavat myös johtua siitä, että röntgenlaitteen asetuksissa on jotain vikaa, tai säteilyilmaisin on viallinen. Tämän vuoksi röntgenlaitteiden valmistuksessa on tärkeää varmistaa etukäteen, että valmistuksessa käytettävät komponentit täyttävät niille asetetut laatuvaatimukset niin röntgenlähteen kuin ilmaisintenkin osalta.

Tässä opinnäytetyössä esitellään Planmeca Oy:lle suunniteltu ja toteutettu digitaaliröntgenilmaisimen testilaitte, jolla säteilyilmaisin testataan ennen kuin se voidaan ottaa käyttöön tuotannossa.

1971 perustettu Planmeca Oy on yksi maailman johtavista hammashoito- ja röntgenlaitteiden valmistajista, jonka tuotteita viedään yli 120 maahan ympäri maailmaa. Nykyään Planmeca Oy valmistaa korkean teknologian hammashoito-koneita, 2D- ja 3D-röntgenlaitteita ja ohjelmistoja. Yrityksen tuotteet ovat tunnettuja luotettavuudestaan, ja jotta tämä saatu arvostus säilyisi, Planmeca Oy kiinnittää erittäin suurta huomiota tuotteiden laatuun. (Planmeca n.d.)

Aiemmin, erillisen testilaitteen puuttuessa, röntgenilmaisimien asennettiin röntgenlaitteeseen, jolloin kuvanlaadun arviointi voitiin suorittaa vasta valmiissa laitteessa. Mikäli kuvassa havaittiin tarkastuksen jälkeen virheitä, piti anturi vaihtaa uuteen, joka työvaiheena oli hidasta, hankalaa ja vaivalloista. Tämän työn tavoitteena onkin kehittää uusi testausmenetelmä, jolla vialliset digitaaliröntgenilmaisimet on mahdollista havaita jo ennen kuin ne päätyvät lopulliseen kokoonpanoon. Kehitetyn testilaitteen avulla voidaan tehostaa ja nopeuttaa röntgenlaitteiden kokoonpanoa.

2 RÖNTGENSÄTEILY

Vuonna 1895 Wilhelm Röntgen löysi röntgensäteilyn ja hän julkaisi keksintönsä Würzburgin fysikaalis-lääketieteelliselle seuralle saman vuoden jouluna. Tämä sai pian julkisuutta, johtuen pääosin kiinnostuksesta ihmiskehon sisältä saataviin kuviin. Kuvat olivat yksinkertaisia varjokuvia ja olivat vakuuttavia, koska röntgensäteet eivät hajonneet läpäistessään kudosta.

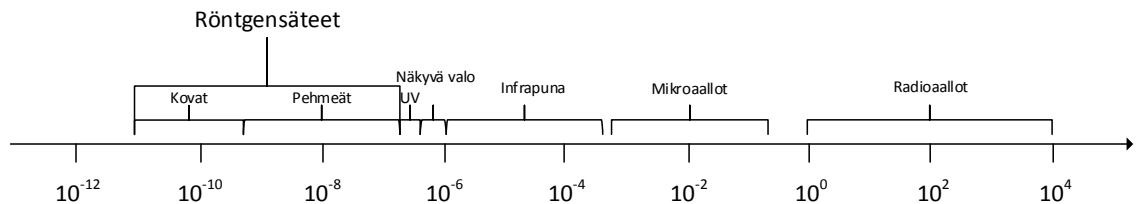


Kuva 1. Ensimmäinen röntgenkuva (Nasa n.d.).

Vuoteen 1897 mennessä säteiden haitalliset vaikutukset alkoivat ilmetä muun muassa hiustenlähden ja palovammojen muodossa. Näistä haittavaikutuksista huolimatta radiologia jatkoi kehittymistään ja pian tämän jälkeen röntgensäteitä alettiin käyttää mm. syövän hoitamiseen. Myöhemmin röntgensäteitä alettiin soveltamaan myös muissa hoitokäytännöissä. Fyysikot saivat lisää rahoitusta löytääkseen aineen pienimpiä koostumuksia, jonka seurauksena lääketieteen sekä fysiikan yhteistyö kasvoi. (Assmus 1995.)

2.1 Mitä röntgensäteily on

Röntgensäteily on lyhytaaltoista sähkömagneettista säteilyä, joka eroaa esimerkiksi radioaalloista ja näkyvästä valosta vain aallonpituudeltaan.



Kuva 2. Elektromagneettisen säteilyn spektri

Röntgensäteet voidaan jakaa kahteen ala-alueeseen: koviin säteisiin, jotka ovat lyhytaaltoisia ja omaavat suuren tunkeutumiskyvyn, sekä pehmeisiin säteisiin, jotka ovat pidempiaaltoisia ja vaimenevat helpommin. (Kivalo 1982, 15.)

Näistä kahdesta säteilyn alueesta käytetään lääketieteessä kovia säteitä, sillä ne läpäisevät ihmisen luuston.

2.2 Röntgensäteilyn haittavaikutukset

Röntgensäteilyn haittavaikutukset voidaan jakaa kahteen ryhmään: suoriin ja satunnaisiin. Näiden välillä on olemassa periaatteellisia eroja. Suorat eli deterministiset haitat ovat varmoja haittavaikutuksia, jotka johtuvat laajasta solutuhosta. Satunnaiset eli stokastiset haitat ovat tilastollisia haittavaikutuksia, jotka johtuvat satunnaisesta geneettisestä muutoksesta yhdessä solussa.

Suorat (deterministiset) haittavaikutukset

Säteilyn tiettyä kynnysarvoa suuremmat annokset aiheuttavat laajoja kudosaivuriota, säteily sairauksia ja palovammoja. Jos säteilyannos jää määrätyn kynnysarvon alapuolelle, tällaisia haittavaikutuksia ei synny ollenkaan. Haitta on varma (deterministinen), kun annos on tarpeeksi suuri. Sillä, kuinka nopeasti suuri säteilyannos saadaan, on suuri merkitys. Jos säteilyannos saadaan pitkän ajan kuluessa, kynnysarvo haitan kehittymiselle on korkeampi ja haitta jää pienemmäksi.

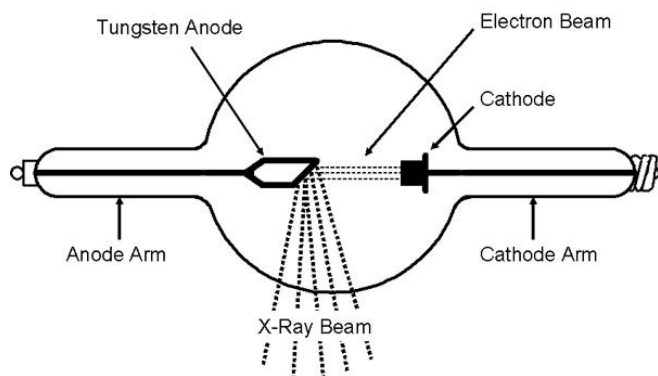
Satunnaiset (stokastiset) haittavaikutukset

Ionisoiva säteily katkaisee solujen DNA:n kaksoiskiirteen jolloin seurauksena voi olla mutaatio, karsinogeneesi tai solukuolema. Stokastiset haittavaikutukset voivat periaatteessa saada alkunsa miten pienestä altistuksesta tahansa: niillä ei ole kynnysarvoa. Todennäköisyys stokastisille haittavaikutuksille kasvaa annoksen kasvaessa, eikä annosnopeus vaikuta riskiin kovin paljon. (Säteilyturvakeskus 2015, 44.)

Taulukko 1. Toimenpideradiologiassa mahdollisia ihovaurioita vaurion ilmenemiseen kuuluvan ajan mukaan ryhmiteltynä (Säteilyturvakeskus 2004, 118).

Vaurio	Vaurioon tarvittava vähimmäisannos (Gy)	Vaurion ilmaantumiseen kuuluva keskimääräinen aika
Varhainen, ohimenevä punotus	2	Muutama tunti
Varsinainen punotus	6	10 vrk
Väliaikainen hiustenlähtö	3	3 viikkoa
Pysyvä hiustenlähtö	7	3 viikkoa
Kuiva hilseily	10	4 viikkoa
Kostea hilseily	15	4 viikkoa
Sekundaarinen haavauma	20	> 6 viikkoa
Myöhemmin ilmenevä punotus	15	6-10 viikkoa
Kuolio	18	> 10 viikkoa
Ihoatrofia	10	> 14 viikkoa
Telangiektasiat	12	> 52 viikkoa

2.3 Röntgensäteilyn synnyttäminen



Kuva 3. Havainnekuva röntgenputkesta (Frame 2009).

Röntgensäteilyä tuotetaan röntgenputkella, joka perinteisesti koostuu katodista, anodista, sekä niitä ympäröivästä lasikuoresta. Lasikuoren avulla saadaan aikaiseksi tarvittava tyhjiö ja se toimii samalla myös sähköeristeenä. Putken katodina toimii volframista valmistettu hehkulanka. Kun katodia lämmitetään tarpeeksi, se alkaa säteillä elektroneja anodia kohti. Anodi on volframista tehty kohde, johon osuessaan elektronit muuttuvat lämmöksi ja röntgensäteilyksi. Tuotettujen röntgensäteiden määrä on verrannollinen käytettyyn elektronivirtaan sekä kiihdytysjännitteen neliöön (Yue ym. 2002, 355). (Nadrljanski n.d.)

Kun katodista lähtevät elektronit osuvat anodille, suurin osa niiden liike-energiasta muuttuu lämmöksi, ja vain noin prosentti röntgensäteilyksi. Röntgenkuvauksessa röntgenputken läpi kulkevan elektronisuihkun anodille luovuttama teho on tyypillisesti kymmeniä kilowatteja. Syötetty teho kohdistuu hyvin pienelle alueelle, sähköiseen fokukseen, joten anodimateriaaliin on kestävä hyvin suuria lämpötiloja. Tämän vuoksi katodi ja anodi ovat tyypillisesti valmistettu volframista, johtuen muun muassa volframin korkeasta sulamislämpötilasta (3410 celsiusta). Lisäksi anodiin on lisätty muutaman asteen kulma, tavallisesti noin 6-18 astetta, joka siirtää lämpöenergiaa laajemmalle pinta-alalle. (Säteilyturvakeskus 2004, 33.)

Johtuen röntgenputkeen syötetyn energian määrästä, anodin tai koko putkipään lämpötila saattaa nousta liian korkeaksi, joka saattaa johtaa osien sulamiseen. Lämpö siirtyy anodista putkipäähän pääosin lämpösäteilyn avulla. Joissain röntgenputkissa anodi on rakennettu pyöriväksi lautaseksi, jota pyörittämällä saadaan fokukseen kohdistuva teho jaetuksi ympyrämaiselle radalle, joka mahdollistaa suurempien putkivirtojen käytön. Tämän lisäksi röntgenputken vaippa voidaan varustaa tuulettimella tai lämmönvaihtimella, jotka parantavat putkipään jäähdytystä. Tyypillisesti CBCT kuvauksessa käytettävät röntgenputket ovat kiinteäänodisia. Röntgenputki saa virtansa röntgengeneraattorista, joka huolehtii myös monien kuvaukseen liittyvien tapahtumien valvonnasta ja toiminnan valvonnasta. Käyttäjän on mahdollista säätää tuotettavan säteilyn laatua ja määrää röntgengeneraattorilla. (Säteilyturvakeskus 2004, 36.)

2.4 Röntgenlaitteet

Röntgenlaitteella tuotetaan röntgensäteitä, joilla voidaan muodostaa tutkittavasta kohteesta läpivalaisukuva. Esimerkiksi ihmistä kuvattaessa saadaan näkyviin luusto.

Röntgenkuvausta hyödynnetään muun muassa lentoasemilla, joissa matkustajien matkalaukut läpivalaistaan, jotta nähdään mitä matkalaukussa on, avaamatta matkalaukkuja (Fox 2010).



Kuva 4. Röntgenkuva matkalaukusta (L-3 COMMUNICATIONS n.d.)

Röntgenlaitteita, joita käytetään hammasten kuvantamiseen, ovat muun muassa panoraamatomografialaite, hammasröntgenlaite sekä 3D röntgenlaite. Nämä röntgenlaitteet, kuten muutkin potilaiden kuvaamiseen käytettävät rönt-

genlaitteet, koostuvat säteilylähteen ja kuvailmaisimen lisäksi telineistä, joiden avulla säteilylähde ja kuvailmaisimien pysyvät paikoillaan ja johon potilas saadaan aseteltua tutkimusta varten.

Panoraamatomografialaitteella saadaan aikaan panoraamakuva, jossa esiintyy koko leukojen ja hampaiston alue. Laitteen säteilykeila on kapeaksi rajattu pystyviiva. Laite toimii siten, että röntgenputki kiertää potilaan pään ympäri vaakasuunnassa ja kuvauskasetti kiertää potilaan vastakkaisella puolella.



Kuva 5. Planmeca ProMax 3D Classic -röntgenlaite (Planmeca n.d.).

Hammasröntgenlaitetta puolestaan käytetään yksittäisten hampaiden kuvantamiseen, ja on niin sanottu intraoraalilaite. Nimitys tulee siitä, että kuvauksessa käytettävä hammasröntgenfilmi asetetaan potilaan suuhun. (Säteilyturvakeskus 2004, 40.)

3D röntgenlaitetta käytetään silloin kun halutaan selvittää leukaluun tiheyttä implanttien asentamista varten, sekä oikomishoidossa. 3D-röntgenkuvilla saadaan täydellisempi kokonaiskuva joka kulmasta verrattuna perinteisiin 2D-röntgenkuviin. Tämän lisäksi alkuperäinen kuvaustieto voidaan kopioida milloin vain ja toimittaa tarvittaessa erikoislääkäreille lisätutkimuksia varten. (Lausanne Dental Implant Clinic 2012.) (Peltonen n.d.)

3D röntgenlaitteen toiminta perustuu siihen, että röntgensäteitä tuottava röntgenputki sekä säteilyä vastaanottava kuvailmaisimien on kiinnitetty pyörivään, niin sanottuun C-varteen. Digitaalinen röntgenilmaisimien toimii kuin tavallinen digitaalikamera, joka käyttää digitaalitekniikkaa kuvien tallentamiseen sen sijaan, että se röntgenkuva tallentuisi filmille. (University of Connecticut Health Center n.d.)

Kun röntgenkuvat on saatu talteen, kyseiset kuvat prosessoidaan ja niistä muodostetaan volumetrinen tietokokonaisuus. Tätä työvaihetta kutsutaan rekonstruktioksi. Röntgenkuvia otetaan tavallisesti muutama sata, joskus jopa yli 600. Jokaisessa kuvassa voi olla yli miljoona pikseliä, joista jokainen sisältää 12 – 16 bittiä tietoa. Rekonstruktio on laskennallisesti raskas vaihe, jonka vuoksi tiedon käsittely tapahtuu ottamalla ensin kuvat talteen yhdellä koneella, josta ne siirretään lähiverkon välityksellä erilliselle työasemalle rekonstruoidavaksi. (Scarfe 2008, 714.)

2.5 Vaimeneminen

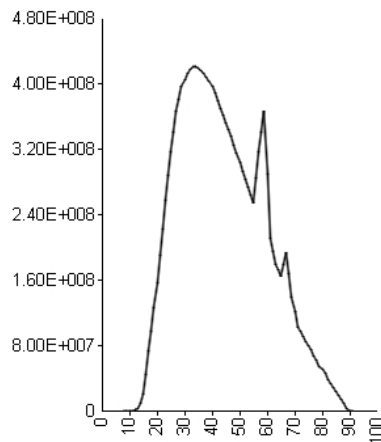
Vaimenemisella tarkoitetaan säteen (esimerkiksi röntgensäteen) intensiteetin I vähenemistä, kun säde kulkee väliaineen läpi. Röntgensäteilyssä tämä tarkoittaa sitä, että pehmeät säteet vaimenevat väliaineeseen ja säteilystä tulee kovempaa, jolloin se on hyödyllisempää lääketieteellisessä käytössä. (Serman 2001.)

Röntgensäteen vaimentamista hyödynnetään käytännössä siten, että suodataan röntgensäteitä tietyltä spektrin alueelta esimerkiksi muutaman millimetrin paksuisella kuparilevyllä, jolloin potilaaseen tulee vähemmän annosta, johtuen juuri pehmeiden säteiden puuttumisesta, jotka muuten jäisivät potilaaseen. (Stecke 2012, 361)

Työssä käytetään 3 mm alumiinivaimennusta ja 0,5 mm kuparivaimennusta, joiden vaimeneminen tapahtuu röntgenputkessa. Röntgenilmaisinta testatessa kuljetetaan ilmaisimen ylitse alumiinikiila, joka on 70 mm pitkä, 40 mm korkea korkeimmillaan, jonka jälkeen kiila ohenee. Ilmaisimen testaaminen 40 mm paksuisella alumiinikiilalla johtuu siitä, että sillä saadaan ihmisen kalloon verrattavissa oleva vaimeneminen tapahtumaan. Tämä on havaittu käytännössä toimivaksi.

Anode material: *tungsten*
 Peak tube voltage: *90 kV*
 Air kerma : *1 Gy*

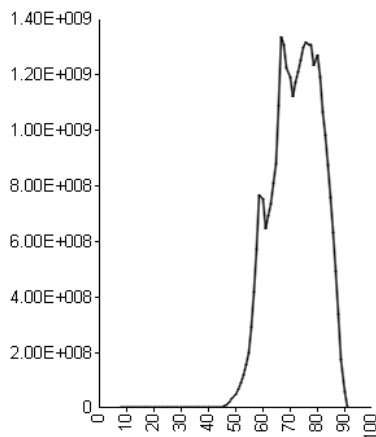
List of filters	
Material	Thickness, mm
<i>AIR</i>	<i>1000</i>



Kuva 6. Vaimentamattoman röntgensäteilyn spektri. Graafissa kuvataan fotonien määrää (mm^2 / keV) suhteessa fotonenergiaan (keV)

Anode material: *tungsten*
 Peak tube voltage: *90 kV*
 Air kerma : *1 Gy*

List of filters	
Material	Thickness, mm
<i>AIR</i>	<i>1000</i>
<i>Cu</i>	<i>3</i>



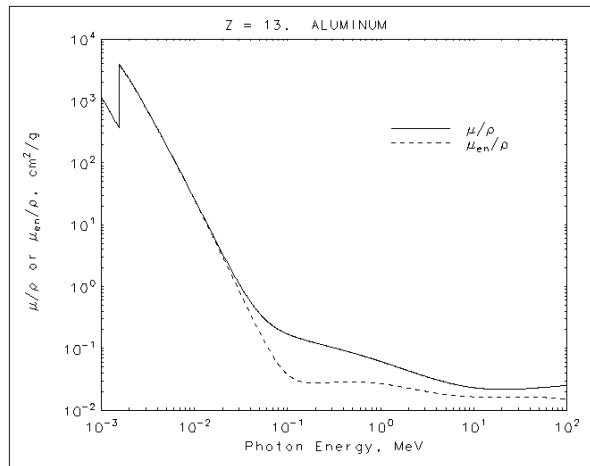
Kuva 7. Kolmen millimetrin kuparilla vaimennettu röntgensäteilyn spektri. Kuvissa hyödynnetty <http://www.oem-products.siemens.com/x-ray-spectra-simulation> sivuston röntgenspektrisimulaatiota.

Kuvassa 6 on vaimentamattoman röntgensäteilyn spektri, jossa röntgensäteilyn keskimääräinen energia on 43,908 keV. Kuvassa 7 puolestaan on kolmen millimetrin kuparilla vaimennettu röntgensäteilyn spektri, jossa keskimääräinen energia on 72,370 keV. Keskimääräinen energia on siis paljon suurempi sopivasti vaimennetussa röntgensäteessä, kuin vaimentamattomassa, johtuen pehmeiden säteiden puuttumisesta.

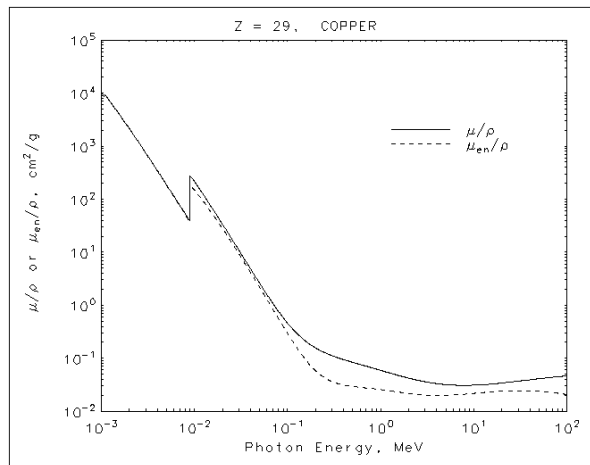
Siihen, kuinka paljon säde vaimenee, vaikuttaa läpäistävän väliaineen paksuus sekä tiheys.

$$I = I_0 \exp\left(\frac{-\mu}{px}\right)$$

Vaimenemisen kaava, jossa I on intensiteetti, I_0 on intensiteetti ennen vaimenemista, $-\mu$ on massan absorptiokerroin, p on väliaineen tiheys ja x on väliaineen paksuus.



Kuva 8. Vaimennuskertoimet alumiinissa (NIST n.d.).



Kuva 9. Vaimennuskertoimet kuparissa (NIST n.d.).

3 RÖNTGENSÄTEILYN ILMAISIN

Röntgensäteilyn ilmaisimien muodostaa kuvan siihen osuvan röntgensäteilyn perusteella. Perinteisesti röntgensäteilyn ilmaisimena on käytetty fosforikerroksen ja valokuvausfilmin yhdistelmää. Filmi valottuu sitä enemmän, mitä enemmän säteilyä menee kohteen läpi. Filmin valottuminen näkyy kohteen tummumisena kuvassa. Esimerkkinä voidaan pitää keuhkoja: röntgenkuvissa keuhkot näkyvät tummina. Tämä johtuu siitä, että filmi valottuu, kun siihen osuu paljon säteilyä. Samasta syystä luut näkyvät valkeina: filmi ei valotu yhtä paljon, johtuen siitä, että suurin osa röntgensäteilystä vaimenee ja absorboituu luuhun.

Kuvan kontrastilla ja säteilyn keskimääräisellä energialla on suora yhteys toisiinsa. Jos säteilyn keskimääräinen energia on liian suuri, kulkee suurin osa säteilystä ilmaisimeen, jolloin kuva valottuu liikaa eikä kontrastia ole tarpeeksi. Samoin käy, jos säteilyn keskimääräinen energia on liian pieni: vain vähäinen osa säteilystä päätyy ilmaisimeen, jolloin kontrastia ei edelleenkään ole

tarpeeksi. (Jauhiainen 2003). Vähäinen kontrasti röntgenkuvassa johtaa siihen, että kuva on epäselvä eikä sitä voida hyödyntää lääketieteellisesti.

Perinteisten filmiröntgenilmaisimien lisäksi ovat yleistyneet digitaaliset röntgenilmaisimet. Erilaisia digitaaliröntgenilmaisimia ovat muun muassa fosforipohjaiset digitaaliröntgenilmaisimet, suoradigitaalilaitteet ja kuvanvahvistimiin perustuvat ilmaisimet. Näiden välisiä eroja ominaisuuksissa ovat muun muassa säteilykattavuus (alue, johon kohdistuneen säteilyn ilmaisimien pystyy tallentamaan), geometriset ominaisuudet (kuolleet alueet joilla säteilyn käyttö on tehottomampaa, sekä kuvan vääristymä), kvanttitehokkuus (mahdollisuus, jolla röntgenkvantti reagoi ilmaisimateriaalin kanssa), herkkyys (ilmaisimen tekemä varaus per röntgenkvantti), spatiaalinen resoluutio (viittaa kuvan selkeyteen), kohinan laatu (kvanteista muodostuneet kuvat ovat kaikki tilastollisia luonnossa, joten vaikka röntgensäteilyn aiheuttama kuvio voidaan ennustaa kuvattavan kohteen vaimennusominaisuuksista, se vaihtelee satunnaisesti ennustetun keskiarvon perusteella), dynaaminen alue (enimmäisen säteilyaltistumisen, jonka ilmaisimien pystyy ottamaan vastaan, suhde säteilyaltistumiseen, joka tuottaa vastaavan signaalin kuin ilmaisimen kohina ja röntgenkvanttikohinan kvadratuurisumma), hankintanopeus (raaka- tai analogidatan hankkiminen ja sen muuntaminen digitaaliseen muotoon) (Techopedia n.d.) ja ruudunpäivitysnopeus (kuinka nopeasti ilmaisimien pystyy esittämään kuvia tietyssä ajanjaksossa). (Yaffe 1997.)

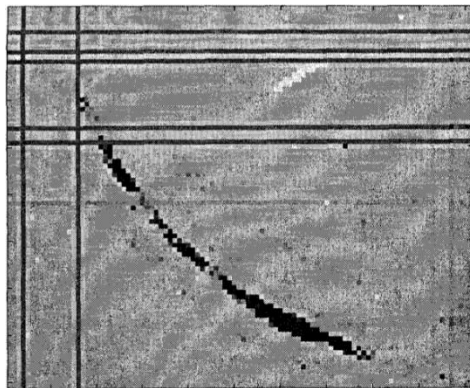
Amorfiset silikonitransistoripohjaiset rivit ovat osoittaneet olevansa johtavaa teknologiaa suoradigitaalilaitteissa. Ne mahdollistavat fotonikerrostuman isoille pinnoilla, tehden niistä ideaalisen heijastuskuvantamiseen. (Rahn 1999, 457)

Digitaalisten röntgenilmaisimien toimintaperiaate on sama kuin filmiröntgenilmaisimissa: mitä enemmän säteilyä osuu ilmaisimeen, sitä enemmän kuva valottuu. Digitaalisten röntgenilmaisimien tekniikka kuitenkin eroaa suuresti perinteisestä. Siinä missä tavallisesti röntgensäteily on valottanut filmin, aiheuttaa röntgensäteiden absorboituminen sähköisen varauksen ilmaisimen tunnistimeen ja kuva muodostuu rivi riviltä. (Seibert 2006, 176.)

Potentiaalisia radiologisia etuja digitaalisten röntgenilmaisimien käyttämisestä ovat mm. parempi kohinasuhde kuvissa samalla säteilyannoksella ja mahdollisuus sekä digitaaliselle kuvankäsittelylle että tietokoneavusteiselle diagnoosille. (Rahn 1999, 457)

Tyypillisiä digitaaliröntgenilmaisimissa esiintyviä vikoja ovat vialliset pikselit ja pikselirivistöt, sekä herkkyuden vaihtelut. Nämä ovat puolijohdevalmistuksesta juontuvia vikoja; valodiodiin kerääntyneet varaukset siirtyvät lukupiiriin datalinjaa pitkin asettaen jokaisen pikselin CMOS-kytkimen päälle käyttäen siirtorekisterin porttipiiriä. Jos porttipiirissä tai datalinjassa on avoin piiri, joidenkin pikselien lukeminen on mahdotonta. Tällaisia jatkuvia pikseleitä kutsutaan vialliseksi riveiksi ja nämä ovat käytännössä väistämättömiä sensoreis-

sa, joissa on suuri valoherkkä alue. Lisäksi näistä viallisista riveistä vuotava virta saattaa lisätä viereisten rivien pikselien ulosantia. (Hamamatsu n.d., 20).



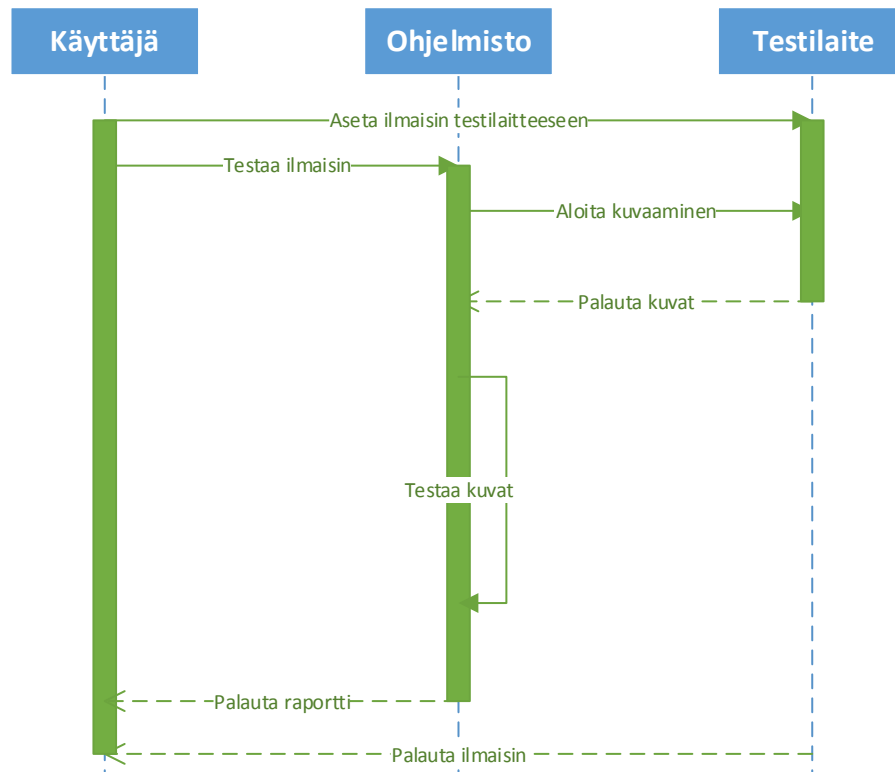
Kuva 10. Viallisia rivejä sekä niistä vuotavan virran aiheuttama kehä (Rahn 1999, s. 461).

4 LAADUNTESTAUSMENETELMÄ

Digitaaliröntgenilmaisimien testaamista varten on rakennettu erillinen testilaitte, jolla on mahdollista testata näiden ilmaisimien toimivuus sekä havaita mahdolliset viat.

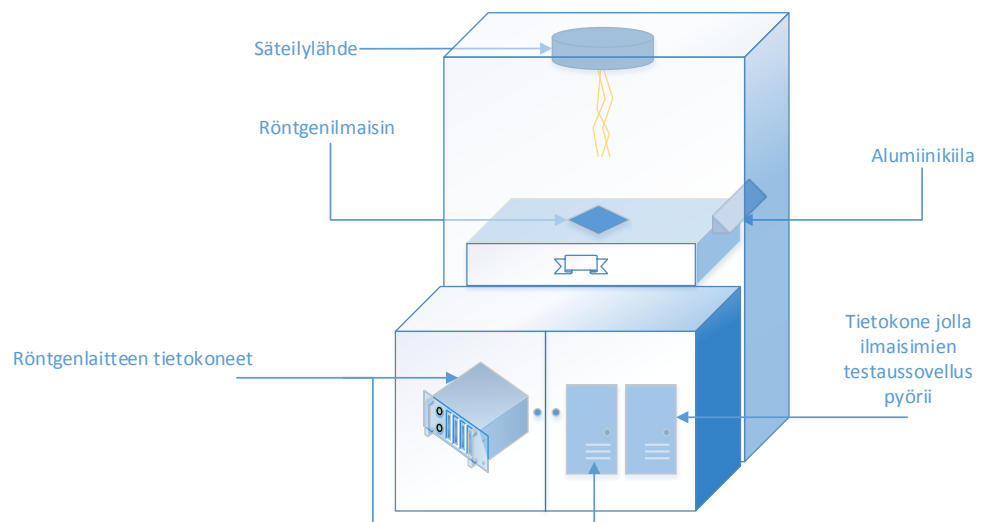
Digitaaliröntgenilmaisimen testaus tapahtuu asettamalla ensin digitaaliröntgenilmaisimien testilaitteeseen (Kuva 12.). Tämän jälkeen käyttäjä aloittaa tietokoneohjelmalla testin nappia painamalla. Napinpainalluksen jälkeen testilaitte lähtee käyntiin, jolloin testilaitteen sisällä oleva mekaanisesti siirrettävä alumiinikiila lähtee liikkeelle. Alumiinikiilan tehtävänä on vaimentaa säteilyä ja muuttaa säteilyn spektriä liikkeen aikana. Alumiinikiilan saapuessa ilmaisimen kohdalle röntgenputken röntgensäteily kytketään päälle. Alumiinikiila kulkee hitaasti digitaaliröntgenilmaisimen ylitse samalla kun röntgenputki tuottaa säteilyä.

Kun alumiinikiila on kulkenut kokonaan digitaaliröntgenilmaisimen ylitse, röntgenputken säteily katkaistaan ja alumiinikiila palaa takaisin alkuun. Tämän jälkeen testiohjelma lataa muistiin saadut 300- 600 röntgenkuvaa. Ohjelma suorittaa laskutoimintoja, joiden perusteella saadaan selville, onko digitaaliröntgenilmaisimien viallinen vai ei. Lopuksi käyttäjälle tulostetaan ruudulle kattava raportti tehdyistä testeistä sekä tuloksista.



Kuva 11. UML-kaavio laitteen toiminnasta

4.1 Testilaite



Kuva 12. Digitaaliröntgenilmaisimien testilaite

Jotta digitaaliröntgenilmaisimien laatu voitaisiin tarkastaa, on täytynyt rakentaa erillinen testilaitteisto, joka mahdollistaa näiden ilmaisimien laadun testaamisen.

Testilaitteisto koostuu säteilylähteestä, digitaaliröntgenilmaisimesta, alumiinikiilasta joka kulkee moottorien avulla digitaaliröntgenilmaisimen ylitse, sekä laitetta ympäröivästä kotelosta, joka on vuorattu lyijyllä, jottei testilaitteen käyttäjä altistuisi röntgensäteilylle. Tämän lisäksi testilaitteeseen kuuluu muut olennaiset ProMax 3D:n osat, kuten ohjauselektronikka sekä GUI.

Testilaitteen tarkoitus on säätää digitaaliröntgenilmaisinta, sekä ottaa kuvia samalla kun laitteen alumiinikiila kulkee ilmaisimen ylitse, jotta nähdään ilmaisimen kuvissa mahdollisesti muodostuvat virheet.

ProMax 3D putkipää pitää sisällään Toshiba-D054 röntgenputken (Toshiba Electron Tubes & Devices Co., Ltd. Otawara-shi, Japan) jossa on 5 asteen kulmassa oleva volframi-anodi ja jonka alumiinisuodatusvastaavuus on 0.5mm alumiinia.

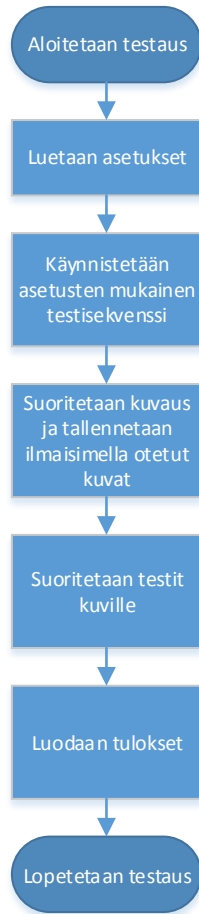
Mittauksessa käytettiin 90 kVp putkijännitettä, joka on tyypillisin 3D kuvauksissa käytetty putkijännite.

5 OHJELMISTO

Testilaitteiston eri toimintoja pystyttiin ohjaamaan ohjelmistolla. Tuolla ohjelmistolla pystyttiin ottamaan testilaitteella digitaaliröntgenilmaisimesta kuvasarja, mutta siinä ei kuitenkaan ollut minkäänlaisia toiminnallisuuksia testilaitteiston ottamien kuvien tarkastamiseen.

Ohjelmistoa haluttiin jatkokehittää siten, että tulevaisuudessa käyttäjät voisivat käyttää ilmaisimien testaamiseen ohjelmistoa, joka aloittaisi testisekvenssin, jonka jälkeen käyttäjä näkisi suoraan ohjelmiston antaman raportin perusteella onko ilmaisimien täyttäneet laatukriteerit vai ei.

Ohjelmistolla pystytään määrittelemään testisekvenssi, sekä laittamaan se käyntiin. Tämän jälkeen testilaitteisto ottaa ilmaisimesta kuvia, samalla kun testilaitteessa oleva kiila liikkuu ilmaisimen ylitse. Kun kuvasarja on otettu ja alumiinikiila on liikkunut kokonaan ilmaisimen ylitse, ohjelmisto lataa kuvat koneen muistiin. Kun kuvat ovat koneen muistissa, käy ohjelmisto kaikki kuvat läpi ja ottaa kuvista tarpeelliset tiedot talteen. Tarpeellisia tietoja, joita hyödynnetään ilmaisimien tarkastuksessa, ovat muun muassa kiilan nopeus (kuinka monen pikselin yli kiila liikkuu jokaisen kuvan välillä) ja keskimääräinen säteilyn intensiteetti. Näitä tietoja hyödyntämällä ohjelmisto käy kaikki kuvat läpi tarkastaen jokaisen pikselin kohdalla onko pikseli kunnossa vai ei. Lopuksi ohjelmisto tekee tarkastuksesta raportin, jossa käy ilmi kuinka monta viallista pikseliä ilmaisimessa on, sekä pääseekö ilmaisimien läpi sille asetetuista laatukriteereistä.



Kuva 13. Vuokaavio ohjelmiston toiminnasta.

Tällä ohjelmistolla pyritään määrittelemään digitaalisten röntgenilmaisimien viallisten pikselien määrä tarkastelemalla sekä yksittäisen pikselin toimintaa, että vertaamalla myös tämän yksittäisen pikselin toimintaa muiden pikselien toimintaan.

5.1 Kuvaus algoritmista

Ohjelma käy röntgenilmaisimesta saadut kuvat läpi pikseli kerrallaan, sekä tallentaa keskusmuistiin tarvittavat tiedot pikseleiden tarkastelua varten.

Tarvittavaa tietoa ovat muun muassa pikselin intensiteetti, yksittäisten pikselien intensiteetin keskiarvo, pikselin etäisyys kiilan aloituspisteestä, sekä kiilan etenemisnopeus.

Pikseleiden tarkastelussa tarvitaan myös toleranssi sille, kuinka paljon pikselin arvo saa vaihdella halutusta. Ohjelmistossa käytetään prosenttiyksikköjä toleranssille. Toleranssi pikselille saadaan laskettua kaavalla

$$T_p = I_a * T/100$$

, jossa T_p on pikselin toleranssi, I_a on pikselin intensiteetin keskiarvo, ja T on asetettu toleranssi.

Esimerkiksi jos asetettu toleranssi on 5 prosenttiyksikköä ja pikselin intensiteetin keskiarvo on 1000, saadaan pikselin toleranssiksi

$$T_p = \frac{1000 * 5}{100} = 50$$

Yksittäisen pikselin tarkastelulla ja yksittäisen pikselin vertaamisella kokonaiskeskiarvoon on omat toleranssinsa, joita voidaan muokata tarpeen mukaan. Tässä tulee huomioida, että toleranssin ollessa liian suuri saattaa viallisia ilmaisimia päästä testistä läpi ja toleranssin ollessa liian pieni saattaa ehjiä ilmaisimia joutua hylätyksi.

5.1.1 Yksittäisen pikselin tarkastelu

Yksittäisen pikselin tarkastelu aloitetaan selvittämällä tarkasteltavan pikselin intensiteetin keskiarvo, intensiteetin keskiarvo pimeävirtakuvissa, sekä etäisyys kiilan aloituspisteestä.

Jokaisen kuvauksen alussa otetaan noin 20 pimeävirta (dark frame) -kuvaa. Pikselin intensiteetin keskiarvon laskeminen pimeävirtakuvissa tapahtuu valitsemalla muutama pimeävirtakuva, esimerkiksi kuvat 5-15, laskemalla näissä pikselin intensiteetit yhteen ja jakamalla summa kuvien lukumäärällä.

Pimeävirtakuvien jälkeen otetaan noin 20 kuvaa joissa kiila ei ole ilmaisimen päällä. Näistä kuvista voidaan laskea pikselin intensiteetin keskiarvo samaan tapaan kuin pimeävirtakuvissa: valitaan muutama kuva, esimerkiksi kuvat 5-15, laskemalla näissä pikselin intensiteetit yhteen ja jakamalla kuvien lukumäärällä.

Pikselin etäisyys kiilan aloituspisteestä saadaan neliönmuotoisissa kuvissa ottamalla pikselin X ja Y koordinaatit ja vähentämällä toista ja nostamalla toista, kunnes ne eroavat toisistaan korkeintaan yhdellä. Tämän jälkeen vähennetään kuvan halkaisijasta tuo luku, johon koordinaatit ovat päättyneet, ja saatu vastaus on pikselin etäisyys kiilan aloituspisteestä.

Tämän jälkeen arvioidaan kiilan saapumishetki pikselin päälle seuraavalla kaavalla:

$$K_{p0} = \frac{S_p}{v_K} + K_0$$

jossa K_{p0} on hetki, jolloin kiila saapuu pikselin päälle, S_p on pikselin etäisyys kiilan aloituspisteestä, v_K on kiilan keskinopeus, K_0 on kiilan ilmaantumiskuva, jolloin kiila on saapunut aloituspisteeseen.

Tästä voidaan laskea hetki, jolloin kiila poistuu pikselin päältä:

$$K_p = K_{p0} + l_K$$

jossa K_p on laskettu hetki, jolloin kiila poistuu pikselin päältä, K_{p0} on hetki, jolloin kiila saapuu pikselin päälle ja l_K on kiilan pituus kuvina.

Kun K_p on saatu laskettua, käydään läpi kuva kerrallaan pikselin intensiteetit arvioidusta K_{p0} :sta K_p asti, jotta nähdään, toimiiko pikseli arvioidulla intensiteetillä.

Ensiksi selvitetään, missä vaiheessa on saavutettu minimi-intensiteetti (intensiteetti 40 mm alumiinin alla). Minimi-intensiteetti selviää tarkastelemalla pikselin arvoa kuvasta, jolloin kiila saapuu pikselin päälle. Pikselin minimi-intensiteetti on se arvo, jonka jälkeen intensiteetti ei enää pienene kolmen peräkkäisen kuvan aikana.

Tämän jälkeen lasketaan nykyinen kiilan korkeus:

$$h_K = 4 * (l_K - l_{Kt} - l_{Ka}) / (l_K - l_{Kt})$$

, jossa

$$l_{Ka} = \{0, \text{jos } k < l_{Kt}, k - l_{Kt} \text{ muuten}$$

Kaavassa h_K on kiilan korkeus, l_K on kiilan pituus, l_{Kt} on kiilan tasainen 40 mm korkea osuus ja l_{Ka} on kiilan aleneva osuus ja k on nykyinen kuva.

Kiilan korkeutta hyödynnetään teoreettisen intensiteetin laskemisessa:

$$I_t = I_0 * e^{-\mu\rho h}$$

, jossa I_t on pikselin teoreettinen intensiteetti joka pikselillä tulisi olla kyseisellä alumiinisuodatuksella, I_0 on pikselin alkuperäinen intensiteetti, joka on tässä tapauksessa pikselin intensiteetin keskiarvo, e on Neperin luku, μ on massa-absorptiokerroin, ρ on aineen tiheys, joka on alumiinilla $2,7 \text{ g/cm}^3$ ja h on aineen paksuus, tässä tapauksessa kiilan korkeus. Massa-absorptiokertoimen laskemiseksi käytetään kaavaa

$$\mu = 1.17208 * 10^{-7} * kEv^4 - 0.0000363621 * kEv^3 + 0.00423497 * kEv^2 - 0.222628 * kEv + 4.7248$$

, jossa kEv on käytetty energiamäärä, jonka arvo on 61,086.

Jos intensiteettien erotuksen itseisarvo $I - I_t$ on suurempi kuin tälle asetettu toleranssi $I_a * T/100$, jossa I_a on pikselin intensiteetin keskiarvo ja T on toleranssi prosentteina, lisätään pikselin vikalaskuriin + 1.

Jos pikselin vikalaskuri on suurempi kuin $K_l/2$, todetaan pikselin olevan viallinen, lisätään se viallisten pikseleiden listaan ja jatketaan seuraavaan pikseliin. Tätä toistetaan niin kauan, kunnes kaikki ilmaisimen pikselit on käyty läpi.

5.1.2 Yksittäisen pikselin vertaaminen kokonaiskeskiarvoon

Ilmaisimia testatessa havaittiin, että joidenkin pikseleiden arvo oli selkeästi muita korkeampi, mutta jotka silti toimivat kaavan mukaisesti. Tämän seurauksena jouduttiin kehittämään algoritmi, joka havaitsee tällaiset pikselit muiden joukosta.

Yksittäisen pikselin vertaaminen kokonaiskeskiarvoon tapahtuu ottamalla ylös seuraavat tiedot jokaisesta pikselistä: hetki jolloin kiila saapuu pikselin päälle, hetki jolloin kiila poistuu pikselin päältä sekä intensiteetin keskiarvo pimeävirtakuvissa.

Tämän jälkeen jaetaan K_l kymmenellä. Näistä seitsemää ensimmäistä käytetään ottamalla kaikkien pikseleiden arvot ylös ja laskemalla kunkin hetken keskiarvo niistä. Kun kaikki seitsemän keskiarvoa hetkinä, jolloin kiila on ylittämässä pikseliä, on saatu ylös, käydään läpi kukin pikseli ja verrataan sen toimintaa samoilla seitsemällä hetkenä keskiarvoon. Jos pikselin ja keskiarvon välinen ero ylittää toleranssin useammin kuin kahdesti, todetaan pikselin olevan viallinen. Tämän jälkeen tarkastetaan, onko pikseli todettu huonoksi jo aikaisemmassa testissä. Jos on, se lisätään viallisten pikseleiden listaan.

5.2 Viallisten pikseleiden kartan luominen

Ohjelmisto luo ilmaisen tarkastamisen jälkeen saatujen tulosten perusteella viallisten pikseleiden kartan sekä raportin käyttäjälle.

Viallisten pikseleiden kartta luodaan käymällä ensin läpi kaikki vialliset pikselit, jonka jälkeen piirretään viallisten pikseleiden X ja Y koordinaatteihin pikseli, jonka väritys riippuu pikselin arvosta.

Pikseleiden värityksessä käytettiin RGB-värikarttaa. Viallisten pikseleiden intensiteettien keskiarvoja verrataan yleiseen intensiteettien keskiarvoon ja tämän perusteella määritellään pikseleille väri punaisesta vihreään ja vihreästä siniseen. Mitä vihreämpi pikseli on, sitä lähempänä pikselin intensiteetin keskiarvo on tavoiteltua. Pikselin ollessa punainen tiedetään pikselin keskiarvon olevan liian korkea tavoitellusta, kun taas pikselin ollessa sininen tiedetään pikselin keskiarvon olevan liian matala tavoitellusta.

5.3 Raportin luominen

Ilmaisimen tarkastuksen lopuksi luodaan raportti, joka sisältää tietoa ilmaisimesta, tehdyistä testeistä sekä viallisten pikseleiden määrästä. Tämän perusteella nähdään suoraan, jos ilmaisimessa on jotain vikaa, sekä se, mitä vikaa siinä on.

Raportti on HTML-tiedosto, jossa on kaikki tarpeellinen tieto ilmaisimesta, tehdyistä testeistä sekä niiden tuloksista. HTML-tiedostoa varten on luotu pohjatiedosto, johon lisätään taulukko, joka sisältää päivämäärän, ilmaisimen tiedot, hyvien ja viallisten pikseleiden määrän, viallisten pikseliryhmittymien (cluster) kokonaismäärän niiden luokkien mukaan (luokka 4, luokka 5 jne., jossa numero viittaa ryhmässä olevien viallisten pikselien määrään), viallisten rivien määrän, sekä viallisten pikseleiden kartan.

6 YHTEENVETO

Tässä työssä kehitetyllä testaustavalla yhden ilmaisimen testaamiseen kului vähemmän aikaa kuin alkuperäisellä testaustavalla. Uudella testaustavalla pystytään tuomaan merkittäviä säästöjä ajan ja vaivan suhteen verrattuna aikaisempaan testausmenetelmään. Uusi testaustapa mahdollistaa myös aikaisempaa suurempien tuotantomäärien tekemisen.

Ohjelmisto ei kuitenkaan ole idioottivarma. Jos pikselin kynnyсарvo ja muut testauskriteerit on asetettu väärin, se voi johtaa pahimmassa tapauksessa täysin ehjien ilmaisimien päättymisen hylätyksi, ja toisaalta täysin viallisten ilmaisimien päättymisen lopulliseen tuotteeseen.

Työn aikana tehtyä ohjelmistoa ei valitettavasti ehditty testaamaan tuotantoa varten. Olisi ollut kiinnostavaa päästä testaamaan ohjelmistoa esimerkiksi muutaman kymmenen ilmaisimen testisarjalla, jolloin testauskriteereitä oltaisiin voitu säätää kohdilleen ja tarkastaa, että ohjelmistoa voitaisiin hyödyntää tuotannossa.

Olen oppinut opinnäytetyötä tehdessä lisää ohjelmoinnista ja siihen liittyvistä käytännöistä. Tämän lisäksi olen oppinut paljon röntgensäteilystä ja siitä, miten sitä sovelletaan hammaslääketieteessä.

LÄHTEET

- Assmus, A. (1995). Early History of X Rays. *Beam Line* 2/1995. Haettu 25.9.2017 osoitteesta <http://www.slac.stanford.edu/pubs/beamline/pdf/95ii.pdf>
- Fox, N. (2010). X-ray scanning: optimising systems for security services. Haettu 28.9.2017 osoitteesta <https://www.3dx-ray.com/2010/01/01/x-ray-scanning-optimising-systems-security-services/>
- Frame, P. (1999). Coolidge X-ray Tubes. Haettu 27.9.2017 osoitteesta <https://www.orau.org/ptp/collection/xraytubescoolidge/coolidgeinformation.htm>
- Hamamatsu (n.d.). X-ray detectors. *Opto-Semiconductor Handbook*. Haettu 24.9.2017 osoitteesta https://www.hamamatsu.com/resources/pdf/ssd/e09_handbook_xray_detectors.pdf
- Jauhiainen, J. (2003). Röntgenkuvaus, digitaalinen kuvaus ja tietokonetomografia. Oulun seudun ammattikorkeakoulu. Haettu 28.9.2017 osoitteesta <http://www.oamk.fi/~jjauhi/i/opetus/mittalaitteet/mittalaitteet07-v1.1.pdf>
- Kivalo, P. (1982). *Instrumenttianalytiikka 4.: Röntgen- ja fotoelektronispektrometria I*. Jyväskylä: Gummerus.
- L-3 COMMUNICATIONS, (n.d.). Röntgenkuva matkalaukusta. Haettu 27.9.2017 osoitteesta <http://science.howstuffworks.com/transport/flight/modern/airport-security4.htm>
- Lausanne Dental Implant Clinic (2012). X-Rays and CT Scanning. Haettu 27.9.2017 osoitteesta <http://www.swiss-dentalclinic.com/en/XRays.aspx>
- Nadrljanski (n.d.). X-ray tube. Haettu 27.9.2017 osoitteesta <https://radiopaedia.org/articles/x-ray-tube-1>
- Nasa (n.d.). Ensimmäinen röntgenkuva. Haettu 25.9.2017 osoitteesta <https://science.hq.nasa.gov/kids/imagers/ems/xrays.html>
- NIST (n.d.). Vaimennuskertoimet alumiinissa. Haettu 27.9.2017 osoitteesta <http://physics.nist.gov/PhysRefData/XrayMassCoef/ElemTab/z13.html>
- NIST (n.d.). Vaimennuskertoimet kuparissa. Haettu 27.9.2017 osoitteesta <http://physics.nist.gov/PhysRefData/XrayMassCoef/ElemTab/z29.html>

Peltonen (n.d.). Leukojen KKTT -tutkimus. Haettu 27.9.2017 osoitteesta <http://www.hammasrontgen.info/kktt-kuvat>

Planmeca (n.d.). Planmeca ProMax 3D Classic -röntgenlaite. Haettu 27.9.2017 osoitteesta <http://www.planmeca.com/fi/Rontgenlaitteet/3D-kuvantaminen/Planmeca-ProMax-3D-Classic/>

Planmeca (n.d.). Yritys. Haettu 25.9.2017 osoitteesta <http://www.planmeca.com/fi/Yritys/>

Rahn, J., Lemmi, F., Lu, J., Mei, P., Apte, R., Street, R., Lujan, R., Weisfield, R. & Heanue, J. (1999). High Resolution x-ray Imaging using Amorphous Silicon Flat-Panel Arrays. *IEEE Transactions on Nuclear Science* 46 3/1999, 457 – 461. Haettu 4.2.2016 osoitteesta <http://www.parc.com/content/attachments/high-resolution-x-ray-ieee-trans-1999.pdf>

Scarfe, W. & Farman, A. (2008). What is Cone-Beam CT and How Does it Work? *Dental Clinics* 52 4/2008. Haettu 21.8.2015 osoitteesta <http://www.perfendo.org/docs/CBCT/CBCThowdoesitworkScarfeetal2008.pdf>

Seibert, J. (2006). Flat-panel detectors: how much better are they? *Pediatr Radiol* 36 2/2006, 173-181. Haettu 16.2.2016 osoitteesta <http://link.springer.com/article/10.1007/s00247-006-0208-0>

Serman, N. (n.d.). Production of X-rays and Interactions of X-rays with Matter. Haettu 27.9.2017 osoitteesta http://www.columbia.edu/itc/hs/dental/sophs/material/production_xrays.pdf

Stecke, J., Cruz, A., Almeida, S. & Bóscolo, F. (2012). Alternative X-ray filters for an intra-oral digital radiographic system. *Dentomaxillofacial Radiology* 5/2012, 361-366. Haettu 28.9. osoitteesta <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3520351/pdf/dmf-41-361.pdf>

Säteilyturvakeskus (2004). *Säteilyn käyttö*. Hämeenlinna: Karisto.

Säteilyturvakeskus (2015). *Säteilyn terveysvaikutukset*. Hämeenlinna: Karisto.

Techopedia (n.d.). High-Speed Data Acquisition (High-Speed DAQ). Haettu 27.9.2017 osoitteesta <https://www.techopedia.com/definition/30024/high-speed-data-acquisition-high-speed-daq>

University of Connecticut Health Center (n.d.). 3D ConeBeam Imaging. Haettu 27.9.2017 osoitteesta http://dentalimplants.uchc.edu/3d_imaging/work.html

Yaffe, M. & Rowlands, J. (1997). X-ray detectors for digital radiography. Haettu 23.9.2017 osoitteesta

https://www.researchgate.net/profile/John_Rowlands/publication/14192797_X-ray_detectors_for_digital_radiography/links/54451cb20cf2dccb30b8add6.pdf

Yue, G., Qiu, Q., Gao, B., Cheng, Y., Zhang, J., Shimoda, H., Chang, S., Lu, J. & Zhou, O. (2002). Generation of continuous and pulsed diagnostic imaging x-ray radiation using a carbon-nanotube-based field-emission cathode. *Applied Physics Letters* 81 2/2002. Haettu 27.9.2017 osoitteesta https://users.physics.unc.edu/~zhou/muri/pubfiles/Yue_APL.generationof.pdf

VIALLISTEN PIKSELEIDEN KARTTA

