



TAMPEREEN TEKNILLINEN YLIOPISTO  
TAMPERE UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

AKSELI LEINO  
RADIOLOGISTEN KUVIEN KATSELUUN KÄYTETTÄVIEN NÄYT-  
TÖJEN LAADUNVALVONTA

Diplomityö

Tarkastaja: professori Hannu Eskola  
Tarkastaja ja aihe hyväksytty  
Tieto- ja sähkötekniikan tiedekunta-  
neuvoston kokouksessa 1. helmi-  
kuuta 2017

## TIIVISTELMÄ

**AKSELI LEINO:** Radiologisten kuvien katseluun käytettyjen näyttöjen laadunvalvonta

Tampereen teknillinen yliopisto

Diplomityö, 51 sivua, 3 liitesivua

Toukokuu 2017

Sähkötekniikan diplomi-insinöörin tutkinto-ohjelma

Pääaine: Biomedical Engineering

Tarkastaja: professori Hannu Eskola

Avainsanat: radiologinen näyttö, kalibrointi, laadunvalvonta, AAPM, DICOM

Tämän tutkimuksen tarkoituksena oli selvittää radiologisten kuvien katseluun käytettävien näyttöjen laatua Satakunnan sairaanhoitopiirin alueella vuonna 2016. Tutkimukseen pyrittiin valitsemaan kalibroimattomia LCD-värinäyttöjä, joilta tehdään diagnooseja ilman radiologin lausuntoa. Lisäksi referenssinä oli sekä DICOM-kalibroituja harmaasävy-näyttöjä että DICOM-kalibroituja värinäyttöjä.

Näytöille suoritettiin American Association of Physicistsin (AAPM) suosittelemia mittauksia ja arviointeja. Mittaukset suoritettiin AAPM:n laadunvalvontaraportin suosittelemilla mittausmenetelmillä ja raportin tarjoamilla testikuvilla. Tärkeimmät mitatut laadunvalvontaparametrit olivat näytön luminanssivaste ja ympäristön illuminanssi. Lisäksi näytöille suoritettiin useita muita AAPM:n suosittelemia laadunvalvontatestejä. Mittaukset suoritettiin Unfors Xi -yleismittarilla, johon oli kiinnitetty valosensori luminanssin ja illuminanssin mittausta varten.

Tutkimuksen tulokset osoittavat, että Satakunnan sairaanhoitopiirin sairaaloissa ja terveyskeskuksissa käytetyt kuluttajatason kalibroimattomat värinäytöt eivät täytä AAPM:n radiologisille näytöille antamia laadunvalvontasuosituksia. Suurimmat puutteet kalibroimattomien värinäyttöjen suorituskyvyssä ovat näyttöjen luminanssivasteissa, jotka eivät vastaa GSDF-standardin mukaista luminanssivastetta. Lisäksi kuvankatselutilat olivat paljon suosituksia valoisampia ja kuvankatselutilojen sekä näyttöjen puhtaanapidossa oli puutteita. DICOM-kalibroidut värinäytöt vastaavat luminanssivasteeltaan GSDF-standardia, kuten myös tässä tutkimuksessa referenssinä toimineet DICOM-kalibroidut harmaasävy-näytöt. Lisäksi kalibroidut näytöt olivat sijoitettu kalibroimattomia näyttöjä hämäämpiin huoneisiin.

Aikaisempien radiologisten näyttöjen suorituskykyä mittaavien tutkimusten ja tämän työn tulosten perusteella annetaan suositus, että kaikki kalibroimattomat värinäytöt DICOM-kalibroidaan vastaanottotarkastuksen yhteydessä. Lisäksi kuvankatselutilojen suunnitteluun tulee kiinnittää enemmän huomiota ja kuvankatselutilat tulisi muuttaa helposti pimennettäväksi esimerkiksi pimennysverhojen ja pöydän lähellä olevien valokaisijoiden avulla.

## ABSTRACT

**AKSELI LEINO:** Quality control of displays used for viewing radiological images  
Tampere University of Technology  
Master of Science Thesis, 51 pages, 3 Appendix pages  
May 2017  
Master's Degree Programme in Electrical Engineering  
Major: Biomedical Engineering  
Examiner: Professor Hannu Eskola

Keywords: medical display, calibration, quality control, AAPM, DICOM

The purpose of this study was to investigate the quality of the displays used for viewing radiological images in the region of Health Care District of Satakunta in 2016. Non-calibrated displays that are used for diagnostic purposes without a report from radiologist, were chosen for this study. In addition, DICOM-calibrated grayscale and colour displays were investigated as a reference.

The displays were evaluated in accordance with the guidelines published by American Association of Physicists (AAPM). The guidelines provide methods and test patterns to the performance evaluation of medical displays. The main investigated parameters are luminance response of the display and illuminance of the image viewing environment. In addition, several other measurements and visual tests were made. Unfors Xi multimeter with a light sensor attached was used for the measurements.

The results of this research show that the non-calibrated customer-grade colour displays used for diagnostic purposes in Health Care District of Satakunta, do not meet the quality requirements recommended by AAPM. The most significant lack of performance was in the luminance response of the displays, which did not meet the GSDF-standard. In addition, the rooms used for image viewing were too bright in many cases. DICOM-calibrated colour displays met the GSDF-standard for luminance response, as did the DICOM-calibrated grayscale displays used as reference in this research. DICOM-calibrated displays were also placed in darker rooms.

Based on the results of this research and previous studies about medical displays, it is recommended that all uncalibrated customer-grade displays should be DICOM-calibrated as part of acceptance testing. More attention should be paid to the lighting of the rooms used for image viewing. The rooms should be made easier to dim with curtains and light switch near the workstation for example.

## ALKUSANAT

Tämä diplomityö tehtiin Satakunnan keskussairaалalle. Työn ohjaajana Satakunnan keskussairaалasta toimi Minna Huuskonen, jota haluan kiittää diplomityön mahdollistamisesta sekä mielenkiintoisesta aiheesta ja työn ohjaamisesta. Työn tarkastajana Tampereen teknillisellä yliopistolla toimi professori Hannu Eskola, jota haluan kiittää hyvistä neuvoista diplomityöprojektissa.

Suuret kiitokset kuuluvat myös perheelleni, joka on tukenut minua opiskeluissani sekä ystäväilleni, joita ilman opiskeluaika ei olisi ollut läheskään yhtä ikimuistoista.

Tampereella, 14.5.2017

Akseli Leino

# SISÄLLYSLUETTELO

1.	JOHDANTO .....	1
2.	TEOREETTINEN TAUSTA .....	3
2.1	Radiologisen kuvantamisen taustaa .....	3
2.2	Näyttötekniikat .....	4
2.2.1	CRT-näyttö.....	4
2.2.2	Nestekidenäyttö.....	5
2.2.3	OLED-näyttö.....	7
2.3	Suorituskyvyn parametrit .....	8
2.3.1	Luminanssi ja kontrasti .....	8
2.3.2	Luminanssin tasaisuus.....	9
2.3.3	GSDF-luminanssivaste.....	9
2.3.4	Illuminanssi .....	10
2.3.5	Paikkaresoluutio.....	11
2.4	Standardit ja suositukset.....	11
2.4.1	American Association of Physicists in Medicine .....	12
2.4.2	The Society of Motion Picture and Television Engineers .....	13
2.4.3	Digital Imaging and Communications in Medicine .....	14
2.4.4	Säteilyturvakeskus .....	14
3.	TUTKIMUKSEN TARKOITUS .....	16
4.	MITTAUSMENETELMÄT JA AINEISTO .....	18
4.1	Mittauslaitteisto .....	18
4.2	Mittausmenetelmät .....	19
4.2.1	Luminanssi .....	19
4.2.2	Resoluutio .....	20
4.2.3	Illuminanssi .....	21
4.2.4	Kulmariippuvuus.....	22
4.2.5	Kuolleet pikselit .....	23
4.2.6	Havainnot kuvankatselutilasta .....	23
4.3	Mitattavien parametrien viitearvot .....	23
4.3.1	Luminanssi ja kontrasti .....	23
4.3.2	GSDF-luminanssivaste.....	24
4.3.3	Luminanssin tasaisuus.....	26
4.3.4	Illuminanssi .....	26
4.3.5	Paikkaresoluutio.....	27
4.4	Aineisto .....	28
5.	TULOKSET JA TULOSTEN TARKASTELU .....	30
5.1	Luminanssi ja kontrasti .....	30
5.2	GSDF-luminanssivaste.....	32
5.3	Luminanssin tasaisuus.....	36
5.4	Illuminanssi .....	38

5.5 Paikkaresoluutio .....	40
5.6 Kuvankatseluympäristö.....	41
5.7 Mittausvirheet.....	43
6. POHDINTA .....	45
7. YHTEENVETO .....	48
LÄHTEET .....	49
LIITE A: MITTAUSTULOKSET .....	52

## KUVALUETTELO

<i>Kuva 1.</i>	<i>Katodisädeputken perusrakenne, muokattu lähteestä [5].....</i>	<i>4</i>
<i>Kuva 2.</i>	<i>TFT-nestekidenäytön rakenne, muokattu lähteestä [9].....</i>	<i>6</i>
<i>Kuva 3.</i>	<i>OLED-näytön rakenne, muokattu lähteestä [12].....</i>	<i>7</i>
<i>Kuva 4.</i>	<i>Esimerkki viivanhajontafunktiosta ja [18].....</i>	<i>11</i>
<i>Kuva 5.</i>	<i>SMPTE:n määrittelyn mukainen testikuva radiologisten kuvien katseluun käytettyjen näyttöjen kalibroinnille [20].....</i>	<i>13</i>
<i>Kuva 6.</i>	<i>Mittauksissa käytetty Unfors Xi -mallinen luminanssimittari. Vasemmalla optinen putki, keskellä valoanturi ja oikealla mittarin perusyksikkö .....</i>	<i>18</i>
<i>Kuva 7.</i>	<i>AAPM:n tarjoamat testikuvat monitorin luminanssimittauksiin. Testikuvien koodit vasemmalta oikealle ovat TG18-LN12-01, TG18-LN12-09 ja TG18-LN12-18.....</i>	<i>19</i>
<i>Kuva 8.</i>	<i>AAPM:n tarjoamat testikuvat luminanssin tasaisuuden mittaukselle. Vasemmalla testikuva TG18-UNL10 ja oikealla testikuva TG18-UNL80.....</i>	<i>20</i>
<i>Kuva 9.</i>	<i>AAPM:n tarjoama yleistestikuva TG18-QC, jota käytettiin resoluution määrittämisessä sekä silmämääräisissä pikatesteissä. ....</i>	<i>21</i>
<i>Kuva 10.</i>	<i>AAPM:n tarjoama testikuva TG18-CT, jonka avulla voidaan tutkia katselukulman riippuvuutta kuvanlaatuun .....</i>	<i>22</i>
<i>Kuva 11.</i>	<i>AAPM:n esimerkki näytön mittaustuloksista. Pisteet esittävät 18:a mittaustulosta ja viiva GSDF-funktiota. Muokattu lähteestä [14].....</i>	<i>24</i>
<i>Kuva 12.</i>	<i>Kuvan 11 arvoista laskettu näytön kontrastivaste ja GSDF- standardin mukaiset viitearvot. Musta katkoviiva esittää 10% eroa GSDF-standardista ja punainen katkoviiva 20% eroa. Muokattu lähteestä [14].....</i>	<i>25</i>
<i>Kuva 13.</i>	<i>DICOM-kalibroidun harmaasävyinäytön (näyttö 1) GSDF- luminanssivaste.....</i>	<i>33</i>
<i>Kuva 14.</i>	<i>DICOM-kalibroidun värinäytön (näyttö 5) GSDF-luminanssivaste.....</i>	<i>33</i>
<i>Kuva 15.</i>	<i>Parhaan keskiarvopoikkeaman saaneen kalibroimattoman värinäytön (näyttö 19) GSDF-luminanssivaste .....</i>	<i>34</i>
<i>Kuva 16.</i>	<i>Huonoimman keskiarvopoikkeaman saaneen kalibroimattoman värinäytön (näyttö 25) GSDF-luminanssivaste .....</i>	<i>34</i>
<i>Kuva 17.</i>	<i>Luminanssin muutoksen keskiarvoinen poikkeama GSDF- standardista mitatulla harmaasävyalueella .....</i>	<i>36</i>
<i>Kuva 18.</i>	<i>Näyttöjen luminanssin tasaisuus mitattuna TG18-UNL10- testikuvalla. Luminanssin tasaisuus ilmoitetaan minimi- ja maksimiluminanssin erotuksen prosenttiosuutena niiden keskiarvosta. Jokainen pylväs kuvaa prosenttivälillä olevien näyttöjen kappalemäärää. ....</i>	<i>37</i>

<i>Kuva 19.</i>	<i>Näyttöjen luminanssin tasaisuus mitattuna TG18-UNL80-testikuvalla. Luminanssin tasaisuus ilmoitetaan minimi- ja maksimiluminanssin erotuksen prosenttiosuutena niiden keskiarvosta. Jokainen pylväs kuvaa prosenttivälillä olevien näyttöjen kappalemäärää. ....</i>	<i>37</i>
<i>Kuva 20.</i>	<i>Mitattujen näyttöjen illuminanssit. Jokainen pylväs kuvaa vastaavalla illuminanssialueella olevien näyttöjen kappalemäärää.....</i>	<i>39</i>
<i>Kuva 21.</i>	<i>Näyttöjen saamat paikkaresoluution arvosanat. Nolla tarkoittaa täysin terävää kuvaa.....</i>	<i>40</i>
<i>Kuva 22.</i>	<i>TG18-QC-testikuvassa olevien viivaparien näkyvyys mitatuilla näytöillä.....</i>	<i>41</i>
<i>Kuva 23.</i>	<i>Näyttöpinnasta erottuvat heijastukset ja niiden määrät näyttötyypeittäin. Jos näytöstä erottui useampia heijastuvia kohteita, se on sijoitettu kaikkiin vastaaviin ryhmiin. ....</i>	<i>42</i>
<i>Kuva 24.</i>	<i>Näytöissä havaitut kuvankatselua haittaavat tekijät, jotka eivät ilmene muissa testeissä. Jos näytössä ilmeni useampia tekijöitä, se on sijoitettu kaikkiin vastaaviin ryhmiin. ....</i>	<i>43</i>



## LYHENTEET JA MERKINNÄT

AAPM	American Association of Physicists in Medicine
ACR	American College of Radiology
CRT	engl. cathode ray tube, katodisädeputki
DDL	engl. digital driving level, digitaalinen ohjaustaso
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
GSDF	Grayscale Standard Display Function
IPS	engl. in-plane switching
JND	engl. just-noticeable difference,
LCD	engl. liquid crystal display, nestekidenäyttö
NEMA	National Electrical Manufacturers Association
OLED	engl. organic light emitting diode, orgaaninen valodiodi
p-arvo	harmaasävyarvo
SMPTE	Society of Motion Picture and Television Engineers
TFT	engl. thin film transistor, ohutkalvotransistori
TN	engl. twisted nematic, kiertonemaattinen
$\delta_i$	kontrasti kahden mittauspisteen välillä
$E$	huoneen illuminanssi
$L_{amb}$	näytöltä heijastuvan ympäristön valon luminanssi
$L_i$	testikuvaa TG18-LN12-i vastaava luminanssiarvo
$L_{min}$	näytön tuottama minimiluminanssi
$L_{max}$	näytön tuottama maksimiluminanssi
$L(p)$	näytön luminanssi sisäänmenoarvolla p
$L'_{min}$	näytön tuottaman minimiluminanssin ja näytöltä heijastuvan ympäristön valon summa
$L'_{max}$	näytön tuottaman maksimiluminanssin ja ympäristöstä heijastuvan luminanssin summa
$L'(p)$	näytön luminanssin ja näytöltä heijastuvan ympäristön valon summa sisäänmenoarvolla p
$J_i$	testikuvaa TG18-LN12-i vastaava just noticeable difference -indeksi
$J_{min}$	just-noticeable difference -indeksin minimiarvo
$J_{max}$	just-noticeable difference -indeksin maksimiarvo
$P_i$	testikuvan TG18-LN12-i harmaasävyarvo
$\Delta P$	harmaasävyarvon muutos mittausalueella
$R_d$	hajaheijastusindeksi

# 1. JOHDANTO

Viime vuosina digitaalinen röntgenkuvaus on syrjäyttänyt analogisen röntgenkuvauksen kliinisessä käytössä. Röntgenkuvauksen digitalisoituminen mahdollistaa kuvien muokkaamisen, kuvanlaadun parantamisen ja kuvien helpon jakamisen sekä arkistoinnin. Sähköiset arkistot mahdollistavat kuvien helpon vertailun aiempien kuvien kanssa sekä reaaliaikaisten konsultaatioiden järjestämisen. Digitalisoitumisen myötä diagnoosit tehdään tietokoneen näytöltä, jolloin oikean diagnoosin tekemiseen vaikuttaa kuvanlaadun lisäksi käytettävän näytön laatu.

Vuonna 2010 julkaistussa väitöskirjassaan Esa Liukkonen [1] tutki radiologisten kuvien katseluun käytettävien monitorien laatua ja laadunvalvontamenetelmiä yliopistollisten sairaaloiden radiologisilla osastoilla ja Pohjois-Suomen sairaanhoitopiirin terveyskeskuksissa. Tutkimuksen mukaan radiologisten yksiköiden lääketieteellisten kuvien katseluun tarkoitetut nestekideharmaasävy näytöt ovat pääosin standardien ja suositusten vaatimalla tasolla. Kalibroimattomien nestekidevärinäyttöjen ja kuvaputkinäyttöjen laatu on taas riittämätön sekä radiologisissa yksiköissä että terveyskeskuksissa. Liukkonen ehdottaa huonolaatuisten näyttöjen kalibroimista tai vaihtamista diagnostiikkaan tarkoitettuihin DICOM-kalibroituksiin harmaasävy näyttöihin.

Kuluttajille suunnattujen näyttöjen sopivuutta diagnostiseen käyttöön on tutkittu aiemmin muun muassa Lowen [2] ja McIlgormin [3] toimesta. Lowe toteaa tutkimuksessaan kuluttajataso näyttöjen DICOM-kalibroinnin parantavan huomattavasti kuvanlaatua, mutta mainitsee näyttöjen laadun heittelemisen olevan edelleen ongelma kuluttajille suunnatuissa näytöissä. McIlgorm puolestaan tutki DICOM-kalibroituksien näyttöjen sopivuutta diagnostiikkaan 8-bittisten hammasröntgenkuvien avulla. DICOM-kalibroituksia näyttöjä oli useita, joista tutkimukseen valittiin parhaiten DICOM-standardia vastaavat näytöt. Tutkimuksen mukaan DICOM-kalibroidut kuluttajataso pystyvät tuottamaan yhtä laadukkaan kuvan kuin radiologiset näytöt.

Kehitys näyttötekniikoissa on nopeaa ja laitekanta on jo ehtinyt uusiutua Liukkonen väitöskirjan jälkeen. Tämän diplomityön tarkoitus on tutkia Satakunnan sairaanhoitopiirin alueen terveyskeskuksissa ja sairaaloissa radiologisten kuvien katseluun käytettyjen näyttöjen laatua. Tutkimuksen tavoitteena on kartoittaa näyttöjen laatua ja antaa suosituksia monitorien laadunvalvontaan. Tutkimuksia tehdään Satakunnan keskussairaalan klinikonäyttöillä ja terveyskeskuksissa, joissa Liukkonen väitöskirjan mukaan näyttöjen laatu on riittämätön.

Työn luvussa 2 käsitellään erilaisia näyttötekniikoita ja niiden toimintaperiaatteita sekä näyttöjen laadunvalvontastandardeja ja niihin liittyviä näyttöjen parametreja. Luvun tarkoitus on antaa yleiskuva näyttöjen toiminnasta ja radiologisten kuvien katseluun käytettyjen näyttöjen laadunvalvonnasta.

Luvussa 3 esitellään tutkimuksen taustaa ja sen tarkoitus. Lisäksi luvussa käsitellään aiempia tutkimuksia radiologisten kuvien katseluun käytettyjen näyttöjen laadunvalvonnasta ja niiden vaikutuksista tähän tutkimukseen ja sen tuloksiin.

Luvussa 4 esitellään käytetty mittauslaitteisto, mitattavat parametrit ja mittausmenetelmät. Lukuun 5 on kerätty tutkimuksen tulokset. Tuloksissa pyritään esittelemään mahdollisuuksien mukaan sekä yksittäisten näyttöjen tuloksia, että suurempien näyttöryhmien keskiarvoja. Lisäksi tuloksissa verrataan kalibroimattomia kuluttajataso DICOM-kalibroituuihin näyttöihin.

Luvussa 6 selvitetään tutkimuksen tuloksia. Kalibroimattomien näyttöjen tuloksia verrataan referenssiksi valittujen DICOM-kalibroitujen harmaasävynäyttöjen tuloksiin. Lisäksi tuloksista pyritään selvittämään DICOM-kalibroinnin ja kalliiden radiologisten näyttöjen käyttämisen tarpeellisuutta. Tulosten pohjalta annetaan suosituksia radiologisten kuvien katseluun käytettyjen näyttöjen laadunvalvonnasta ja mahdollisesta laitekanan uusimisen tarpeellisuudesta.

## 2. TEOREETTINEN TAUSTA

Tässä kappaleessa esitellään radiologisen kuvantamisen ja radiologisten kuvien katseluun käytettyjen näyttöjen taustaa. Aluksi kerrotaan yleistä tietoa radiologisesta kuvantamisesta, jonka jälkeen perehdytään erilaisiin näyttötekniikoihin. Niiden lisäksi esitellään radiologisten kuvien katselussa tärkeitä näyttöjen parametreja ja erilaisia standardeja ja suosituksia, joita on annettu aiheeseen liittyen.

### 2.1 Radiologisen kuvantamisen taustaa

Radiologisista kuvantamismenetelmistä röntgentutkimukset ovat yleisimpiä 3,6 miljoonalla vuosittaisella tutkimuksella. Näiden lisäksi hammasröntgentutkimuksia tehdään vuosittain 2,7 miljoonaa. Muut radiologiset kuvantamismenetelmät jäävät kauas taakse. Magneettitutkimuksia suoritetaan vuosittain 260 tuhatta ja isotooppitutkimuksia 40 tuhatta. [4]

Röntgentutkimukset sopivat parhaiten luiden kuvantamiseen, koska luut absorboivat tehokkaasti röntgensäteilyä. Röntgentutkimuksia käytetään kuitenkin myös pehmytkudosten tutkimuksiin, kuten keuhkojen kuvantamiseen ja mammografiaan. Pehmytkudostutkimuksissa kohteessa olevien muutosten kontrasti verrattuna muuhun kudokseen on matalampi kuin luiden kuvantamisessa. Tästä johtuen kuvankatseluun käytetty näyttö ja katseluympäristö nousevat entistä tärkeämpään rooliin.

Kuvantamisketju koostuu digitaalikuvaamisen aikana kolmesta alueesta: kuvan tuottamisesta, kuvan käsittelystä ja kuvan tarkastelusta näytöltä. Tarkasteltavan kuvan laadun määrää pääasiassa kuvantamisketjun heikoin lenkki. [1]

Röntgenlaitteet ovat pitkälle kehitettyjä ja kuvantamisessa syntyvät häiriöt ovat vähäisiä. Käytetyistä tekniikoista johtuen kuvissa on kuitenkin sekä geometrisiä vääristymiä että kuvan sumentumista. Geometriset vääristymät johtuvat röntgensäteiden vaimentumisesta anodilla, jolloin anodin puoleisella sädekeilan osalla on pienempi intensiteetti ja sädekeila on epähomogeeninen. Vääristymiä aiheuttavat lisäksi beam hardening -efekti eli pienienergistien fotonien suodattuminen pois sekä anodia lähempänä olevien kohteiden näkyminen kuvassa suurempana. Kuvan sumentumista aiheuttavat ei-pistemäinen säteilylähde ja korkea-energisien röntgensäteiden muuttuminen detektorilla useiksi matala-energisiksi fotoneiksi, jolloin yhden säteen aiheuttama signaali havaitaan laajemmalla alueella.

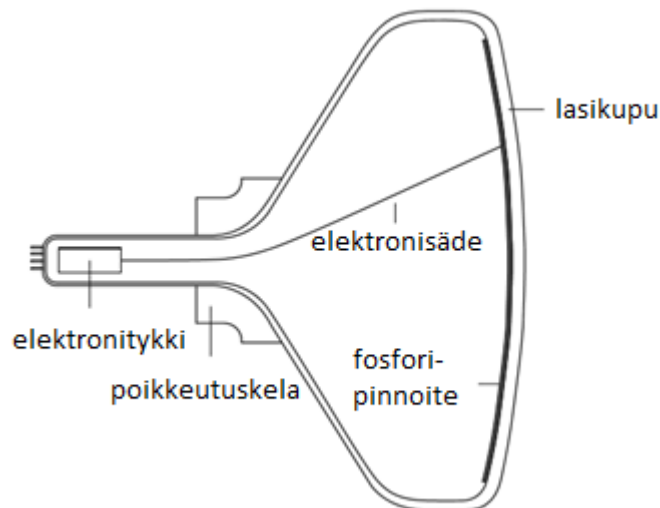
## 2.2 Näyttötekniikat

Tietokoneiden kanssa käytettävät näytöt ovat kehittyneet huomattavasti viimeisen kahden vuosikymmenen aikana. Seuraavissa kappaleissa käsitellään kolme yleisintä näyttötyyppiä ovat kuvaputkinäytöt (engl. cathode ray tube, CRT), nestekidenäytöt (engl. liquid crystal display, LCD) ja orgaaniset valodiodinäytöt (engl. organic light emitting diode, OLED). Lähes kaikki nykynäytöt ovat LCD-tekniikkaan perustuvia, mutta vielä 2000-luvun alussa CRT-tekniikka oli alan standardi. Tulevaisuudessa OLED-näytöt tulevat suurella todennäköisyydellä valtaamaan LCD-näyttöjen markkinaosuuden.

### 2.2.1 CRT-näyttö

Katodisädeputkiin perustuvat näytöt hallitsivat näyttömarkkinoita aina 1920-luvulta 2000-luvun alkuun asti. Vaikka ne kehittyivät ajan saatossa huomattavasti, niiden toimintaperiaate pysyi aina pohjimmiltaan samanlaisena. 2000-luvun alussa yleistyneet nestekidenäytöt ja muut ohuet näyttöpaneelit mahdollistavat tekniikat ovat syrjäyttäneet CRT-näytöt lähes kokonaan. [5]

CRT-näytössä kuva muodostuu elektronien osuessa näyttöpinnan loisteaineeseen tyhjiöputken etuosassa. Tyhjiöputken sisällä olevaa katodia kuumennetaan, jolloin siitä irtaota elektroneja. Elektronit ohjataan tyhjiöputken etuosaan keskitys- ja poikkeutuskelojen muodostamien magneettikenttien avulla. Kuvassa 1 on esitetty katodisädeputken perusrakenne. [5]



**Kuva 1.** Katodisädeputken perusrakenne, muokattu lähteestä [5]

CRT-näyttöjen merkittävin haitta on niiden suuri koko. LCD-näyttöihin verrattuna ne käyttävät myös enemmän energiaa, jolloin ne myös kuumenevat käytössä huomattavasti.

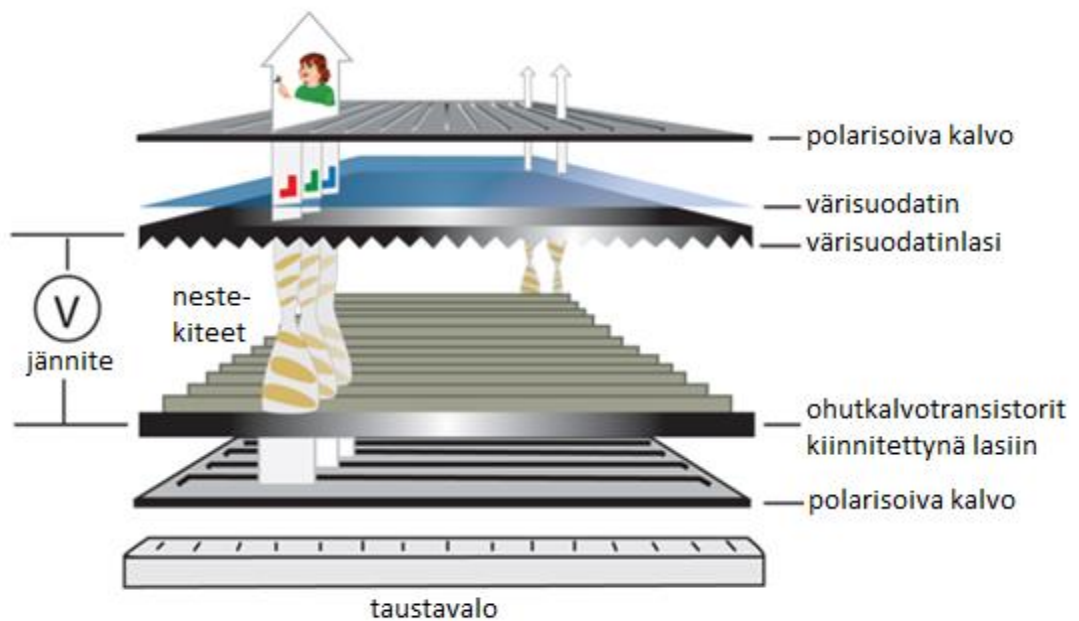
Erityisesti lääketieteellisten kuvien katseluun vaikuttavia ominaisuuksia ovat CRT-näytön heikko kirkkaus, mahdolliset geometriset vääristymät ja LCD-näyttöjä heikompi resoluutio. CRT-näyttö päihittää LCD-näytön kuitenkin kontrastissa ja mustan värin syvyudessa. Lisäksi ne ovat kykeneviä käyttämään useaa resoluutiota, toisin kuin LCD-näytöt, joiden kuva sumenee, kun käytetään muuta kuin natiiviresoluutiota. [6]

## 2.2.2 Nestekidenäyttö

Nestekidenäyttö perustuu nimensä mukaisesti nestekiteiden ominaisuuksiin taittaa valoa. Nestekiteet ovat pitkiä orgaanisia molekyylejä, jotka löydettiin jo vuonna 1888, mutta ensimmäinen nestekidenäyttö kehitettiin vasta vuonna 1968. Sen jälkeen yksinkertaisia nestekidenäyttöjä alkoi ilmestyä taskulaskimiin ja puhelimiin, ja nykyään ne ovat vallanneet näyttömarkkinat myös tietokoneissa ja televisioissa. [7]

Lähes kaikkia nestekidenäyttöjä ohjataan nykyisin aktiivimatriisilla. Aktiivimatriisinäytön ohjaus koostuu ohutkalvotransistoreista (engl. thin film transistor, TFT) ja kondensaattoreista. Jokaista pikseliä ohjaa yksi transistori ja kondensaattori. Näyttötekniikan nimi tulee siitä, että jokaista kuvapikseliä ohjataan aktiivisesti. Jokaiseen pikseliin tulee signaali sekä pysty- että vaakasuunnasta. Toinen signaali sisältää ohjausjännitteen eli tiedon pikselin tilasta ja toinen signaali ohjauspulssin. Ohjauspulssin nousevalla reunalla pikseliä ohjaava kondensaattori latautuu ohjausjännitteellä. Laskevalla reunalla pikseli eristyy muista pikseleistä. Kondensaattori pitää pikselin tilan samana seuraavaan ohjauspulssiin saakka. Pikselin eristyminen muista pikseleistä estää ylikuulumisen muihin pikseleihin. [8]

Nestekiteet ovat pitkiä orgaanisia molekyylejä, joilla on sekä nesteen että kiinteän aineen ominaisuuksia. Nestekidenäytöissä käytetään pääasiassa nemaattisia nestekiteitä, jotka järjestäytyvät pituussuunnassa, mutta ovat sijaintinsa perusteella epäjärjestyksessä. Nemaattisilla nestekiteillä on valoa taittavia ominaisuuksia, jotka riippuvat nestekiteiden järjestäytymisen suunnasta. Järjestäytymisen suuntaa voidaan helposti muuttaa sähkö- ja magneettikentillä, mihin myös nestekidenäyttöjen toiminta perustuu. [7] Kuvassa 2 on esitetty nestekidenäytön kalvorakenne. Riippuen käytetystä tekniikasta, käytetyt kalvot ja kalvojen järjestys saattavat vaihdella, mutta ovat kuitenkin aina pääpiirteissään samat. Yleisimmät nestekidenäytöissä käytetyt tekniikat ovat twisted nematic (TN) ja in-plane switching (IPS).



**Kuva 2.** TFT-nestekidenäytön rakenne, muokattu lähteestä [9]

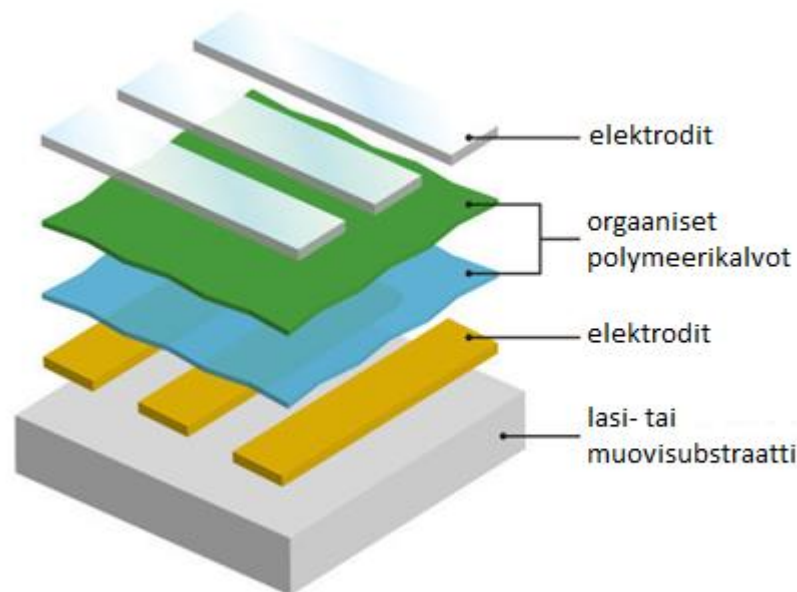
Yksinkertainen nestekidenäyttö koostuu nestekidesoluista, kohdistuskalvoista, jännitteen muodostavista elektrodeista sekä valoa polaroivista kalvoista. Nestekiteet asettuvat kuvan 2 mukaisesti kierteelle lepotilassa, sillä ne muodostavat löyhiä sidoksia keskenään ja kohdistusuorassa olevien kohdistuskalvojen kanssa. Nestekidesoluun tuleva valo polarisoidaan polarisoivalla kalvolla, ennen kuin se etenee nestekidesoluun. Lepotilassa oleva solu saa valon taittumaan niin, että se läpäisee myös toisella puolella kohtisuorassa olevan kalvon. Kun nestekiteeseen tuodaan jännite, nestekiteet järjestyvät uudelleen niin, että tuleva valo ei enää taitu, eikä siten myöskään läpäise toista polarisoivaa kalvoa. [7]

LCD-näytöt ovat huomattavasti CRT-näyttöjä pienempiä ja vähemmän virtaa kuluttavia. Lisäksi ne ovat CRT-näyttöjä kirkkaampia, jolloin niitä voidaan käyttää myös valoisaissa olosuhteissa. LCD-näyttöjen muodostama musta väri on todellisuudessa aina tummanharmaa, sillä nestekiteiden läpi pääsee aina hieman taustavaloa. Lääketieteellisten kuvien katselussa ongelmia saattaa aiheuttaa LCD-näyttöjen heikot katselukulmat. Riippuen käytetystä tekniikasta, LCD-näytön katselukulmat saattavat olla hyvinkin rajoittuneita, jolloin katselualan reunalla olevat alueet näyttävät värit vääristyneinä katselukulmasta johtuen.

### 2.2.3 OLED-näyttö

OLED-näyttö (engl. organic light emitting diode) perustuu orgaanisiin yhdisteisiin, jotka emittoivat valoa, kun niihin syötetään sähkövirtaa. OLED-näytöt ovat vielä kehitysvaiheessa ja ne ovat toistaiseksi liian kalliita saadakseen suurta kaupallista menestystä. Tietokoneen monitoreina OLED-näyttöjen käyttöä hankaloittaa ongelmat kuvan kiinnipalamisessa. Ensimmäisten OLEDien ongelmana oli varsinkin sinistä valoa tuottavan orgaanisen aineen elinikä. Nykyisin OLEDien eliniät ovat kuitenkin jo tarpeeksi suuria, jotta niitä voidaan käyttää esimerkiksi televisioissa ja mobiililaitteissa. OLED-näyttöjen tuomia etuja ovat parempi väritoisto, suurempi kontrasti sekä huomattavasti LCD-näyttöjä parempi vasteaika [10].

OLED-koostuu kuvan 3 mukaisesti erilaisista kerroksista. Katodin ja anodin välillä on kahta erilaista orgaanista ainetta, johtavaa ja emittoivaa. Sähkövirtaa syötetään kerrosten välillä niin, että elektronit siirtyvät johtavalta kerrokselta emittoivalle kerrokselle. Tämä luo johtavan kerroksen elektronikuorille aukkoja, joiden täytyessä emittoituu fotoni. Fotonin energia eli väri riippuu käytetystä orgaanisesta aineesta. [11]



*Kuva 3. OLED-näytön rakenne, muokattu lähteestä [12]*

OLED-näytön ohut rakenne mahdollistaa erittäin ohuiden näyttöjen valmistuksen muun muassa matkapuhelimiin tai erilaisille pinnoille. Tekniikka mahdollistaa myös taipuvien näyttöjen valmistuksen. OLED-näytöissä ei tarvita taustavaloa, jolloin näytöissä ei esiinny valovuotoa. Pikselit on mahdollista sammuttaa kokonaan ohjauksjännitettä muuttamalla, minkä vuoksi OLED-näytön kontrasti on LCD-näyttöä parempi. OLED-tekniikan ominaisuuksiin kuuluu myös kontrastin muuttumattomuus katselukulman vaihtuessa. OLEDit pystyvät vaihtamaan tilaansa nopeasti, jonka takia OLED-näytöt pystyvät suuriin virkistystaajuuksiin. [7]



## 2.3 Suorituskyvyn parametrit

Näyttöjen laadunvalvonnassa on otettava huomioon useita eri näytön sekä ympäristön ominaisuutta. American Association of Physicists in Medicine (AAPM) suositusten pohjalta tähän työhön valitut tärkeimmät mitattavat parametrit on selitetty tässä kappaleessa.

### 2.3.1 Luminanssi ja kontrasti

Näytön emittoiman valon määrän eli luminanssin SI-yksikkö on kandela neliometriä kohden ( $\text{cd}/\text{m}^2$ ). Diagnostisessa käytössä näytön luminanssiksi suositellaan vähintään  $200\text{--}300 \text{ cd}/\text{m}^2$  ja useimmissa maissa jopa enemmän [13]. Diagnostiikassa käytettyjen LCD-näyttöjen maksimiluminanssi on noin  $1000 \text{ cd}/\text{m}^2$  ja CRT-näyttöjen noin  $350 \text{ cd}/\text{m}^2$  [1].

Näytön luminanssivaste tarkoittaa näytön vastetta joillekin tietyille sisäänmenoarvoille. Näytön tuottama luminanssi vaihtelee välillä  $L_{min}$  ja  $L_{max}$ , jonka lisäksi näytöltä on havaittavissa ympäristöstä heijastuva valo  $L_{amb}$ . Tällöin näytöltä havaittavat luminanssit  $L'_{min}$  ja  $L'_{max}$  ovat muotoa

$$L'_{min} = L_{min} + L_{amb} \quad (1)$$

$$L'_{max} = L_{max} + L_{amb} \quad (2)$$

$$L'(p) = L(p) + L_{amb}, \quad (3)$$

jossa  $L(p)$  on luminanssin arvo minimi- ja maksimiluminanssin välillä sisäänmenoarvolla  $p$ . Kun näytön luminanssia mitataan näytön pintaan kiinni tulevalla luminanssimittarilla, joka estää ympäristön valon pääsyn sensorille,  $L_{amb}$  saa arvon 0 ja ympäristön aiheuttamia heijastuksia ei tarvitse ottaa huomioon tulosten laskennassa.

Kahden eri luminanssitason väliä kutsutaan kontrastiksi. Kun ympäristön valaistus on minimissään, näytön minimi- ja maksimiluminanssin suhdetta kutsutaan kontrastisuhteeksi. [14]. Tyypillisen LCD-näytön kontrastisuhte on 600:1 ja CRT-näytön 3000:1. Riippuen käytetystä tekniikasta, LCD-näyttöjen kohdalla kontrastisuhte saattaa olla riippuvainen katselukulmasta, kun taas CRT-näytöillä kontrastisuhte on katselukulmasta riippumaton. [13] Jos mittaukset suoritetaan niin, että ympäristön valo pääsee heijastumaan näytöltä, saatua luminanssitason suhdetta kutsutaan luminanssisuhteeksi [14].

Näytön suorituskyky ei ole suoraan riippuvainen näytön maksimiluminanssista. Näytön luminanssivaste voidaan kalibroimalla asettaa ideaaliseksi jokaisella harmaasävyllä maksimiluminanssista riippumatta. Suuren maksimiluminanssin omaava näyttö pystyy kuitenkin toistamaan suuremman määrän harmaasävyjä kuin pienen maksimiluminanssin

omaava näyttö. Lisäksi näytöstä heijastuvalla ympäristön valolla on pienempi vaikutus kuvanlaatuun maksimiluminanssin ollessa korkea.

### 2.3.2 Luminanssin tasaisuus

Luminanssin tasaisuus kertoo näytön minimi- ja maksimiluminanssin erotuksen, kun näytöltä tarkastellaan yhtenäistä kuvaa. CRT-näyttöissä luminanssin vaihtelu johtuu elektronisuihkun kulkemasta matkasta ja osumakulmasta fosforikalvoon sekä fosforikalvon ja lasikuvun epätasaisesta paksuudesta. LCD-näyttöjen luminanssin epätasaisuus johtuu pääasiassa yksittäisten pikselien luminanssien eroista, sekä taustavalon sijoittelusta. [14; 15].

Luminanssin tasaisuus ilmoitetaan prosenttiosuutena näytön maksimi- ja minimiluminanssin erotuksesta niiden keskiarvoon.

$$\text{Luminanssin tasaisuus (\%)} = 200 * \frac{L_{max} - L_{min}}{L_{max} + L_{min}} \quad (4)$$

### 2.3.3 GSDF-luminanssivaste

National Electrical Manufacturers Association (NEMA) ja American College of Radiology (ACR) julkaisemassa Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) -standardissa määritellään, miten lääketieteellisen kuvan pikseliarvot muunnetaan luminanssiksi. Tätä yhtälöä kutsutaan nimellä Grayscale Standard Display Function (GSDF). GSDF-funktio ottaa huomioon silmän kontrastiherkkyden, eikä sen vuoksi muuta harmaasävyjä luminanssiksi lineaarisesti. Silmä on herkempi havaitsemaan erot kuvan kirkkaassa osassa, joten pienempi harmaasävyn muutos kirkkaalla alueella riittää tuottamaan havaittavan eron kuvaan. Funktio on toteutettu niin, että suhteelliset muutokset pikseliarvoissa vastaavat yhtä suuria muutoksia näköaistimuksissa. [16]

GSDF-luminanssivaste on johdettu Bartenin mallista. Bartenin mallin mukaan pienin ihmisen havaittavissa oleva luminanssimuutos on yksi just-noticeable difference (JND) luminanssialueella 0,05–4 000 cd/m<sup>2</sup>. Tälle alueelle mahtuu 1023 JND-indeksiä. GSDF-luminanssivasteen avulla voidaan laskea luminanssi JND:n funktiona. [16] Funktion mukainen kuvaaja on piirretty esitetty myöhemmin kuvassa 11.

$$\log_{10} L(j) = \frac{a + c \cdot \ln(j) + e \cdot (\ln(j))^2 + g \cdot (\ln(j))^3 + m \cdot (\ln(j))^4}{1 + b \cdot \ln(j) + d \cdot (\ln(j))^2 + f \cdot (\ln(j))^3 + h \cdot (\ln(j))^4 + k \cdot (\ln(j))^5} \quad (5)$$

jossa j tarkoittaa JND-indeksiä, ja kirjaimet a–m seuraavia vakioita

$$\begin{aligned} a &= -1,3011877, \\ b &= -2,5840191 \cdot 10^{-2}, \\ c &= 8,0242636 \cdot 10^{-2}, \\ d &= -1,0320229 \cdot 10^{-1}, \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 e &= 1,3646699 \cdot 10^{-1}, \\
 f &= 2,8745620 \cdot 10^{-2}, \\
 g &= -2,5468404 \cdot 10^{-2}, \\
 h &= -3,1978977 \cdot 10^{-3}, \\
 k &= 1,2992634 \cdot 10^{-4} \text{ ja} \\
 m &= 1,3635334 \cdot 10^{-3}.
 \end{aligned}$$

GSDF-luminanssivasteen tavoitteena on mahdollistaa DICOM-standardin mukaisesti tallennetun kuvan toistamisen DICOM-kalibroidulla näytöllä aina yhtenevästi. Sovellukset tallentavat radiologiset kuvat tietokoneen muistiin harmaasävyin arvoina. Kun kuva halutaan toistaa näytöllä, kuvan tiedot lähetetään pikselikohtaisina p-arvoina (engl. p-value, presentation value) näytönohjaimelle. Näytönohjain muuntaa p-arvot digitaalisiksi ohjaustasoiksi (engl. digital driving level, DDL), joiden tietty arvo vastaa tiettyä näytön luminanssia. GSDF-luminanssivasteen tarkoitus on mahdollistaa p-arvojen muuttamisen DDL:ksi siten, että näytön ulostuloluminanssi on etukäteen tiedossa. [14; 16]

### 2.3.4 Illuminanssi

Illuminanssi määritellään pintaan osuvan valovirran määränä. Illuminanssin SI-järjestelmän mukainen yksikkö on luks. Illuminanssin avulla mitataan näytölle osuvan ympäristöstä tulevan valon määrää, jolla on suuri vaikutus näytöllä havaittavan kuvan laatuun. Suuri illuminanssi heikentää näytöltä havaittavaa kontrastierotuskykyä ja siten huonontaa kuvanlaatua. Lisäksi näytölle voi tulla suorja heijastumia esimerkiksi ikkunasta tai lampusta, mikä heikentää kykyä nähdä heikkokontrastisia kohteita kuvassa. Diagnostiikassa käytetyt näytöt tulisi sijoittaa niin, että suorja heijastumia ei tule ja huoneen valaistus on pieni tai vaihtoehtoisesti helppo himmentää.

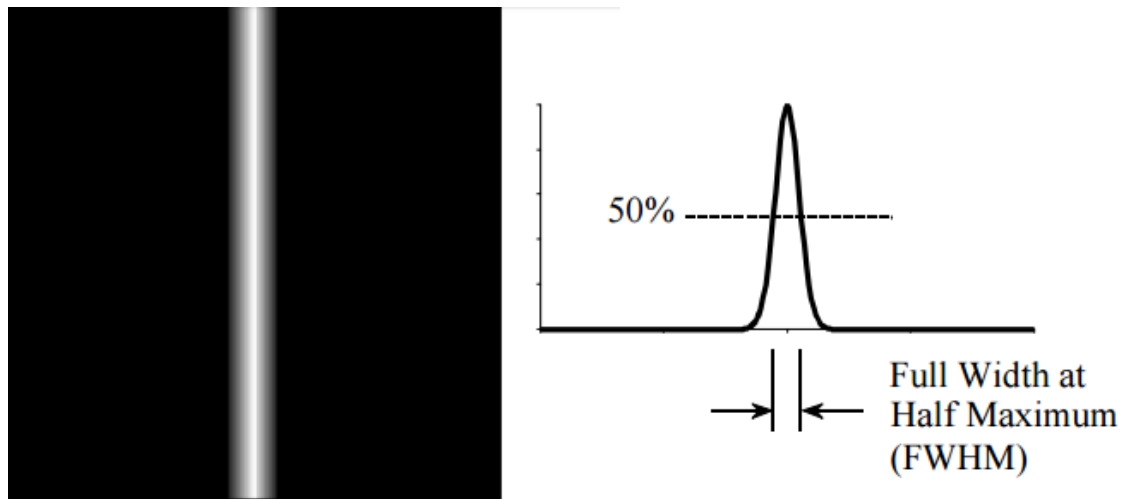
Illuminanssin vaikutus kuvankatseluun riippuu näyttöpinnan ominaisuuksista heijastaa valoa. Valo heijastuu näyttöpinnasta kahdella tavalla. Peiliheijastuksessa valonsäde heijastuu peilimäisesti siroamatta näyttöpinnasta. Tällöin näytön pinnalle syntyy tarkka kuva valonlähteestä, joka häiritsee tarkasteltavan kuvan tulkintaa. Toinen heijastuksen muoto on hajaheijastus, jossa valonsäde siroaa näyttöpinnasta moneen suuntaan. Hajaheijastus ei aiheuta korkeakontrastisia kuvia valonlähteistä, mutta se lisää tasaisesti näytöltä silmiin saapuvan valon määrää. Tällöin kuvan kontrasti heikkenee varsinkin kuvan tummilla alueille. [1] Todellisuudessa näyttöpinnasta tapahtuvassa heijastuksessa on sekä peili- että hajaheijastuksen piirteitä. Molempien heijastuksien vaikutus kuvankatseluun tulee ottaa huomioon.

GSDF-standardin mukainen kalibrointi tulisi suorittaa kuvankatselutilan ympäristön valaistus huomioon ottaen. Kuvankatselutiloissa on kuitenkin vaikeaa ylläpitää aina samantyyppistä valaistusta, johon vaikuttaa esimerkiksi muista näytöistä tuleva valo, huoneen lamput ja päivän kirkkaus, mikäli huoneessa on ikkunoita. [17]

### 2.3.5 Paikkaresoluutio

Näytön paikkaresoluutio tarkoittaa laitteen kykyä toistaa kuvapikselit sumentumatta. Huono paikkaresoluutio on etenkin CRT-näytöissä ongelma niiden rakenteen ja toimintaperiaatteen takia. CRT-näytöissä elektronisuihku poikkeutetaan erilaisilla magneettikeiloilla näyttöpinnalle, mikä on mahdotonta tehdä erittäin tarkasti. LCD-näyttöjen paikkaresoluutio on erittäin hyvä, koska pikselit ovat erillisiä kokonaisuuksia ja ovat siten toisistaan riippumattomia.

Paikkaresoluutiota voidaan mitata syöttämällä järjestelmään pistefunktio eli tässä tapauksessa joko yksittäinen pikseli tai yhden pikselin levyinen viiva. Ideaalisessa tilanteessa pikseli ei sumennu ollenkaan. Kuvassa 4 on esitettyä viivanhajontafunktio (engl. line-spread function) ja hahmotelma sen kuvaajasta, jossa pystyakselilla on havaitun valon voimakkuus ja vaakakselilla etäisyys näytöllä.



*Kuva 4. Esimerkki viivanhajontafunktioista ja [18]*

Pikselin sumentumista voidaan mitata full width at half maximum -arvolla (FWHM) eli havaitun viivan leveydellä, kun pikselin intensiteetti putoaa puoleen. FWHM-arvon määrittäminen on esitetty myös kuvassa 4.

## 2.4 Standardit ja suositukset

Radiologisten näyttöjen laadunvalvonnasta ei ole olemassa standardeja, joita on pakko noudattaa. Näyttöjen laatua ja laadunvalvontaa on kuitenkin yritetty yhtenäistää erilaisilla suosituksilla, joista tärkein on AAPM:n vuonna 2005 julkaisema raportti. AAPM:n raportin lisäksi on useita muita suosituksia ja standardeja, jotka kuitenkin ottavat huomioon vain osan laadunvalvonnan osa-alueista. Tässä kappaleessa käydään lyhyesti läpi tärkeimmät standardit ja suositukset, niiden tärkein sisältö sekä käyttötarkoitukset lääketieteellisessä kuvantamisessa.

### 2.4.1 American Association of Physicists in Medicine

American Association of Physicists in Medicine julkaisi vuonna 2005 raportin, joka sisältää laadunvalvontastandardeja radiologisten kuvien katseluun käytetyille monitoreille. Vuonna 1994 julkaistujen AAPM:n ohjeistusten mukaan elektronisten näyttöjen laadusta ja laadunvalvonnasta vastuu kuuluu sairaalafyysikolle. Ohjeistuksissa ei kuitenkaan ollut mitään ohjesääntöjä laadunvalvonnan suorittamiseen, vaikkakin elektronisten näyttöjen laatua ja laadunvalvontaa alettiin tutkia tarkemmin jo 1990-luvulla. Vuoden 2005 raportin laadunvalvontaohjeistukset pyrkivät kattamaan laajasti näyttöjen eri parametrit ja esittämään niille helposti toteutettavissa olevat laadunvalvontamittaukset testikuvineen. [14]

Ennen AAPM:n suositusten julkaisemista, elektronisten näyttöjen laadunvalvonnasta ei ollut yhteneviä standardeja. Laadunvalvontaa oli kuitenkin pyritty toteuttamaan jo aiemmin, mutta suositukset ja ohjeet laadunvalvonnasta olivat hajanaisia. [14] Näihin aiempiin suosituksiin kuuluvat muun muassa Society of Motion Picture and Television Engineersin (SMPTE) vuonna 1991 julkaisemat testikuvat laadunvalvonnan suorittamiseen ja American College of Radiologyn (ACR) ja NEMAn julkistamat DICOM- ja Grayscale Standard Display Function (GSDF) -standardit. AAPM:n tavoitteena oli yhdistää hajanaiset suositukset ja standardit yhdeksi kattavaksi kokonaisuudeksi. [14]

Aiemmin käytössä olleiden käytäntöjen ja ACR:n laadunvalvontasuositusten perusteella AAPM jakaa monitorit primääri- ja sekundäärimonitoreihin. Primäärinäytöksi lasketaan näyttölaite, jonka avulla tehdään diagnooseja radiologisista kuvista. Sekundäärinäytöltä voidaan tarkastella radiologisia kuvia, jolloin varsinainen lausunto tulisi tehdä kuitenkin primäärinäytöltä. Primäärinäytön tulee siten täyttää huomattavasti sekundäärinäyttöä tarkemmat laadunvalvontastandardit. [14]

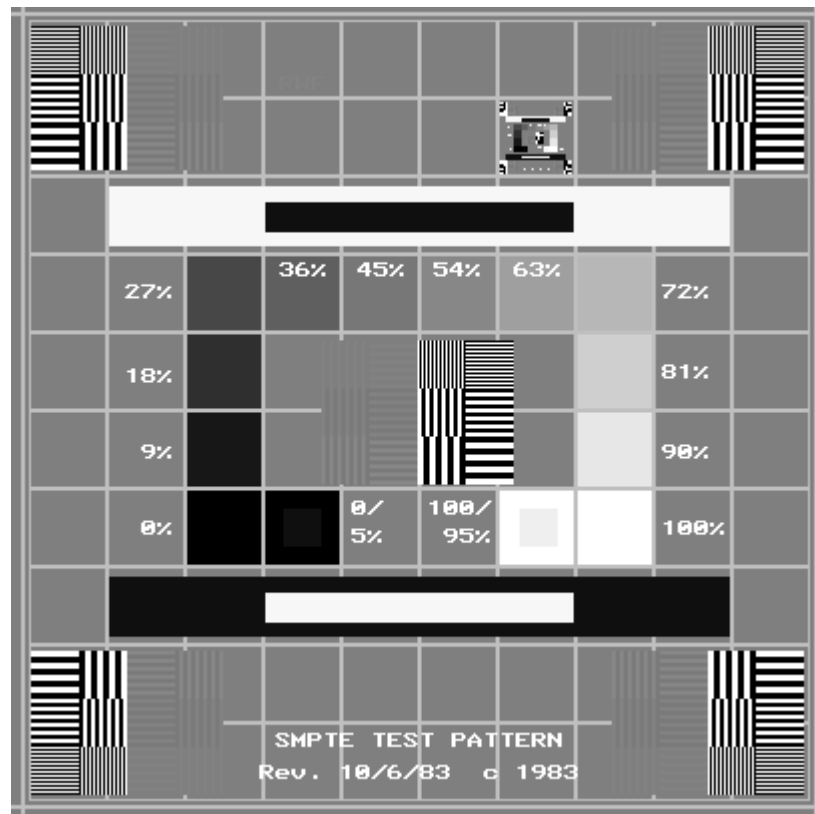
AAPM:n suosittelemat testit sisältävät sekä visuaalisesti tehtäviä arviointeja, että testilaitteiden avulla tehtyjä mittauksia. Kaikkien suositeltujen testien suorittamiseen tarvittavat mittalaitteet ovat luminanssimittari, illuminanssimittari ja kolorimetri. Jokaiselle mittalaitteelle on annettu vaaditut toimintavälit ja mittausten tarkkuudet. Näyttöille tehtävät testit ottavat huomioon eri näyttötekniikat ja ne sisältävät yleisten testien lisäksi näyttötekniikoille ominaisia testejä sekä CRT- että LCD-näyttöille. [14] Valittaessa laadunvalvontatestejä tähän tutkimukseen, kyseinen asia otettiin huomioon, sillä osa laadunvalvontatesteistä on tehty erityisesti kuvaputkinäytöt silmällä pitäen, eivätkä siten ole enää tarkoituksenmukaisia.

Raportti sisältää AAPM:n ehdotukset laadunvalvonnassa käytetyistä testikuvista. Testikuvat ovat tarjolla raportin sähköisen version yhteydessä, jonka lisäksi testikuvat on dokumentoitu raportissa niin hyvin, että ne on mahdollista muodostaa itse kuvankäsittelytyökaluilla. Kaikki testikuvat on nimetty raporttia tehneen työryhmän mukaan TG18-xyz-muotoisiksi, jossa xyz on lyhenne testikuvan käyttötarkoituksesta ja testikuvan variaation numerosta. [14]

Laadunvalvontatestit ottavat kattavasti huomioon sekä itse näytön ominaisuudet, että näytön ympäristön vaikutuksen kuvankatseluun. Tämän työn mittaukset on suoritettu AAPM:n suosittelimilla tekniikoilla ja niitä verrataan raportin mukaisiin viitearvoihin. Tarkemmin laadunvalvontatesteistä, niihin liittyvästä teoriasta ja raja-arvoista kerrotaan tulevissa kappaleissa.

## 2.4.2 The Society of Motion Picture and Television Engineers

SMPTE on vuonna 1916 perustettu amerikkalainen yhdistys, joka on kehittänyt monia näyttöihin ja televisioihin liittyviä standardeja väritelevisiosta teräväpiirtoon. [19] Lääketieteellisen kuvantamisen alalla yhdistys on julkaissut vuonna 1986 ohjeet näyttöjen kuvanlaadun arviointiin käytettävän testikuvan luomiseen ja sen avulla kuvanlaadun määrittämiseen. SMPTE:n määrittelyn mukaiset testikuvat ovat olleet laajalti käytössä radiologisten kuvien katseluun käytettyjen näyttöjen laadunvalvonnassa, mutta AAPM:n julkaisemat TG18-testikuvat ovat pitkälti syrjäyttäneet ne. Kuvassa 5 on esitetty SMPTE:n julkaisemilla ohjeilla rakennettu testikuva.



*Kuva 5. SMPTE:n määrittelyn mukainen testikuva radiologisten kuvien katseluun käytettyjen näyttöjen kalibroinnille [20]*

SMPTE:n julkaisussa annetaan vain ohjeet näyttöjen kuvanlaadun arvioimiseen käytettävän testikuvan luomiseen, eikä pidä sisällään suosituksia näytöiltä vaadittavien parametrien arvoista. SMPTE:n määrittelyn mukaisen testikuvan 5% ja 95% harmaasävyt valkoisella ja mustalla taustalla ovat olleet suosittuja luminanssivasteen pikakalibroinnissa. Kun molemmat alueet ovat erotettavissa taustastaan, voidaan varmistua, että näyttöä ei ole kalibroitu niin, että joko vaaleat tai tummat alueet leikkautuvat kokonaan pois.

### 2.4.3 Digital Imaging and Communications in Medicine

Digitaalisten kuvantamismenetelmien lisääntymisen myötä 1970-luvulla ACR ja NEMA tiedostivat tarpeen yhtenäistää standardeja radiologisten kuvien käsittelyssä, varastoinnissa ja esittämisessä eri valmistajien ja kuvantamisketjun laitteiden välillä. [21] Vuonna 1983 ACR ja NEMA muodostivat yhdessä komitean, jonka tehtävänä oli standardisoida kuvien käsittely koko kuvantamisketjussa ja ylläpitää kyseistä standardia. AAPM käyttää laadunvalvontasuosituksissaan DICOM-standardissa PS 3.14 esitettyä GSDF-luminanssivastetta harmaasävyjen yhdenmukaisesta esittämisestä. [16] GSDF-luminanssivasteesta kerrotaan tarkemmin tulevissa kappaleissa.

DICOM-standardin tavoitteena on yhtenäistää lääketieteellisessä kuvantamisessa käytettyjen laitteiden tallennus-, tiedonsiirto- ja tiedon esittämismenetelmät. Tällöin kuvia voidaan tallentaa millä tahansa laitteella standardin mukaiseen PACS-arkistointijärjestelmään (engl. picture archiving and communication systems) ja hakea kuvat arkistosta siten, että ne voidaan esittää jokaisella standardin mukaisella laitteella yhtenevästi. DICOM-standardin avulla eri laitevalmistajien laitteet ja laitteiden mallit toimivat ristiin keskenään. DICOM-standardi ei ota yksityiskohtaisesti kantaa siihen, miten eri laitevalmistajien tulee valmistaa standardin mukainen laite, se antaa vain standardit, protokollat ja ohjeet, kuinka laitteen tulee toimia. [21]

### 2.4.4 Säteilyturvakeskus

Säteilyturvakeskus on tehnyt säteilyturvallisuusohjeet eli ST-ohjeet, jotka sisältävät tärkeimmät radioaktiivisiin aineisiin sekä niiden käsittelyyn ja käyttöön liittyvät säädökset, määräykset, ohjeet ja kansainväliset sopimukset. ST-ohjeissa otetaan kantaa myös radiologisten kuvien katseluun käytettyjen näyttöjen suorituskykyyn ja laadunvalvontaan. ST-ohjeiden liitteeksi säteilyturvakeskus on julkaissut vuonna 2008 omat suosituksensa röntgenlaitteiden ja kuvankatselulaitteiden laadunvalvonnan suorittamisesta Terveystieteiden tutkimuskeskuksen röntgenlaitteiden laadunvalvontaoppaassa [22].

ST-ohjeeseen 3.3 [23] on kerätty vaatimukset röntgentutkimuksissa käytettyjen laitteiden laadunvalvonnalle. Tarkemmat ohjeet laadunvalvontatestien suorittamiseen on esitetty erillisessä Säteilyturvakeskuksen julkaisemassa laadunvalvontaoppaassa. Laadunvalvon-

taoppaan mukaan AAPM:n esittämät laadunvalvontastandardit radiologisten kuvien katseluun käytetyille näytöille ovat epärealistisen raskaita. Oppaan suositukset perustuvat AAPM:n esittämiin standardeihin, mutta ovat kuitenkin niitä kevyemmät.

Laadunvalvontaopas jakaa suoritettavat testit kahteen kategoriaan. Kuvamonitorin käyttäjän usein suorittamiin testeihin ja harvemmin suoritettaviin teknisiin testeihin. Tekniset testit ovat perusteellisempia ja niiden tuloksia tarkastellaan laajemmin. Taulukkoon 1 on kerätty näytöille suositellut testit, niiden laajuus ja suorittamisväli.

*Taulukko 1. Säteilyturvakeskuksen suosittelemat testit [22]*

	<b>Testi tai ominaisuus</b>	<b>Tarkoitus</b>	<b>Suosittelu suoritusväli enintään</b>
<b>Käyttäjän testit</b>	Käyttöympäristö	Tarkistaa näytön katseluolosuhteet	1 vk
	Visuaalinen yleisarviointi	Tarkistaa näytön toiminta visuaalisesti testikuvasta	1 vk
<b>Tekniset testit</b>	Käyttöympäristö	Tarkistaa kuvamonitorin katseluolosuhteet	1 v
	Visuaalinen yleisarviointi	Tarkistaa kuvamonitorin toiminta visuaalisesti testikuvasta	1 v
	Luminanssin taseisuus	Tarkistaa luminanssin taseisuus koko kuva-alalla	1 v

Taulukossa mainittujen testien lisäksi laadunvalvontaoppaassa suositellaan luminanssivasteen mittausta vuoden välein kuvien lausuntatiloissa oleville monitoreille. Lisäksi tarvittaessa näytöt tulee tarkistaa katselukulmat, kuvan vääristyminen, huntuloiste, näytön väri, pikselivirheet, bittisyvyys ja välkkyminen. [22]



### 3. TUTKIMUKSEN TARKOITUS

Tutkimuksen tarkoitus on selvittää diagnostiikkaan käytettyjen näyttöjen laatua Satakunnan sairaanhoitopiirin alueella. Tutkimukseen pyrittiin valitsemaan näyttöjä, joita ei ole tarkoitettu lääketieteellisten kuvien katseluun, mutta joilta tehdään kuitenkin diagnooseja ilman radiologin lausuntoa. Tällaisia näyttöjä löytyy esimerkiksi terveyskeskuksista ja ortopedien vastaanotoilta. Terveyskeskuksissa ilman radiologin lausuntoa jää Liukkosen väitöskirjan [1] mukaan noin 60 % röntgentutkimuksista.

Mittaukset pitävät sisällään erilaisia näytölle tehtäviä mittauksia sekä näytön ja sen ympäristön visuaalista arviointia. Saatujen tulosten perusteella pyritään antamaan suosituksia uusien näyttöjen hankintaan, vanhojen näyttöjen kalibrointiin tai katselutilan muokkaamiseen paremmin diagnostiikkaan soveltuvaksi.

Näytön laatu ja ympäristön valaistus ovat erittäin tärkeitä tekijöitä röntgenkuvien katselussa. Näytön laadun, DICOM-kalibroinnin ja ympäristön valaistuksen vaikutuksesta kuvankatseluun on tehty monia tutkimuksia. Kallio-Pulkkinen [24; 25] et al. on julkaissut vuonna 2015 kaksi tutkimusta, joissa selvitetään kuluttajataso näyttöjen sopivuutta hammasröntgenkuvien katseluun. Tutkimuksissa verrattiin kalibroimattomia ja DICOM-kalibroituja kuluttajataso näyttöjä radiologisiin näyttöihin. Toisessa tutkimuksessa tarkasteltiin hampaiden panoraamaröntgenkuvia ja toisessa hampaiden bitewing-röntgenkuvia. Kuvien tarkastelut suoritettiin sekä hämärässä että kirkkaassa valaistuksessa. Molemmissa tutkimuksissa todettiin DICOM-kalibroittujen kuluttajataso näyttöjen olevan lähes yhtä hyviä diagnoosin tekemiseen röntgenkuvista kuin radiologiset näytöt. Kalibroimattomat kuluttajataso näytöt ovat tutkimusten mukaan selvästi huonompia erityisesti kirkkaassa valaistuksessa ja matalakontrastisten kohteiden havaitsemisessa.

Kuluttajille suunnattujen näyttöjen sopivuutta radiologisten kuvien katseluun ovat tutkineet myös McIlgorm et al. [3] ja Lowe et al. [2] McIlgormin et al. tekemässä tutkimuksessa selvitettiin DICOM-kalibroittujen kuluttajataso näyttöjen eroa radiologisiin näyttöihin. Näyttöjä vertailtiin tarkastelemalla 8-bittisiä hammasröntgenkuvia. Kaikki tutkittavat näytöt olivat kalibroitu siten, että ne olivat AAPM:n suosittelman 10% marginaalin sisällä GSDF-standardin mukaisesta luminanssivasteesta. Tutkimuksen mukaan DICOM-kalibroidut kuluttajataso näytöt ovat kuvanlaadultaan yhtä hyviä radiologisten näyttöjen kanssa.

Lowen et al. tutkimuksessa [2] verrattiin 36 kuluttajataso näyttöä ennen kalibrointia ja DICOM-kalibroinnin jälkeen. Tutkimuksessa näyttöjen maksimiluminanssit pysyivät samana, mutta minimiluminanssit paranivat joissakin tapauksessa, parantaen samalla myös kontrastisuhdetta. Kalibroinnin jälkeen kaikki näytöt pystyivät esittämään huomattavasti

enemmän toisistaan erottuvia harmaasävyjä. Tutkimuksessa todetaan myös, että vaihtelevuus eri näyttöjen suorituskäytössä DICOM-kalibroinnin jälkeen on edelleen ongelma kuluttajatasoissa.

Aikaisempien tutkimusten mukaan kuluttajatasoissa näyttöjen on siis mahdollista saada täyttämään lääketieteelliset standardit. Tutkimuksissa kuluttajatasoissa näyttöjen luminanssivaste on saatu kalibroitua primäärinäytön vaatimalle 10% virhemarginaalin sisälle GSDF-standardista. Terveyskeskuksissa ja sairaaloissa lääkäreiden omissa huoneissa olevat kuluttajatasoissa näyttöjen olisi siis mahdollista kalibroida vähintään sekundäärinäytön vaatimalle tasolle.

## 4. MITTAUSMENETELMÄT JA AINEISTO

Kappaleessa esitellään käytettävä mittauslaitteisto ja sen käyttö mittauksissa, testikuvat ja niiden käyttöön liittyvät mittausmenetelmät sekä tulosten tarkasteluun ja laskentaan käytettävää ja AAPM:n viitearvot. Lisäksi esitellään lyhyesti mitattavat näytöt ja niiden perustiedot.

### 4.1 Mittauslaitteisto

Luminanssimittaukset suoritettiin Unfors Xi -merkkisellä mittarilla. Mittari koostuu perusyksiköstä sekä erilaisista USB-kaapelilla kytkettävistä antureista. Mittauksissa käytettiin valoanturia, jolla on mahdollista mitata sekä näytön luminanssia, että huoneen illuminanssia. Luminanssimittauksia varten valoanturin päähän kiinnitettiin optinen putki, joka estää ympäröivän valon pääsyn anturille. Mittauslaitteisto on esitetty kuvassa 6.



**Kuva 6.** Mittauksissa käytetty Unfors Xi -mallinen luminanssimittari. Vasemmalla optinen putki, keskellä valoanturi ja oikealla mittarin perusyksikkö

Luminanssimittari on tehdaskalibroitu 16.9.2014. Sekä luminanssi- että illuminanssimittauksille annetaan kalibrointitodistuksessa tarkkuudeksi  $\pm 3\%$ . Luminanssimittarin mittausalue on  $0,05 - 50\,000\text{ cd/m}^2$  ja resoluutio  $0,01\text{ cd/m}^2$ . Mittarin poikkeama CIE-standardin spektrivasteesta on 4%. Kalibrointiin käytetyt välineet ovat jäljitettävissä National

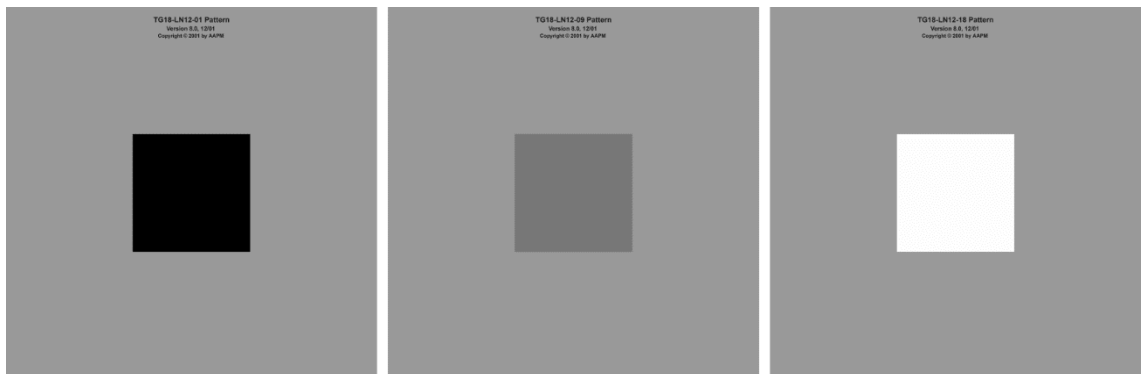
Institute of Standards and Technologyn laitteisiin. Mittarin ominaisuudet vastaavat kaikkia muita AAPM:n suosituksia, paitsi poikkeamaa CIE-standardin spektrivasteesta, jonka suositusarvo on 3%.

## 4.2 Mittausmenetelmät

Kappaleessa selvitetään tutkimuksessa käytetyt mittausmenetelmät. Mittauksissa käytettiin AAPM:n raportissa [14] esitettyjä TG18-testikuvia. Kaikki näytöille tehdyt testit suoritettiin AAPM:n suositusten mukaisesti.

### 4.2.1 Luminanssi

Luminanssin mittaamiseen käytettiin aiemmin esiteltyä Unfors Xi -mittaria. Mittariin yhdistettiin USB-johdolla valoanturi. Mittarin anturin päälle kiinnitettiin optinen putki, joka asetettiin mitattavaan kohtaan näytölle. Putken tarkoituksena on estää ympäröivän valon pääsy anturilla ja siten poistaa sen vaikutus mittaustuloksiin sekä pitää sensorin paikka vakiona suhteessa näyttöpintaan. Luminanssimittauksissa käytettiin AAPM:n suosittelamia testikuvia TG18-LN12-01–TG18-LN12-18, joista kolme on esitetty kuvassa 7.



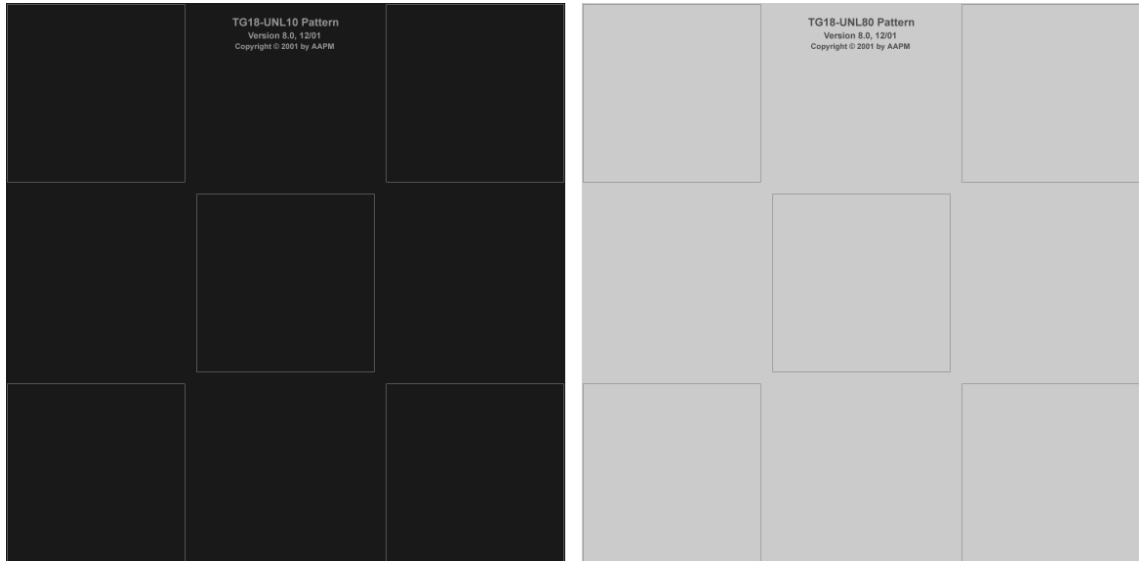
**Kuva 7.** AAPM:n tarjoamat testikuvat monitorin luminanssimittauksiin. Testikuvien koodit vasemmalta oikealle ovat TG18-LN12-01, TG18-LN12-09 ja TG18-LN12-18

Testikuvat on esitetty tässä työssä huomattavasti alkuperäistä pienemmässä koossa, jolloin niiden laatu ja yksityiskohtien erottuminen on heikentynyt. Kuvat on liitetty esimerkkinä antamaan yleiskuva mittauksista. Alkuperäiset kuvat ovat saatavilla ilmaiseksi AAPM:n verkkosivuilta .tiff ja .dcm -muodoissa.

Testikuvat asetettiin keskelle näyttöä niin, että keskellä olevan neliön koko oli luminanssimittarin putkea suurempi. Mittaukset suoritettiin kaikille 18 testikuvulle, mikä on AAPM:n suositusten mukaan riittävä määrittämään näytölle GSDF-luminanssivaste. Kirkkainta testikuvaa käytettiin määrittämään näytön maksimiluminanssi. Tummin ja kirkkaimman testikuvan avulla määritettiin näytön kontrastisuhde.

Näyttöjen luminanssivastetta arvioitiin luminanssimittarin lisäksi silmämääräisesti käytämällä kuvassa 9 esitettyä yleistestikuvaa TG18-QC. Testikuvan alaosassa on kolme erisävyistä ”QUALITY CONTROL” -tekstiä, joiden tulisi olla näkyvissä. Niiden yläpuolella on lisäksi kaksi neliötä, joiden sisällä on erisävyinen neliö. Sisäkkäisten neliöiden tulisi olla erotettavissa toisistaan.

Luminanssin tasaisuuden mittaamisen käytettiin kuvassa 8 esitettyjä testikuvia TG18-UNL10 ja TG18-UNL80. Kuvat ovat täysin yksivärisiä lukuun ottamatta eri alueita jakavia viivoja.

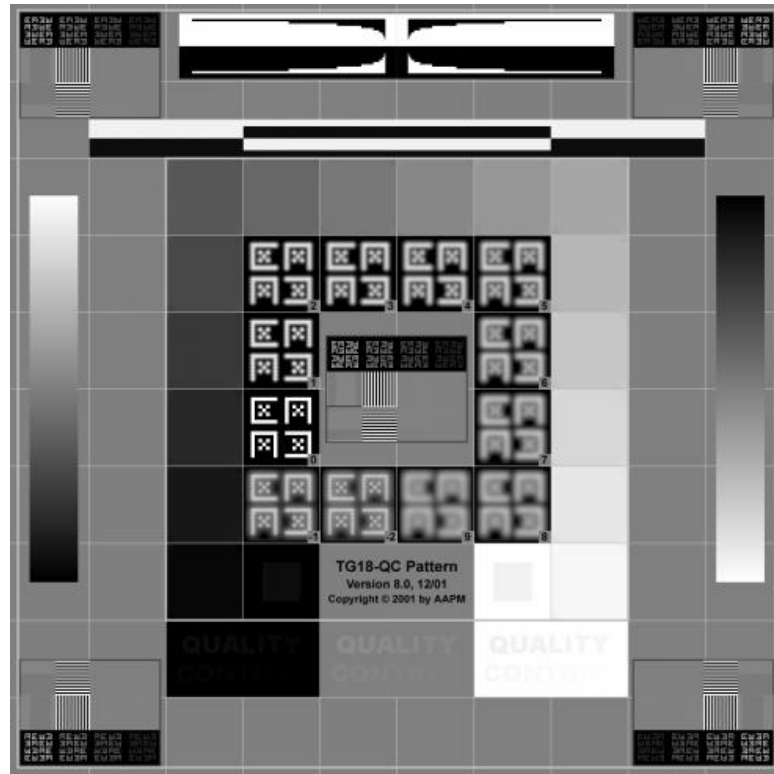


**Kuva 8.** AAPM:n tarjoamat testikuvat luminanssin tasaisuuden mittaukselle. Vasemmalla testikuva TG18-UNL10 ja oikealla testikuva TG18-UNL80

Neliön muotoiset testikuvat asetettiin näytölle niin, että ne peittivät koko näytön pystysuunnassa. Tällöin testikuvan nurkat eivät ole täysin näytön nurkissa, mutta ovat kuitenkin pääasiallisen tarkastelualueen reunoilla. Mittaustulokset kirjattiin jokaisesta testikuvan nurkasta sekä keskeltä testikuvaa.

#### 4.2.2 Resoluutio

Näytön resoluutio määritettiin silmämääräisesti yleistestikuvasta TG18-QC, joka on esitetty kuvassa 9. Testikuva asetettiin näytölle niin, että yksi kuvapikseli vastaa yhtä näyttöpikseliä. Kuvaa kuuluu tarkastella sen todellisessa koossa, eikä kuvasta tarkastellut kohdet erotu kunnolla alla olevassa pienennöksessä.



*Kuva 9. AAPM:n tarjoama yleistestikuva TG18-QC, jota käytettiin resoluution määrittämisessä sekä silmämääräisissä pikatesteissä.*

Testikuvan jokaisessa nurkassa on yhden pikselin levyisiä, C-muotoisia kuvioita, joiden sisällä on viisi pikseliä X-muodossa. Kuvia verrattiin testikuvan keskellä oleviin suurennoksiin kuvioista ja arvioitiin silmämääräisesti, kuinka paljon ne ovat sumentuneet. Suurennoksiin on lisätty asteittain lisää Gaussilaista sumennusta. Suurennoksille on annettu arvot väliltä -2 – 9, sen mukaan, kuinka paljon kuvaa on sumennettu. Näyttö saa resoluutioarvokseen numeron, joka vastaa parhaiten kulmissa tapahtuvaa sumentumista.

Cx-kuvioiden lisäksi testikuvan kulmissa on yhden ja kahden pikselin levyisiä yhdensuuntaisia viivoja. Resoluutiota arvioitiin silmämääräisesti tarkastamalla, erottuvatko viivat toisistaan.

Resoluutiomittauksissa ja niiden tuloksia arvioidessa tulee muistaa, että testit ovat pääasiassa tarkoitettu CRT-näytöille, joissa kuva sumentuu luonnostaan näytöissä käytetyn tekniikan takia. LCD-näytöissä pikselit ovat toisistaan lähes riippumattomia kuvayksiköitä, eikä valovuotoa pikselistä toiseen tapahdu merkittävässä määrin.

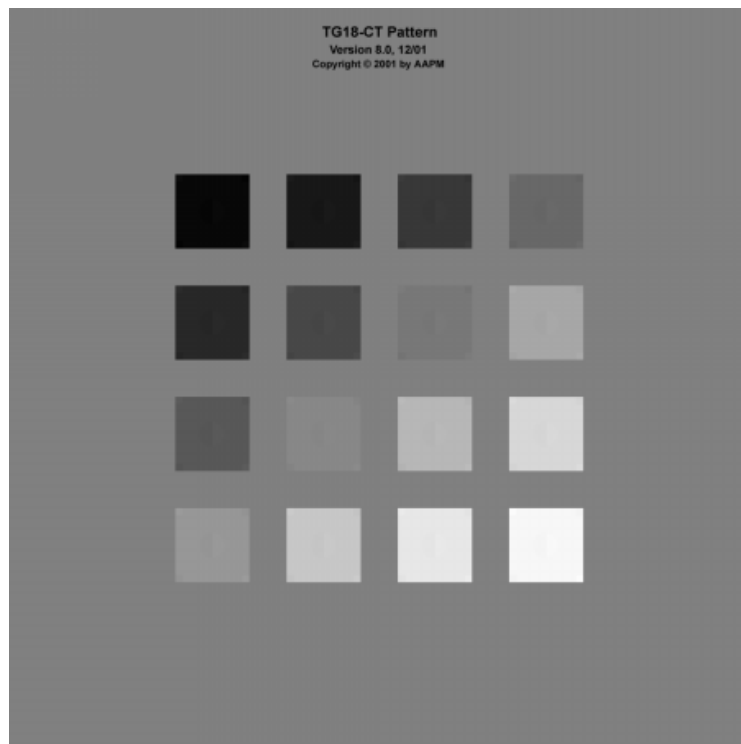
### 4.2.3 Illuminanssi

Ympäröivää valoa eli illuminanssia mitattiin samalla Unfors Xi -mittarilla kuin luminanssia. Illuminanssimittauksia varten anturin päästä irrotettiin optinen putki. Anturi asetettiin näyttöpinnalle niin, että se oli yhdensuuntaisesti näyttöpinnan kanssa. Mittaaja yritti parhaansa mukaan pysyä poissa merkittävien valonlähteiden tieltä.

Illuminanssia mitattiin olosuhteissa, jotka työpisteillä tavallisestikin vallitsevat. Mahdollisuuksien mukaan paikalla olleilta hoitajilta tai lääkäreiltä kysyttiin, mitkä huoneen valot ovat tavallisesti päällä kuvia tarkasteltaessa. Lähes kaikissa työpisteissä radiologian osastoa lukuunottamatta, näyttöä käytettäessä huoneen kattovalot palavat. Useissa työhuoneissa myös ikkunasta tuleva valo heijastuu näytöltä.

#### 4.2.4 Kulmariippuvuus

Näyttöjen kuvantoiston riippuvuutta katselukulmasta tutkittiin testikuvalla TG18-CT, joka on esitetty kuvassa 10. Testikuvassa on 16 neliötä, joiden keskellä on kaksi puoliympyrän muotoista matalakонтрастista kuviota. Kaikkien kuvioiden tulisi olla näkyvissä niistä katselukulmista, joista näyttöä tavallisesti tarkastellaan.



**Kuva 10.** AAPM:n tarjoama testikuva TG18-CT, jonka avulla voidaan tutkia katselukulman riippuvuutta kuvanlaatuun

Katselukulman riippuvuus suoritettiin silmämääräisesti arvioimalla testikuvaa. Testikuvaa pyrittiin tarkastelemaan suurimmilla katselukulmilla, joista työpisteen näyttöä voi normaaleilla työskentelyasennoilla tarkastella. Tarkasteltavaa kulmaa ei kuitenkaan mitattu tarkasti. Katselukulman vaikutusta arvioitiin sekä pysty- että vaakasuunnassa.

### 4.2.5 Kuolleet pikselit

Näytöistä etsittiin kuolleita pikseleitä asettamalla AAPM:n testikuvat TG18-UN80 ja TG18-UN80 näytölle niin, että ne peittivät koko alueen, jolla radiologisia kuvia tarkastellaan. Toinen testikuvista on vaaleanharmaa ja toinen tummanharmaa.

Vaalean testikuvan avulla on mahdollista löytää kuolleet pikselit, jotka ovat aina mustia. Tumman testikuvan avulla voidaan löytää jumiutuneet pikselit, jotka palavat kirkkaina.

### 4.2.6 Havainnot kuvankatselutilasta

Kuvankatselutilan sopivuutta radiologisten kuvien tarkasteluun arvioitiin silmämääräisesti. Näyttöpinnalta heijastuvia korkeakontrastisia kohteita arvioitiin istuttaessa tavallisessa työskentelyasennossa. Tällaisia kohteita ovat muun muassa lamput, ikkunat sekä valoa hyvin heijastavat kohteet kuten valkoinen lääkärintakki.

Muissa laadunvalvontatesteissä suoritettujen näytön teknisten ominaisuuksien arvioimisen lisäksi arvioitiin näyttöpinnan puhtautta. Näyttöpinnalta etsittiin pölyä, roiskeita tai muita vastaavia radiologisten kuvien arviointia haittaavia tekijöitä.

## 4.3 Mitattavien parametrien viitearvot

Tässä luvussa kerrotaan lyhyesti eri parametrien viitearvot ja tarvittava teoria niiden taustalta. Tämän tutkimuksen tuloksia verrataan AAPM:n suositteliimiin viitearvoihin. Tulosten tarkastelussa kerrotaan myös Säteilyturvakeskuksen suosittelimat viitearvot, jotka nekin perustuvat AAPM:n suosituksiin, mutta ovat niitä kevyemmät.

### 4.3.1 Luminanssi ja kontrasti

Näytön maksimiluminanssi ja kontrastisuhde määritetään kuvassa 7 esitetyillä TG18-LN12-1 ja TG18-LN12-18 testikuvilla, joista ensin mainittu on täysin musta ja jälkimmäinen täysin valkoinen. Mittauksessa käytettävässä luminanssimittarissa on optinen putki, joka estää ympäristön valon pääsyn sensorille, jolloin sitä ei tarvitse ottaa huomioon näytön minimi- ja maksimiluminanssia laskettaessa. Näytön kontrastisuhde saadaan suoraan minimi- ja maksimiluminanssin suhteesta.

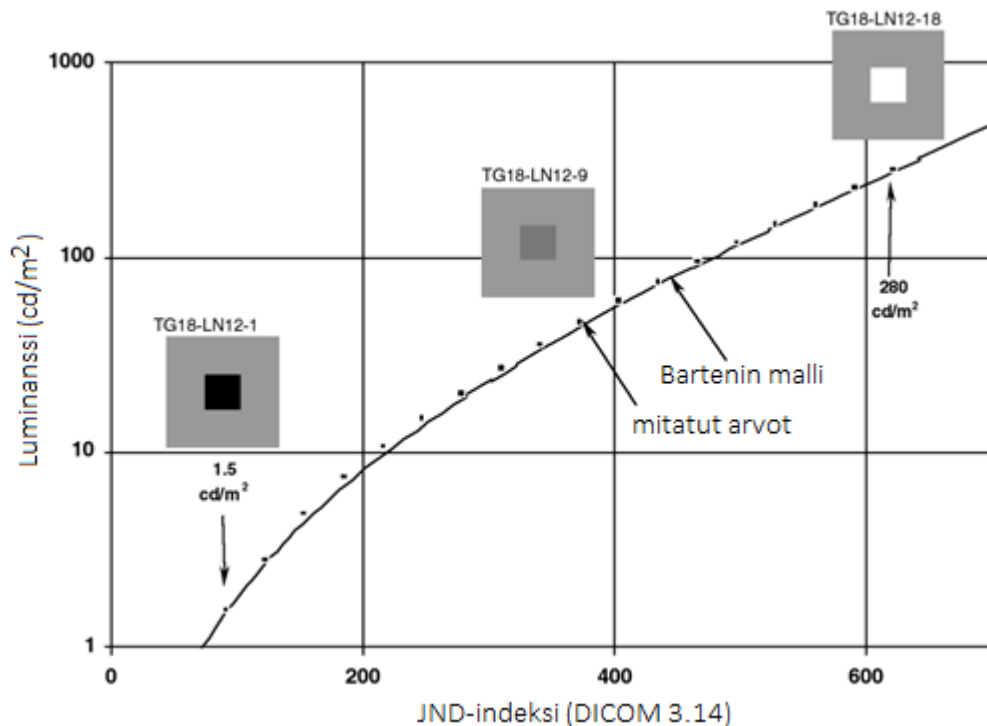
Näytön minimi- ja maksimiluminanssille ei ole annettu viitearvoja. Ne riippuvat näytön ominaisuuksista ja näyttö voidaan kalibroida GSDF-standardin mukaiseksi riippumatta niiden minimi- ja maksimiluminansseista. Koska ympäristön valo vaikuttaa näytön kontrastiin, AAPM:n raportti sisältää suosituksen ainoastaan luminanssisuhteelle. Luminanssisuhde lasketaan näytön minimi- ja maksimiluminanssin suhteena niin, että mukana on myös ympäristöstä tulevan valon heijastus näytöstä. AAPM suosittelee, että luminanssisuhde on primäärinäytöille vähintään 250 ja sekundäärinäytöille vähintään 100.



Mitä suurempi luminanssisuhde näytöllä on, sitä enemmän JND-arvoja mahtuu täysin mustan ja valkoisen väliin. Suurella luminanssisuhteella varustettu näyttö pystyy siis toistamaan suuremman määrän toisistaan erottuvia harmaasävyjä kuin pienellä luminanssisuhteella varustettu näyttö. Minimiluminanssi, maksimiluminanssi ja kontrastisuhde eivät kuitenkaan vaikuta DICOM-kalibrointiin, koska siinä harmaasävyt asetetaan toistumaan niin, että musta ja valkoinen vastaavat näytön toistamia ääripäitä.

### 4.3.2 GSDF-luminanssivaste

Kuvassa 11 on AAPM:n raportista lainattu esimerkki näytöltä mitatuista 18 luminanssiarvosta. Kuvaaja on piirretty kuvan Y mukaisesti luminanssina JND-indeksin funktiona. Kuvaaja noudattaa aiemmin esitettyä kaavaa 5.



**Kuva 11.** AAPM:n esimerkki näytön mittaustuloksista. Pisteet esittävät 18:a mittaustulosta ja viiva GSDF-funktiota. Muokattu lähteestä [14]

Mittaustulokset esitetään suhteutettuna laitteen kontrastivasteeseen luminanssivasteen sijasta. Tällöin kahden mittauspisteen luminanssieron tulee siis vastata GSDF-standardin mukaista luminanssieroaa. Seuraavissa funktioissa on esitetty luminanssieron laskentakaavat.

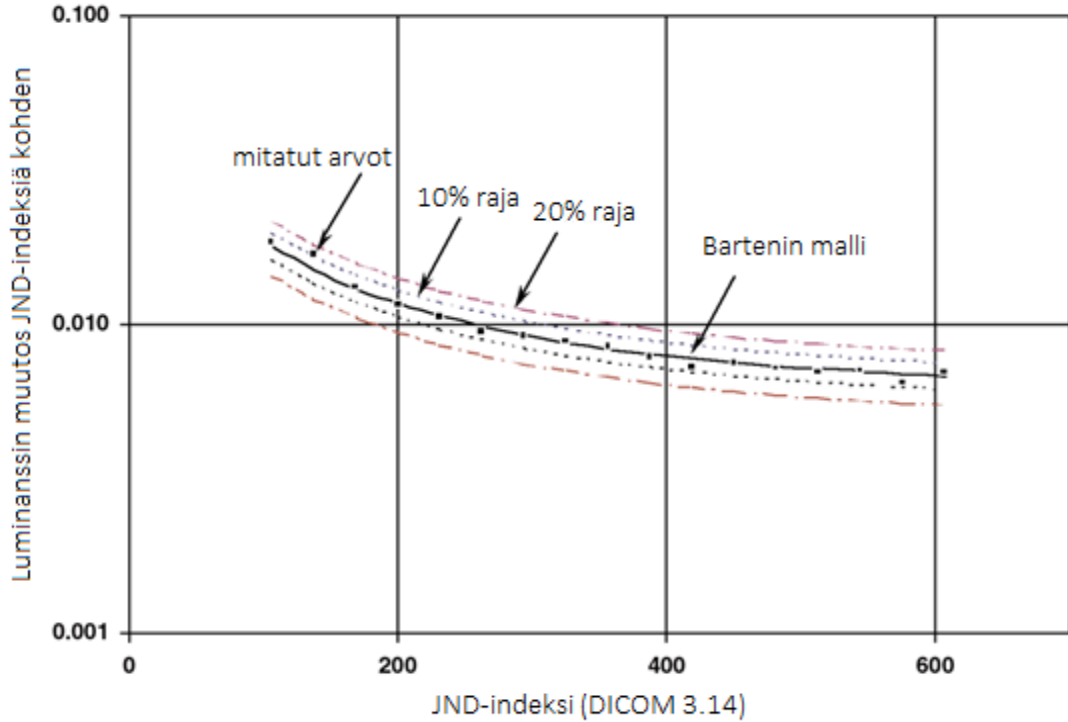
$$\delta_i = \frac{2(L'_i - L'_{i-1})}{(L'_i + L'_{i-1})(J_i - J_{i-1})} @ 0,5(J_i + J_{i-1}), \quad (6)$$

jossa  $\delta_i$  on havaittu kontrasti kahden mittauspisteen välillä,  $L'_n$  ovat mittauspisteitä vastaavat luminanssiarvot ja  $J_n$

arvot ovat vastaavia JND-indeksin arvoja.

$$\delta_i^d = \frac{2(L_i^d - L_{i-1}^d)}{(L_i^d + L_{i-1}^d)(J_i - J_{i-1})} @0,5(J_i + J_{i-1}), \quad (7)$$

joka on sama kaava kuin edellinen, mutta yläindeksissä oleva  $d$  viittaa GSDF-standardin mukaisiin odotusarvoihin. Edellisten yhtälöiden avulla laskettu näytön kontrastivaste kuvan 11 arvoilla on esitetty kuvassa 12.



**Kuva 12.** Kuvan 11 arvoista laskettu näytön kontrastivaste ja GSDF-standardin mukaiset viitearvot. Musta katkoviiva esittää 10% eroa GSDF-standardista ja punainen katkoviiva 20% eroa. Muokattu lähteestä [14]

AAPM:n suositusten mukaan primäärinäytöllä yksikään mittaustuloksista ei saa ylittää 10% virherajaa GSDF-standardista. Sekundäärinäytön mittaustulokset tulee olla 20% sisällä standardista. Tässä tutkimuksessa kuvaajat piirretään harmaasävyn funktiona esimerkeissä olevien JND-indeksien sijasta. Muutos on mahdollinen, koska p-arvot ovat lineaarisesti riippuvaisia JND-indeksistä kaavan 8 mukaisesti. Tulosten analysointi ja keskiarvojen laskeminen helpottuu, kun mittaustulokset voidaan ryhmitellä näytön kontrastivasteesta riippuvien JND-indeksien sijaan tietokoneen syöttämien harmaasävyyden mukaan.

$$J_i = J_{min} + \frac{P_i(J_{max} - J_{min})}{\Delta P}, \quad (8)$$

jossa  $J_i$  on JND-indeksi arvo p-arvolla  $P_i$ ,  $\Delta P$  on p-arvon muutos mitattavalla alueella ja  $J_{min}$  ja  $J_{max}$  ovat pienintä ja suurinta p-arvoa vastaavat JND-indeksin arvot.  $J_{min}$  ja

J<sub>max</sub> voidaan laskea aiemmin esitetystä luminanssin ja JND-indeksin välisestä yhteydestä kaavassa 5. Yhtälö tulee kuitenkin kääntää niin, että se esittää JND-indeksiä luminanssin funktiona. Tällöin kaava saa muodon

$$j(L) = A + B \cdot \text{Log}_{10}(L) + C \cdot (\text{Log}_{10}(L))^2 + D \cdot (\text{Log}_{10}(L))^3 + E \cdot (\text{Log}_{10}(L))^4 + F \cdot (\text{Log}_{10}(L))^5 + G \cdot (\text{Log}_{10}(L))^6 + H \cdot (\text{Log}_{10}(L))^7 + I \cdot (\text{Log}_{10}(L))^8, \quad (9)$$

jossa

$$\begin{aligned} A &= 71,498068, \\ B &= 94,593053, \\ C &= 41,912053, \\ D &= 9,8247004, \\ E &= 0,28175407, \\ F &= -1,1878455, \\ G &= -0,18014349, \\ H &= 0,14710899 \text{ ja} \\ I &= -0,017046845. \end{aligned}$$

### 4.3.3 Luminanssin tasaisuus

Luminanssin tasaisuus selvitettiin tekemällä mittauksia kahden tasavärisen testikuvan (kuva 9) keskeltä ja kulmista. Tulokset ilmoitetaan aiemmin esitetyn kaavan 4 mukaan prosenttiosuutena minimi- ja maksimiluminanssin erotuksesta niiden keskiarvoon. AAPM:n suositusten mukaan minimi- ja maksimiluminanssin erotus saa olla korkeintaan 30% niiden keskiarvosta.

AAPM perustelee korkeaa rajaa luminanssin tasaisuudelle senhetkisten näyttötekniikoiden suorituskyvyllä. Tämän tutkimuksen kirjoitushetkellä suositukset ovat kuitenkin 12 vuotta vanhoja, mikä kannattaa ottaa huomioon tuloksia tarkastellessa. Ihmisen näköaisti ei ole herkkä matalille paikkataajuuksille, minkä takia muutokset luminanssissa näytön eri osissa eivät ole helposti havaittavissa. Myös sen takia korkea raja-arvo luminanssin tasaisuudelle on perusteltua. Jos luminanssi vaihtelee paljon näytön eri osissa, tulee ottaa huomioon, että jokin osa näytöstä ei tällöin välttämättä täytä GSDF-luminanssivasteen standardia. [14]

### 4.3.4 Illuminanssi

Illuminanssin vaikutus kuvankatseluun on riippuvainen näyttöpinnan ominaisuuksista heijastaa valoa. Tässä tutkimuksessa näyttöpinnan ominaisuuksia ei määritetty, jonka takia raja-arvoihin ei voida ottaa tarkasti kantaa.

AAPM:n raportissa huoneen illuminanssin suositellaan pysyvän seuraavana kaavan mukaisella tasolla.

$$E \leq (0,25L_{min})/R_d, \quad (10)$$

jossa  $E$  on huoneen illuminanssi,  $L_{min}$  on näytön minimiluminanssi ja  $R_d$  hajaheijastuskerroin. Hajaheijastuskerroin tavallisen CRT-näytön pinnalla on noin 0,02, jolloin huoneen esimerkiksi  $1 \text{ cd/m}^2$  minimiluminanssilla maksimi-illuminanssi on 12,5 luksia. [14]

LCD-näyttöjen hajaheijastuskerroin voi olla pinnoitteesta riippuen jopa alle kymmenesosa CRT-näytön hajaheijastuskertoimesta. Matsuyama et al. [17] on tutkinut ympäristön valaistuksen vaikutusta LCD-näytöissä erilaisilla näyttöpinnoitteilla. Parhaalla hajaheijastusta estävällä pinnoitteella hajaheijastuskerroin oli 0,001, jolloin AAPM:n suositusten mukaan huoneen maksimi-illuminanssi on 250 luksia minimiluminanssin arvolla  $1 \text{ cd/m}^2$ .

### 4.3.5 Paikkaresoluutio

Näyttöjen paikkaresoluutiota arvioitiin visuaalisesti käyttämällä yleistestikuvaa TG18-QC (kuva 10), jonka kulmissa on paikkaresoluution arvioimiseen tehtyjä Cx-kuvioita sekä yhden ja kahden pikselin levyisiä viivakuvioita. Jokainen näyttö sai Cx-kuvioiden sumentumisen perusteella arvosanan väliltä -2–9, missä 0 tarkoittaa täysin terävää kuvaa.

CRT-näyttöjen toimintaperiaatteen takia todellinen pikselin koko on usein suurempi kuin pikselin nimellinen koko. Standardina pikselin todellisesta koosta pidetään line-spread funktiosta saatua FWHM-arvoa (engl. full width at half maximum) eli puoliarvoleveyttä. Pikselin reunat katsotaan siis kulkevan kohdassa, jossa pikselin maksimiluminanssi on pudonnut puoleen. Saadun pikselin leveyden ja todellisen pikselin leveyden suhdetta kutsutaan RAR:ksi (engl. resolution-addressability ratio). [14]

AAPM suosittelee primäärinäytöille Cx-kuvioiden perusteella annettujen arvosanojen kuuluvan välillä 0–4, joka vastaa, että  $RAR \leq 1,15$ . Sekundäärinäytöille arvosanan tulee olla välillä 0–6, joka vastaa, että  $RAR \leq 1,47$ . Yhden pikselin levyiset Nyquist-taajuuden viivakuviot tulee olla näkyviä koko näytöllä sekä horisontaalisessa että vertikaalisessa suunnassa. [14]

Tulosten tarkastelussa tulee huomioida, että LCD-näytöt eivät sumenna kuvaa CRT-näyttöjen tapaan. LCD-näytössä pikselin koko määräytyy vain jokaisen näyttösolun fyysisestä koosta. Yksittäiset pikselit ovat toisistaan riippumattomia yksiköitä, eikä pikselien välillä tapahdu valovuotoa. Kyseinen testi ei siis ole nykynäytöillä enää kovinkaan tarkoituksenmukainen.

## 4.4 Aineisto

Laadunvalvontamittauksiin valittiin referenssiksi kaksi paria mustavalkoisia radiologisten kuvien katseluun tarkoitettuja DICOM-kalibroituja näyttöjä. Lisäksi näytöistä kolme on lääketieteelliset standardit täyttäviä DICOM-kalibroituja värinäyttöjä. Kaikki mitatut näytöt valittiin mahdollisuuksien mukaan siten, että niiltä tarkastellaan radiologisia kuvia sekä tehdään diagnooseja ilman radiologin lausuntoa kuvasta.

Näyttöjä mitattiin Satakunnan keskussairaala, Porin pääterveysasemalta ja Ulvilan terveyskeskuksesta. Näyttöjen tarkka mittausta paikka ei ole tutkimuksen kannalta olennaista, koska tutkimuksen tarkoitus on määrittää yleisesti näyttöjen laatua. Siten näytöille ei kerrota tarkkoja mittausta paikkoja. Kaikkien mitattujen näyttöjen mallit ja perustiedot löytyvät taulukosta 2.

*Taulukko 2. Mitattujen näyttöjen mallit ja perustiedot*

Numero	Valmistaja	Malli	Harmaasävy	DICOM-kalibroitu
1	Dome	E2	kyllä	kyllä
2	Dome	E2	kyllä	kyllä
3	Barco	E-2621	kyllä	kyllä
4	Barco	E-2621	kyllä	kyllä
5	Barco	MDRC-2124	ei	kyllä
6	Barco	MDRC-2124	ei	kyllä
7	Barco	MDRC-2124	ei	kyllä
8	HP	EliteDisplay E231	ei	ei
9	HP	EliteDisplay E231	ei	ei
10	HP	EliteDisplay E231	ei	ei
11	HP	EliteDisplay E231	ei	ei
12	HP	L2208W	ei	ei
13	HP	L2208W	ei	ei
14	HP	EliteDisplay E221c	ei	ei
15	HP	EliteDisplay E221c	ei	ei
16	HP	Compaq LA2206XC	ei	ei
17	HP	Compaq LA2206XC	ei	ei
18	HP	Compaq LA2206XC	ei	ei
19	HP	Compaq LA2206XC	ei	ei
20	LG	Flatron E2211	ei	ei
21	LG	Flatron E2211	ei	ei
22	LG	Flatron E2211	ei	ei
23	LG	Flatron E2211	ei	ei
24	LG	Flatron E2211	ei	ei
25	Samsung	SyncMaster 225BW	ei	ei

Mitatut näytöt olivat pääasiassa kalibroimattomia kuluttajatason värinäyttöjä. Satakunnan keskussairaalan päivystysosastolle oli kuitenkin hankittu laadukkaampia DICOM-kalibroituja värinäyttöjä työasemille, joilta tehdään usein diagnooseja.

Näytöt hankitaan sairaaloihin ja terveyskeskuksiin SataDiagin alueella leasing-sopimuksella. Yksi sopimuskausi kestää kolme vuotta, jonka jälkeen näytöt pyritään vaihtamaan. Tutkimuksen suorittamishetkellä käytössä on kuitenkin näyttöjä myös edelliseltä sopimuskaudelta.

## 5. TULOKSET JA TULOSTEN TARKASTELU

Näytöt jaettiin tulosten esittämistä varten kolmeen ryhmään, joista ensimmäisessä ryhmässä on referenssinä toimivat neljä DICOM-kalibroituja harmaasävynäyttöä, toisessa kolme DICOM-kalibroituja värinäyttöä ja viimeisessä 18 kalibroimatonta värinäyttöä. Tuloksissa esitetään lisäksi havainnollistavia esimerkkejä yksittäisten näyttöjen mittaustuloksista.

### 5.1 Luminanssi ja kontrasti

Näyttöjen minimi- ja maksimiluminanssit mitattiin testikuvien TG18-LN12-1 ja TG18-LN12-18 avulla. Näyttöjen kontrastisuhte saadaan suoraan minimi- ja maksimiluminanssin suhteesta. Mitatut ja lasketut arvot on kerätty taulukkoon 3.

Taulukosta 3 nähdään, että DICOM-kalibroidut harmaasävynäytöt omaavat suurimman maksimiluminanssin, mutta samalla myös suurimman minimiluminanssin. DICOM-kalibroidut värinäytöt ovat kalibroimattomien värinäyttöjen tasolla. Suuri maksimiluminanssi auttaa parantamaan kuvankatselua valoisissa olosuhteissa, sillä näytön emittoiva valo on suurempi suhteessa näytön heijastamaan ympäristön valoon.

Näytön minimi- ja maksimiluminanssin sekä GSDF-luminanssivasteen mittaamisen lisäksi luminanssivasteelle tehtiin visuaalisia testejä. TG18-QC-yleistestikuvasta tarkasteltiin sen alaosassa olevia ”QUALITY CONTROL” -tekstejä. Tekstejä on kolme, jotka ovat valkoisella, harmaalla ja mustalla taustalla. Itse tekstin väri on liukuva ja sen kontrasti taustaan pienenee tekstin loppua kohden. Tekstin tulee olla näkyvässä lähes kokonaan.

**Taulukko 3.** *Mitatut näyttöjen minimi- ja maksimiluminanssit sekä niiden perusteella laskettu kontrastisuhde*

Näyttö	Minimiluminanssi (cd/m <sup>2</sup> )	Maksimiluminanssi (cd/m <sup>2</sup> )	Kontrastisuhde
1	0,43	499,00	1160:1
2	0,45	486,60	1081:1
3	0,73	467,70	640:1
4	0,68	481,00	707:1
5	0,24	263,40	1097:1
6	0,11	116,60	1060:1
7	0,23	241,80	1051:1
8	0,15	211,90	1412:1
9	0,27	227,20	841:1
10	0,18	210,00	1166:1
11	0,14	197,70	1412:1
12	0,14	129,50	925:1
13	0,13	108,30	833:1
14	0,21	186,10	886:1
15	0,26	178,80	687:1
16	0,15	138,30	922:1
17	0,16	197,40	1233:1
18	0,22	233,60	1061:1
19	0,12	140,60	1171:1
20	0,08	114,20	1427:1
21	0,21	222,90	1061:1
22	0,21	209,70	998:1
23	0,10	120,90	1209:1
24	0,14	185,20	1322:1
25	0,28	168,50	601:1

Luminanssivasteella tehtiin myös TG18-QC-yleistestikuvassa oleva pikatesti. Testikuvan alaosassa on kaksi neliötä, joiden sisällä on matalakontrastin pienempi neliö. Toinen neliö on valkoisella pohjalla ja sisältää 5% harmaasävyllä olevan pienemmän neliön. Toinen neliö on mustalla taustalla ja sisältää 95% harmaasävyllä olevan pienemmän neliön. Molempien pikkuneliöiden tulee olla näkyvissä tai muuten joka tummat tai vaaleat harmaasävyt ovat saturoituneet ja eivät siten eroa täysin valkoisesta tai mustasta.

”QUALITY CONTROL” -tekstien ja neliöillä tehdyn pikatestin tulokset vastaavat toisiinsa. Kahdessa näytössä (näytöt 12 ja 13) vaalea neliö ei erottunut valkoiselta taustalta, eikä vaalea ”QUALITY CONTROL”-teksti erottunut hyvin. Kaikissa muissa näytöissä neliöt ja tekstit olivat erotettavissa. Pikatesti on hyvä tapa tarkistaa, ettei kumpikaan harmaasävyalueen ääripää ole saturoitunut. Pikatesti ei kerro kuitenkaan mitään muuta näytön luminanssivasteesta ja laadusta, kuten muista tuloksista voidaan huomata.



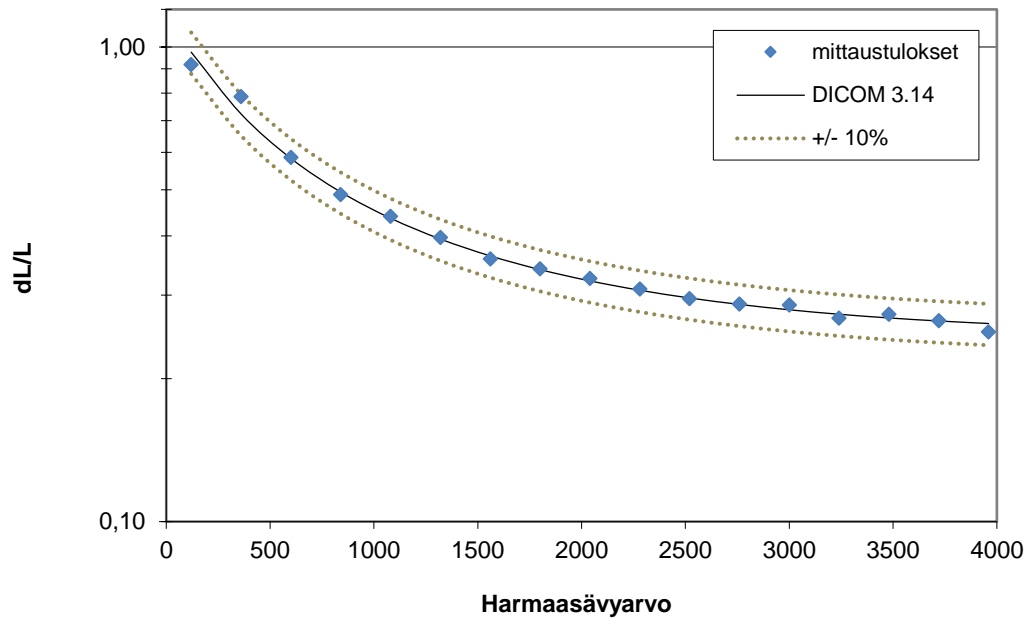
Katselukulman vaikutusta näytön luminanssiin ja kontrastiin arvioitiin kuvassa 10 esitetyllä TG18-CT-testikuvalla. Arvioissa käytettyjä katselukulmaa ei mitattu tarkasti, mutta näyttöä pyrittiin tarkastelemaan sellaisista kulmista, jotka ovat työpisteessä luontevia katselukulmia. Katselukulmissa pyrittiin siis ottamaan huomioon esimerkiksi epäergonominen työasento, sivulla nojaaminen tai näytön tarkastelu olan takaa. TG18-CT-testikuvan osille annettiin numerot 1–16 tummimmasta vaaleimpaan ja kirjattiin kuvioiden näkyvyys sekä suoraan että vinosta katseltaessa.

Tutkimuksessa käytetyillä rajoitetuilla katselukulmilla ei ollut merkittävää vaikutusta näytön kontrastiin. Vain yhdessä näytössä näkyi yksi kohde vähemmän vinosta katseltaessa kuin suoraan katseltaessa. Kohteiden näkymisen arvioiminen oli haastavaa, koska ero näkyvän ja ei-näkyvän kohteen välillä on häilyvä, varsinkin kun tietää mitä kuvasta pitäisi löytyä. Subjektiviisesta arvioinnista johtuvat virheet eivät kuitenkaan ole merkittäviä ja tuloksista voidaan todeta, että nykyaikaisilla näytöillä näytön kontrasti ei heikkene merkittävästi, kun näyttöä tarkastellaan hieman sivusta.

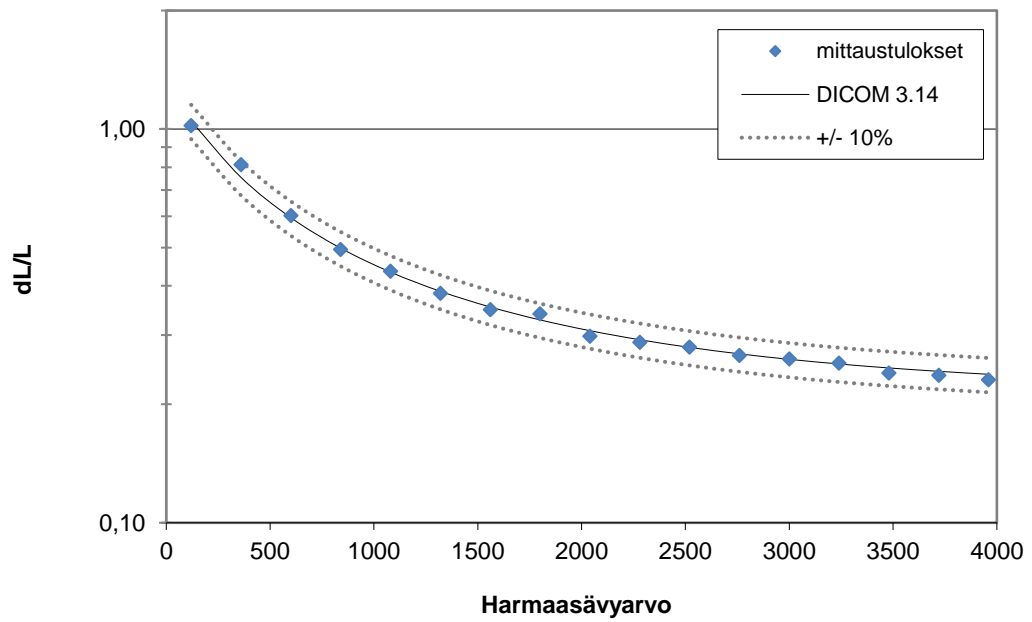
## 5.2 GSDF-luminanssivaste

GSDF-luminanssivaste voidaan laskea aiemmin esitetyllä kaavalla 9. Mittauspisteitä on 18, tasaisesti jokaiselle harmaasävylle mustasta valkoiseen. Tulokset ilmoitetaan luminanssin muutoksena harmaasävyn funktiona. Luminanssin muutos tietyllä välillä saadaan laskettua kahden perättäisen mittaustuloksen erotuksena.

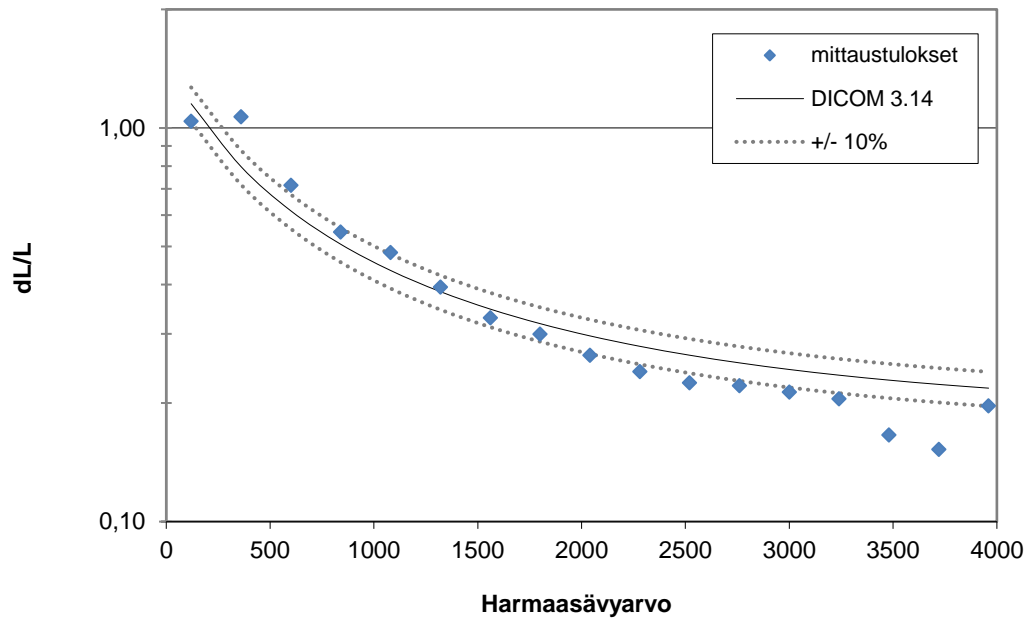
Näytöt pyrittiin asettamaan tulosten analysointia varten paremmuusjärjestykseen laskeamalla keskiarvo kaikkien mittausten poikkeamasta DICOM-standardin mukaiseen GSDF-luminanssivasteeseen. Tuloksista pääteltiin, että DICOM-kalibroittujen näyttöjen välillä ei ole suurta eroa, kun taas kalibroimattomien näyttöjen keskiarvoiset poikkeamat eroavat huomattavasti toisistaan. Kuvissa 13–16 on esitetty yhden DICOM-kalibroidun harmaasävynäyttö (näyttö 1), yhden DICOM-kalibroidun värinäytön (näyttö 5) sekä parhaan ja huonoimman keskiarvon saaneiden kalibroimattomien värinäyttöjen (näytöt 19 ja 25) GSDF-luminanssivaste. Mittauksien tarkat poikkeamat GSDF-standardista jokaiselle mittauspisteelle löytyvät liitteestä A.



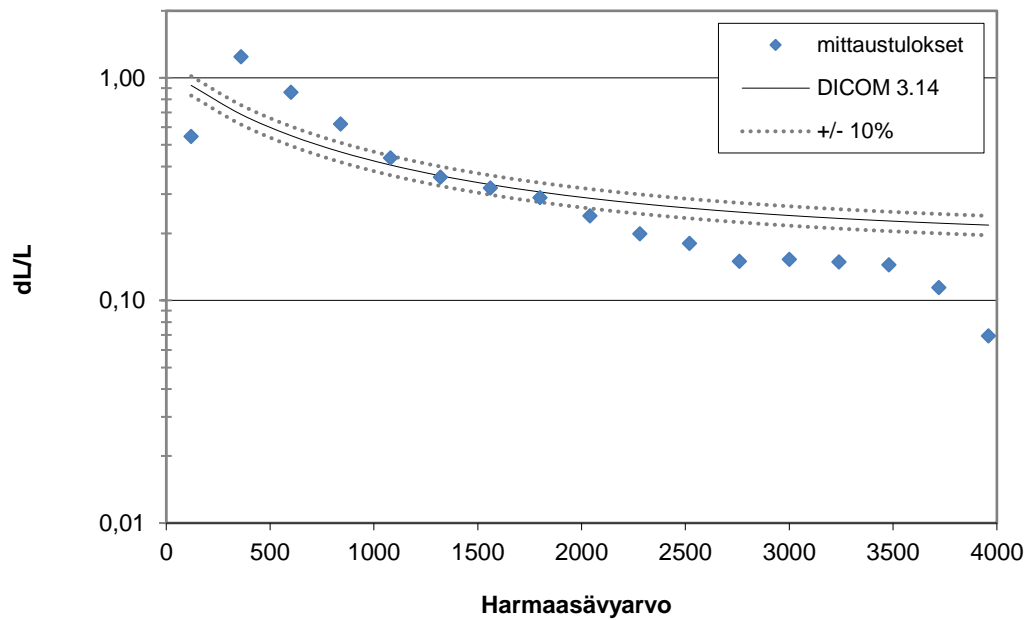
**Kuva 13.** DICOM-kalibroidun harmaasävynäytön (näyttö 1) GSDF-luminanssivaste



**Kuva 14.** DICOM-kalibroidun värinäytön (näyttö 5) GSDF-luminanssivaste



**Kuva 15.** Parhaan keskiarvopoikkeaman saaneen kalibroimattoman värinäytön (näyttö 19) GSDF-luminanssivaste

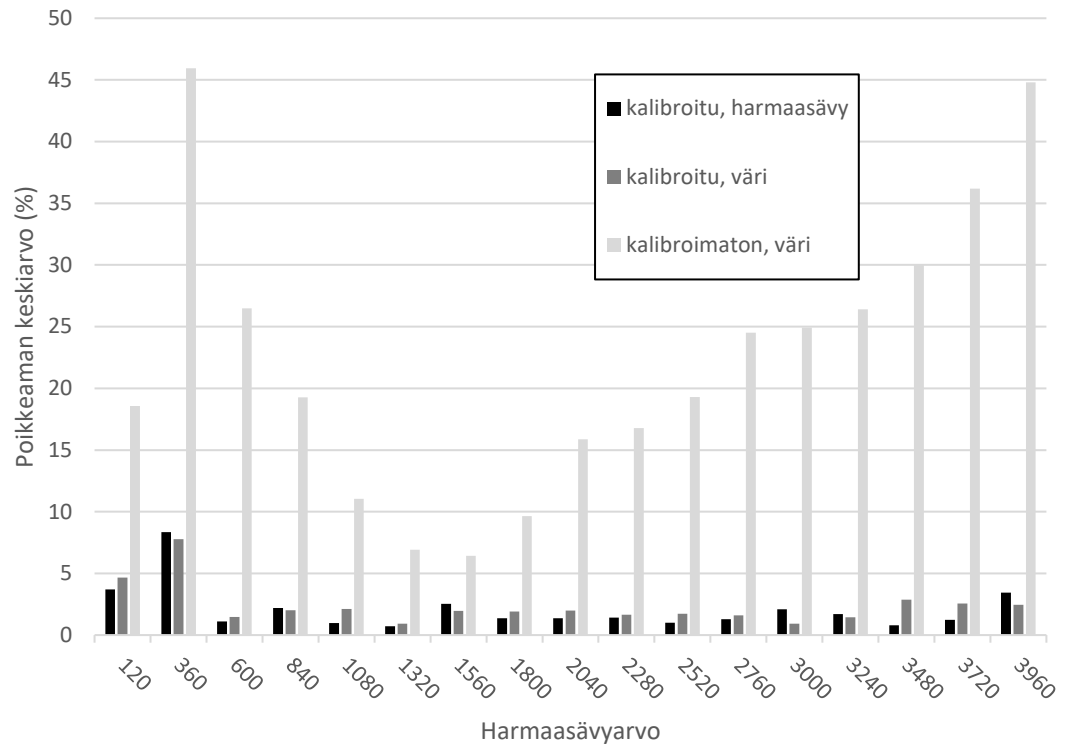


**Kuva 16.** Huonoimman keskiarvopoikkeaman saaneen kalibroimattoman värinäytön (näyttö 25) GSDF-luminanssivaste

DICOM-kalibroituja näyttöjä ei ole suurta eroa poikkeamien keskiarvossa. Tämän takia sekä parhaan että huonoimman kalibroidun näytön kuvaajan esittäminen ei ole tarpeellista.

Tuloksista nähdään, että DICOM-kalibroituja näyttöjen arvot sijoittuvat AAPM:n primäärinäytöille suositteleman 10% virherajan sisälle. Kaikkien kalibroituja näyttöjen tuloksista vain yksi mittauspiste näytössä 4 oli virherajan ulkopuolella arvolla 10,34%. AAPM:n suositusten mukaan yksikään mittauspiste ei saisi ylittää virherajaa. Kalibroimattomissa näytöissä erot ovat taas huomattavasti suurempia. Keskiarvoisesti parhaassa näytössä 19 mittauspisteet noudattavat suurimmaksi osaksi GSDF-standardin käyrämuotoa, vaikkakaan arvot eivät pysy virherajojen sisällä. Huonoimmassa näytössä 25 mittausarvot noudattava standardin käyrämuoto huomattavasti huonommin. Lähes mustilla harmaasävyillä luminanssin muutos on liian pientä, jonka jälkeen tummilla harmaasävyillä se on huomattavasti yli standardin rajojen. Vaaleilla harmaasävyillä näytön luminanssimuutos on koko matkalla huomattavasti alle standardin ja ero standardiin kasvaa entisestään valkoiseen päin mentäessä. Suurin ero GSDF-standardiin on näytön 10 vaaleimmassa mittauspisteessä, jossa ero standardiin on 102,05 %.

Kuvassa 17 on esitetty keskiarvot jokaisen mittauspisteen poikkeamasta GSDF-standardin mukaisesta luminanssivasteesta näyttötyypeittäin. Pienen otannan vuoksi keskiarvoille ei ole laskettu keskihajontaa. Keskiarvoista on kuitenkin nähtävissä selvästi kalibroituja ja kalibroimattomien näyttöjen erot sekä harmaasävyalueet, joilla kalibroimattomilla näytöillä on suorituskykyvaikeuksia.

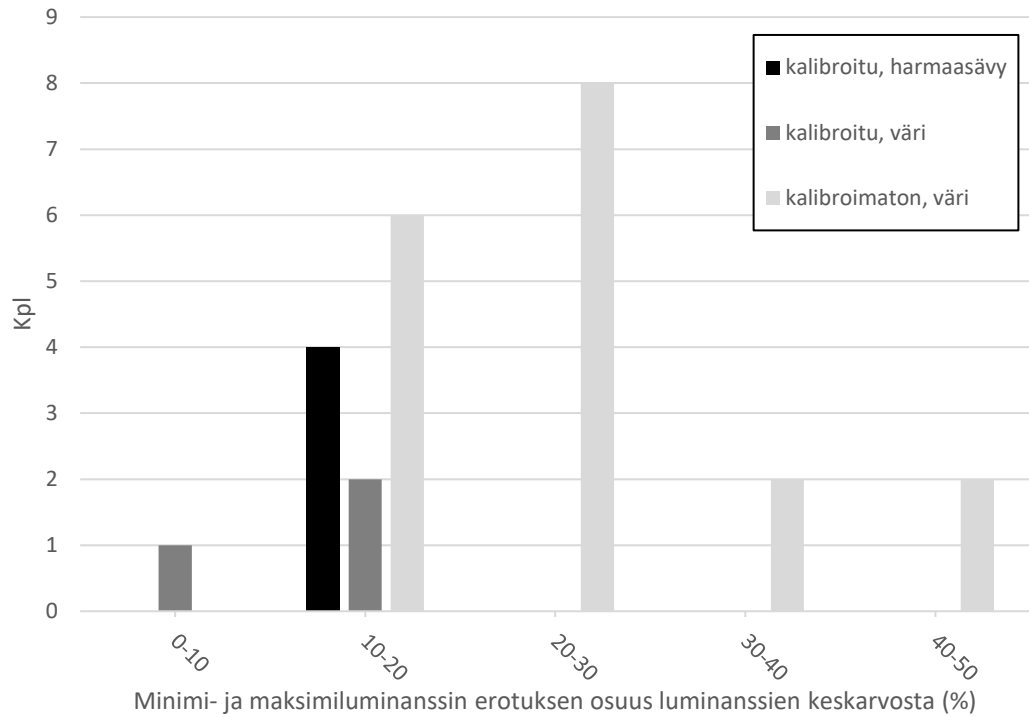


*Kuva 17. Luminanssin muutoksen keskiarvoinen poikkeama GSDF-standardista mitatulla harmaasävyalueella*

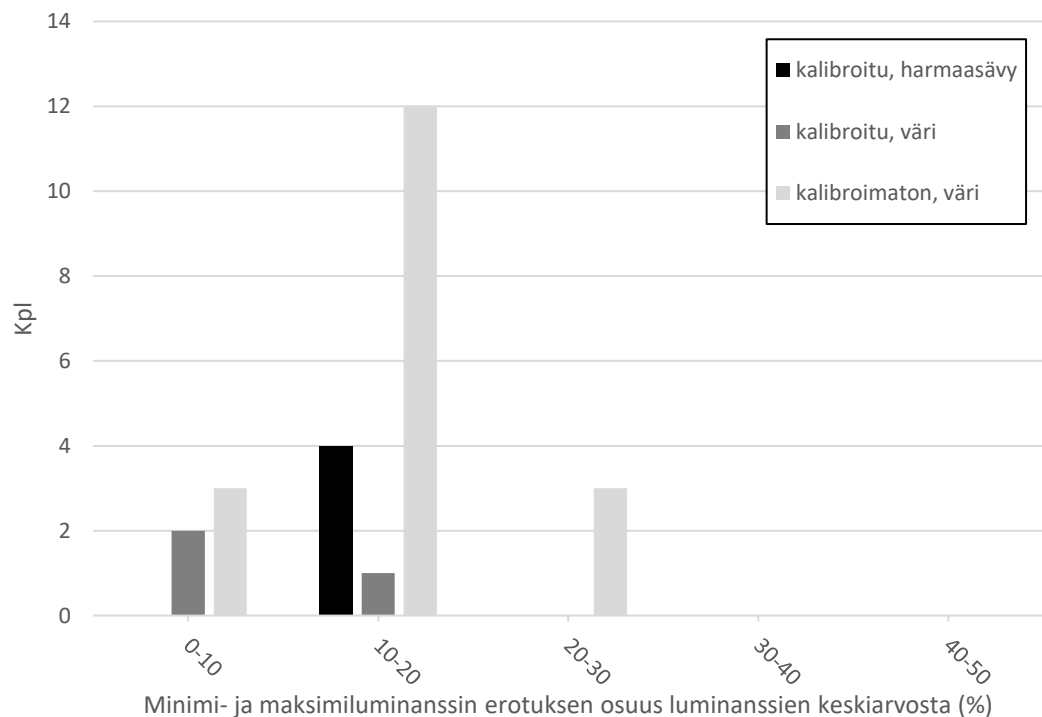
Keskiarvoisista mittauspisteiden arvoista nähdään, että kalibroimattomilla näytöillä on eniten suorituskykyvaikeuksia tummilla ja vaaleilla harmaasävyarvoilla. Parhaimmillaan kalibroimattomat ovat noin harmaasävyn 1500 ympäristössä, jossa keskiarvo sijoittuu 10 % virherajan sisälle. Tällöinkin monta näyttöä ylittävät 10 % virherajan.

### 5.3 Luminanssin tasaisuus

Luminanssin tasaisuus selvitettiin tekemällä mittauksia näytön keskeltä ja kulmista. Luminanssin tasaisuus ilmoitetaan prosenttiosuutena näytön maksimi- ja minimiluminanssin erotuksesta niiden keskiarvoon kaavan 4 mukaisesti. Mittaukset suoritettiin kahdella testikuvalla TG18-UNL10 ja TG18-UNL80, joista ensin mainittu on tumma ja toinen vaalea. Tulokset on kerätty pylväskaavioihin kuviin 18 ja 19. Tarkat luminanssin tasaisuuden arvot jokaiselle näytölle löytyvät liitteestä A.



**Kuva 18.** Näyttöjen luminanssin tasaisuus mitattuna TG18-UNL10-testikuvalla. Luminanssin tasaisuus ilmoitetaan minimi- ja maksimiluminanssin erotuksen prosenttiosuutena niiden keskiarvosta. Jokainen pylväs kuvaa prosenttivälillä olevien näyttöjen kappalemäärää.

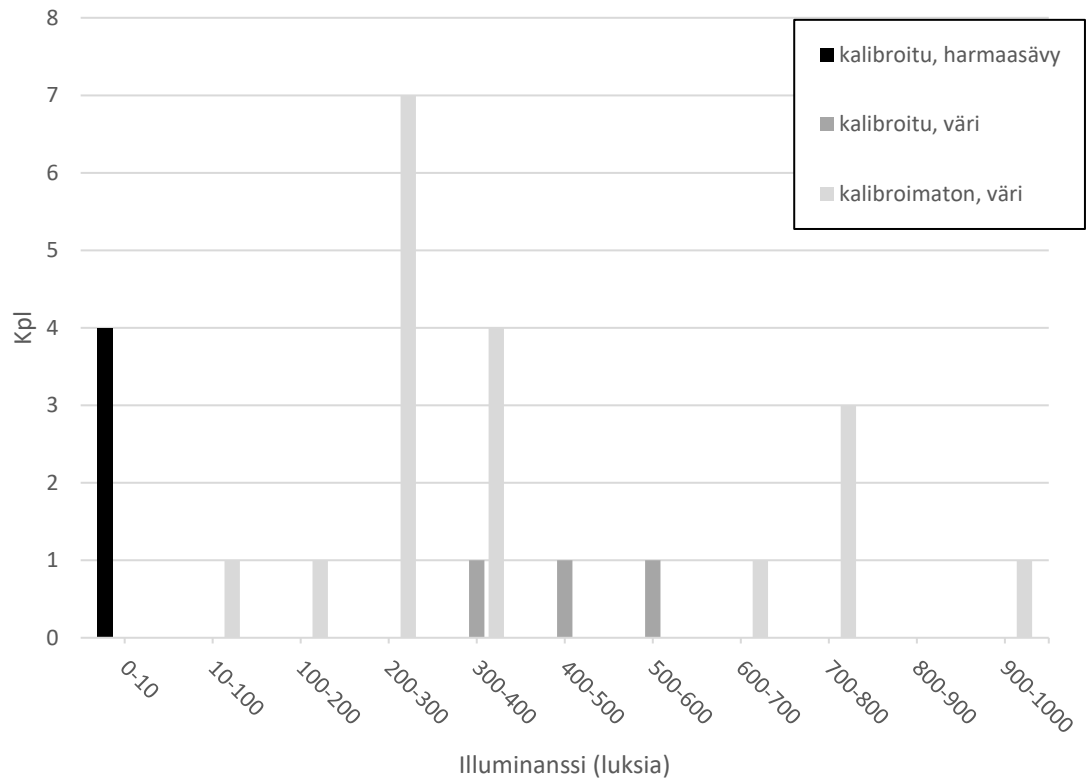


**Kuva 19.** Näyttöjen luminanssin tasaisuus mitattuna TG18-UNL80-testikuvalla. Luminanssin tasaisuus ilmoitetaan minimi- ja maksimiluminanssin erotuksen prosenttiosuutena niiden keskiarvosta. Jokainen pylväs kuvaa prosenttivälillä olevien näyttöjen kappalemäärää.

Kuvaajista nähdään, että luminanssin tasaisuudessa on suuria eroja näyttöjen yksilöiden välillä. Yleisesti ottaen näyttöjen luminanssitoisto on tasaisempaa vaalealla testikuvalla TG18-UNL80. Tummallalla testikuvalla TG18-UNL10 kaksi kalibroimatonta näyttöä eivät saavuta AAPM:n suosittelemaa 30 % tasaisuutta. Koska ihmissilmä ei ole herkkä matalataajuiselle luminanssin muutokselle, edes rajat ylittävät näytöt eivät näyttäneet epätasaiselta kirkkaudeltaan. Luminanssin tasaisuudessa tulee kuitenkin ottaa huomioon, että epätasaisuus vaikuttaa myös luminanssivasteeseen. Siten luminanssiltaan epätasaisen näytön luminanssivaste saattaa olla keskeltä GSDF-standardin mukainen, mutta epätasaisuudesta johtuen ei ole sitä näytön kulmista.

## 5.4 Illuminanssi

Huoneen illuminanssi mitattiin asettamalla illuminanssimittari keskellä näyttöä näyttöpinnan suuntaisesti. Huoneessa oli päällä valot, jotka ovat normaalisti päällä kuvien katselutilanteessa. Näyttöjen kuvankatselutilojen illuminanssiarvot on kerätty kuvaan 20. Pylväsdiagrammissa pystyakselilla on näyttöjen kappalemäärät ja vaaka-akselilla illuminanssialue, jolle kyseiset näytöt kuuluvat. Luminanssialueet ovat 100 luksin välein, paitsi ensimmäinen väli, joka on jaettu kahtia niin, että 0–10 luksin alue on erikseen. Tällä on pyritty korostamaan kalibroitujen harmaasävy näyttöjen erittäin hämääriä katseluolosuhteita. Tarkat illuminanssiarvot jokaiselle kuvankatselutilalle löytyvät liitteestä A.



**Kuva 20.** Mitattujen näyttöjen illuminanssit. Jokainen pylväs kuvaa vastaavalla illuminanssialueella olevien näyttöjen kappalemäärää.

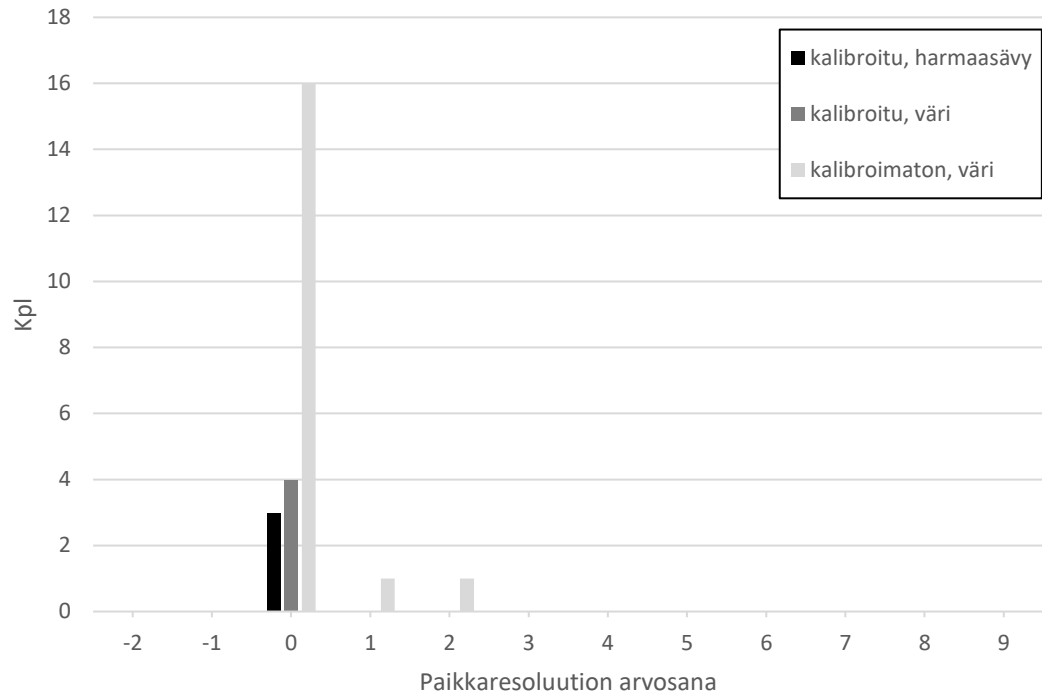
Katselutilan valoisuudessa on huomattavia eroja näyttöittäin. Tuloksia arvioitaessa tulee ottaa huomioon, että kaikkia mittauksia ei suoritettu samana päivänä samaan aikaan, jolloin ikkunoiden kautta tuleva valon määrä saattaa vaihdella huomattavasti. Kaikki 4 harmaasävynäyttöä sijaitsivat ikkunattomissa tiloissa, joissa valon määrää oli rajoitettu samuttamalla kaikki valot.

Illuminanssin suositusarvot riippuvat näyttöpinnan heijastustyyppistä ja näytöstä heijastuvan valon määrästä, joita ei tässä tutkimuksessa määritetty. Kallio-Pulkkinen et al. [26] ja Liukkonen et al. [27] tutkimusten mukaan kuitenkin jo 510 luksin valaistuksella voi olla huomattavia vaikutuksia diagnooseihin riippuen tarkasteltavasta kohteesta ja lääkärin kokemuksesta. Hellén-Halme et al. [28] mukaan yli 1000 luksin valaistuksesta on huomattavaa haittaa kariesen diagnosoinnissa. Myös vastakkaisia tutkimustuloksia löytyy. Kallio-Pulkkinen et al. [25] mukaan DICOM-kalibroitu kuluttajatason näyttö 510 luksin valaistuksessa vastaa radiologista näyttöä ja Pakkala et al. [29] mukaan huoneen illuminanssi ei vaikuttanut kariesdiagnooseihin.



## 5.5 Paikkaresoluutio

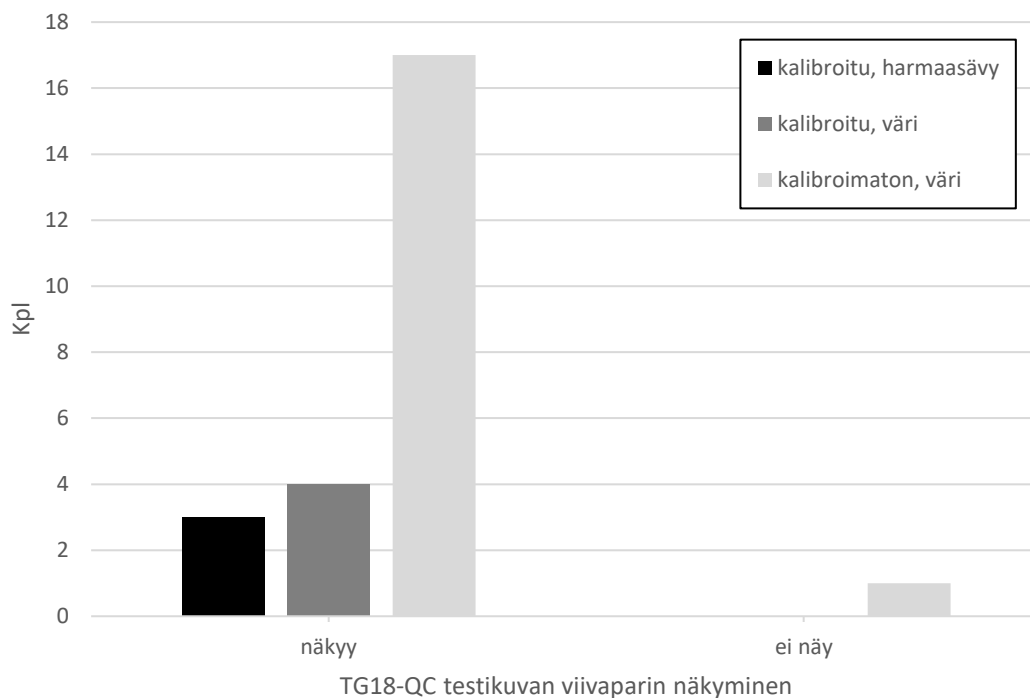
Resoluutiota mitattiin kahdella visuaalisella testillä. Ensimmäisessä testissä arvioitiin yleistestikuva TG18-QC:n kulmissa olevien Cx-kuvioiden sumentumista. Sumentumiselle annettiin arvosana väliltä -2–9, jossa 0 tarkoittaa täysin terävää kuvaa. Näyttöjen saamat arvosanat on kerätty kuvaan 21.



**Kuva 21.** Näyttöjen saamat paikkaresoluution arvosanat. Nolla tarkoittaa täysin terävää kuvaa.

Vain kahdessa näytössä havaittiin Cx-kuvioiden sumentumista. Molemmat näytöt olivat kalibroimattomia värinäyttöjä. Näytöistä oli kuitenkin selvästi nähtävissä, että niiden resoluutioasetukset olivat virheelliset, vaikka Windowsin asetuksista oli valittuna näytön natiiviresoluutio. Kuvia ei siis tämän takia tarkasteltu siten, että yksi kuvapikseli vastaa yhtä näyttöpikseliä.

Toisessa paikkaresoluutiotestissä arvioitiin yhden ja kahden pikselin levyisten viivojen näkymistä yleistestikuvassa TG18-QC. Molempien viivakuvioiden tulisi olla näkyvissä testikuviossa. Tulokset on esitetty kuvassa 22.



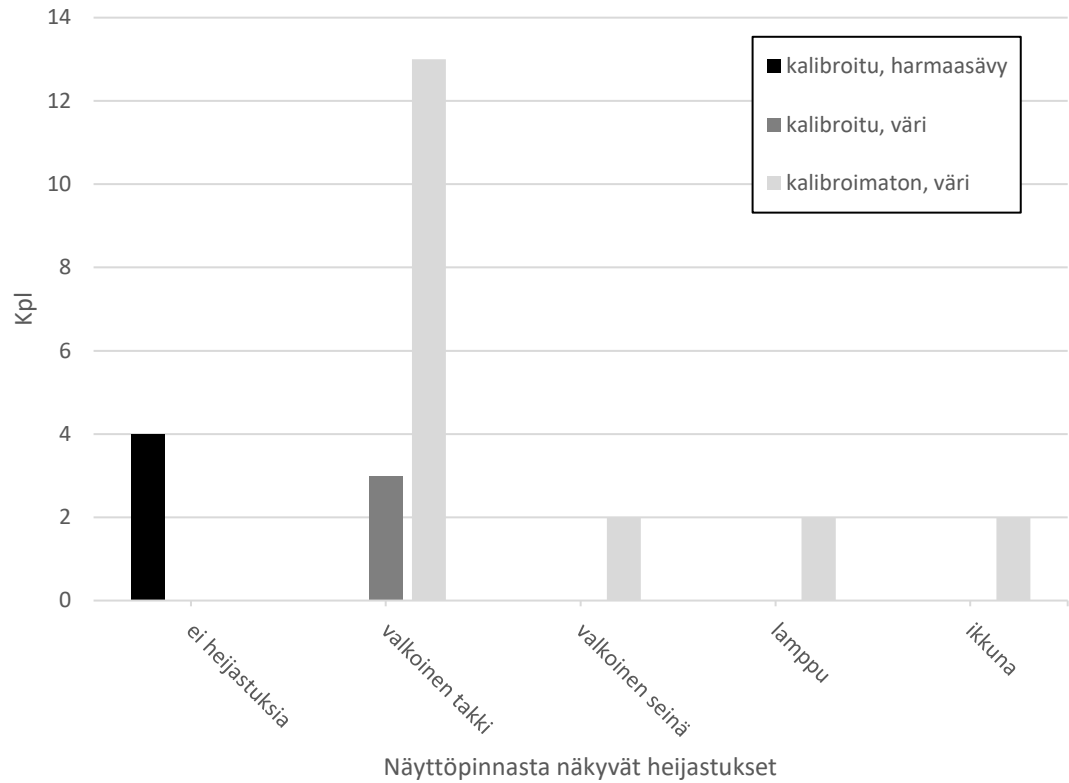
**Kuva 22.** TG18-QC-testikuvassa olevien viivaparien näkyvyys mitatuilla näytöillä.

Vain yhdessä näytössä viivakuviot eivät olleet selkeästi näkyvissä. Siinäkin pystysuunnassa olevat viivakuviot olivat erotettavissa, mutta vaakasuuntaiset viivat laskostuivat. Näyttö on sama, joka sai Cx-kuvioiden arvosanaksi 2 eli näyttö numero 18. Tässäkin testissä tulee muistaa, että kuvaa ei tarkasteltu siten, että yksi kuvapikseli vastaa yhtä näyttöpikseliä. Viivakuviot tulisivat näkyville, jos näytön asetukset olisivat oikein.

Tässä tutkimuksessa tehdyt paikkaresoluutiotestit eivät ole erityisen tarkoituksenmukaisia nestekidenäytöille. Koska nestekidenäyttö koostuu yksittäisistä soluista, jotka ovat toisistaan riippumattomia, yhden pikselin tuottama valo ei leviä muiden pikselien alueelle. Paikkaresoluutiotesti on suunnattu pääasiassa CRT-näytöille, joissa kuvapikseli sumentuu elektronisuihkun poikkeuttamiseen ja näyttöpinnan muotoon liittyvien epätarkkuuksien johdosta. LCD-näytöt ovat kuitenkin syrjäyttäneet CRT-näytöt, joita ei ollut käytössä enää yhtään sairaaloissa ja terveyskeskuksissa, joissa tämä tutkimus suoritettiin.

## 5.6 Kuvankatseluympäristö

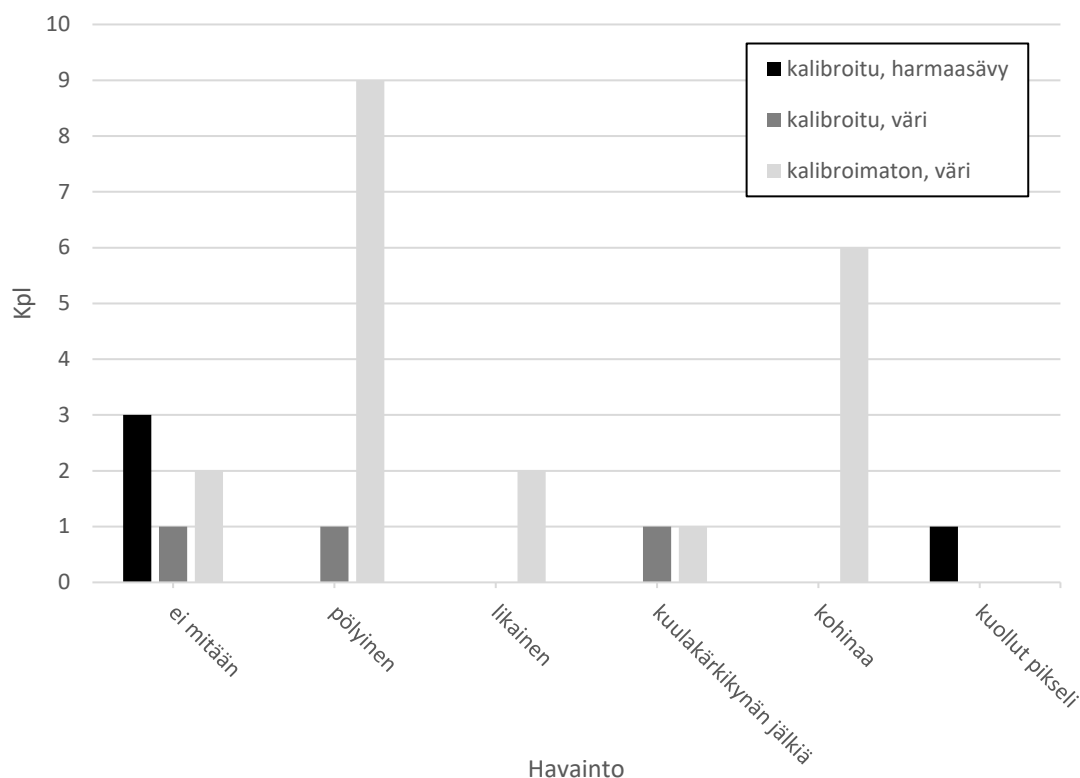
Jokaisen näytön kuvankatseluympäristöä ja näyttöä arvioitiin silmämääräisesti kuvankatselua haittaavien tekijöiden varalta. Katseluympäristössä kiinnitettiin huomiota näytön sijoitteluun suhteessa kirkkaisiin valoihin ja ikkunoihin, jotka saattavat aiheuttaa heijastuksia näytölle. Näyttöpinnasta arvioitiin kuvien tarkastelua haittaavia tekijöitä, kuten pölyisyyttä ja likaisuutta sekä asioita, jotka eivät ilmene muiden testien tuloksista, kuten kuvan huomattava kohina. Näyttöpinnasta heijastuvat kohteet ja monessako näytössä kyseisiä heijastuksia esiintyi, on kerätty kuvaan 23.



**Kuva 23.** Näyttöpinnasta erottuvat heijastukset ja niiden määrät näyttötyypeittäin. Jos näytöstä erottui useampia heijastuvia kohteita, se on sijoitettu kaikkiin vastaaviin ryhmiin.

Vain kalibroitujen harmaasävynäyttöjen kuvankatselutilat on suunniteltu siten, että näytöille ei tullut heijastuksia. Muiden näyttöjen kohdalla heijastuksia näytölle syntyy vähintään lääkärin valkoisesta takista. Joissakin tapauksissa näytöltä oli erotettavissa lamppu, kirkas ikkuna tai auringonvalon valaisema seinä. Kaikki näytöt olivat kuitenkin mattapintaisia, jolloin näytöltä tuleva heijastus ei ole korkeakontrastinen, eikä siten haittaa kuvankatselua samalla tavalla kuin kirkaspintaisissa näytöissä.

Kuvankatseluympäristön lisäksi itse näytöstä tarkasteltiin asioita, joilla on vaikutusta kuvankatseluun, mutta eivät kuitenkaan ilmene muissa testeissä. Kaikki havaitut asiat on koottu kuvaan 24.



**Kuva 24.** Näytöissä havaitut kuvankatselua haittaavat tekijät, jotka eivät ilmene muissa testeissä. Jos näytössä ilmeni useampia tekijöitä, se on sijoitettu kaikkiin vastaaviin ryhmiin.

Yhteensä vain kuudessa näytössä ei ollut huomautettavaa. Näyttö asetettiin johonkin kategoriaan, mikäli se sisälsi tavallista enemmän kyseistä kuvankatselua haittaavaa tekijää. Siten esimerkiksi vain vähän pölyiset näytöt voivat olla ”ei mitään”-kategoriassa. Tuloksista voidaan päätellä, että kuvankatselutilojen siivouksessa ja näytön puhtaanapidossa on parantamisen varaa. Myös käyttäjien tulisi olla huoleellisempia, jotta näytöille ei tulisi kuulakärkikynäjälkien tapaisia kuvankatselua haittaavia tekijöitä.

## 5.7 Mittausvirheet

Tutkimuksessa käytettiin Unfors Xi -merkkistä mittaria, johon oli kiinnitetty luminanssin ja illuminanssin mittaamista varten valosensori. Käytetty mittari täyttää AAPM:n suositukset mittaustarkkuudesta kaikkien muiden paitsi CIE-standardin mukaisen spektrivasteen osalta. AAPM:n raportissa kuitenkin todetaan, että spektrivasteen tarkkuus on riittävä, jos mittari on kalibroitu siten, että kalibrointi on suoritettu tietyille näyttötyypille ja on jäljitettävissä NIST:n laitteisiin [14]. Käytetty mittari täyttää tämän ehdon. Mittarin virherajoiksi ilmoitetaan käyttöohjeissa  $\pm 3\%$  luminanssi- ja illuminanssimittauksille. Luminanssimittarin mittausalue on  $0,05 - 50\,000 \text{ cd/m}^2$  ja resoluutio  $0,01 \text{ cd/m}^2$ .

Todelliset mittausvirheet ovat laitteen valmistajan ilmoittamia arvoja suuremmat. Luminanssimittauksissa mittarin näyttämä arvo muuttui usean luksin alueella, joista pyrittiin

valitsemaan keskimääräinen arvo. Illuminanssimittauksissa mittaustulokseen huomattavasti ulkoa tulevan valon määrä ja mittaavan henkilön oleminen osittain näytölle saapuvan valon edessä. Mittausvirheet pyrittiin minimoimaan olemalla mahdollisimman kaukana näytöstä ja poissa suurten valonlähteiden edestä. Kaikissa tapauksissa tämä ei ollut kuitenkaan täysin mahdollista.

## 6. POHDINTA

Tämän tutkimuksen tarkoituksena oli kartoittaa Satakunnan sairaanhoitopiirin alueella radiologisten kuvien katseluun käytettyjen näyttöjen laatua. Tutkimukseen pyrittiin valitsemaan näyttöjä, joilta tehdään diagnooseja ilman radiologin lausuntoa. Tällaisissa näytöissä on tutkimuksen [1] mukaan puutteita laadussa. Lisäksi tutkimukseen otettiin mukaan referenssinäytöiksi radiologisten kuvien katseluun tarkoitettuja DICOM-kalibroituja näyttöjä.

Tämän tutkimuksen tuloksista voidaan päätellä, etteivät radiologisten kuvien katseluun käytettävät kalibroimattomat värinäytöt ole laadunvalvontastandardien vaatimalla tasolla Satakunnan sairaanhoitopiirin alueella. Suurimmat puutteet olivat näyttöjen luminanssivasteessa, katselutilan valaistuksessa ja näyttöpintojen puhtaanapidossa. Kalibroidut harmaasävy- ja värinäytöt täyttävät AAPM:n primäärinäytöille asettamat kriteerit.

Tutkimustulokset vastaavat Liukkosen väitöskirjan [1] tuloksia, joiden mukaan terveyskeskuksissa ja sairaaloissa käytetään pääasiassa kalibroimattomia värinäyttöjä radiologisten yksiköiden ulkopuolella. Kalibroimattomien värinäyttöjen suorituskyky vastaa myös väitöskirjan tuloksia eli ne eivät täytä AAPM:n primääri- ja sekundäärinäytöille antamia suosituksia. Suurin ero tutkimusten välillä syntyy siitä, että LCD-näytöt ovat korvanneet CRT-näytöt kokonaan kuvankatselukäytössä. DICOM-kalibroidut LCD-näytöt vastaavat GSDF-standardia huomattavasti DICOM-kalibroituja CRT-näyttöjä paremmin. Tutkimustulokset vastaavat myös Seinäjoen ammattikorkeakoulussa vuonna 2010 tehdyn opinnäytetyön [30] tuloksia. Opinnäytetyössä tutkittiin Seinäjoen keskussairaalan ja Seinäjoen terveyskeskuksen lääkärin työasemien laatua. Tutkimuksessa todettiin, että yksikään kuvankatseluun käytettävä kuluttajataso kalibroimaton värinäyttö ei vastannut AAPM:n suosituksia luminanssivasteesta. Tutkimuksessa todettiin myös kuvankatselutilojen olevan monissa tapauksissa liian valoisia. Lisäksi opinnäytetyössä DICOM-kalibroitiin mitatut näytöt, jonka jälkeen vain 3 näyttöä 17:stä ei saavuttanut primäärinäytöltä vaadittua luminanssivastetta. Kalibroinnin jälkeen GSDF-standardin ulkopuolella olevat mittauspisteet olivat kuitenkin huomattavasti lähempänä standardia kuin ennen DICOM-kalibrointia.

Radiologisten yksiköiden ulkopuolella sijaitsevien näyttöjen laatu on tärkeää, koska Liukkosen väitöskirjan [1] mukaan noin 60 % röntgentutkimuksista jää ilman radiologin lausuntoa. AAPM:n [14] ja STUKin [22] suositusten mukaan radiologisten kuvien katseluun käytettävän näytön tulisi täyttää primäärinäytön vaatimukset, jos siltä tehdään kerrankin diagnoosi ilman radiologin lausuntoa.

Kuluttajatasen näyttöjen sopivuudesta diagnostiikkaan on tehty monia tutkimuksia. Liukonen et al. [27] vertasi kuluttajatasen näyttöjä radiologisten kuvien katseluun tarkoitettuihin näyttöihin valoisissa ja hämärissä olosuhteissa keuhkojen röntgenkuvien avulla. Tutkimuksen tulosten mukaan kirkas 510 luksin valaistus vaikuttaa huomattavasti kuluttajatasen näytöltä tehtäviin diagnooseihin riippumatta siitä, onko näyttö DICOM-kalibroitu. Hämärissä olosuhteissa näyttöjen suorituskyvyssä ei havaittu mainittavia eroja. Tutkimuksessa todetaan kuluttajatasen näyttöjen olevan sopimattomia kuvankatseluun valoisissa olosuhteissa.

Kuluttajatasen näyttöjä on verrattu useissa tutkimuksissa hammasröntgenkuvien avulla radiologisiin näyttöihin. Kallio-Pulkinen et al. [25] vertasi hampaiden bitewing-kuvien avulla kalibroimattomia ja DICOM-kalibroituja kuluttajatasen näyttöjä radiologisiin näyttöihin. Tutkimuksen mukaan kuluttajatasen näytön DICOM-kalibrointi parantaa kuvanlaatua huomattavasti varsinkin valoisissa 510 luksin olosuhteissa ja on verrattavissa 6 megapikselin DICOM-kalibroituun radiologiseen näyttöön. Toisessa tutkimuksessa Kallio-Pulkinen et al. [24] vertasi näyttöjä hampaiden panoraamaröntgenkuvien avulla. Tämänkin tutkimuksen mukaan kuluttajatasen näytön DICOM-kalibrointi parantaa näytön laatua niin paljon, että se vastaa radiologista näyttöä. Kuluttajatasen näytön kuvanlaatu paranee jopa sille tasolle, että tutkimus toteaa sen olevan laadultaan riittävä hammasröntgenkuvien diagnosoimiseen jopa valoisassa 510 luksin ympäristössä. Kolmannessa Kallio-Pulkkinen et al. tekemässä tutkimuksessa [26] todetaan, että hammasröntgenkuvien diagnosoinnissa lääkärin kokemuksella on huomattava vaikutus kuvankatseluun. Kokenempi lääkäri osaa tehdä oikean diagnoosin huomattavasti helpommin näytöltä ja valoisammassa olosuhteissa, kun taas kokemattoman lääkärin diagnoosit ovat riippuvaisempia kuvanlaadusta.

Pakkala et al. [29] tutki ympäristön valaistuksen vaikutusta kariksen diagnosointiin hammasröntgenkuvista. Tutkimuksen tulosten mukaan 400 luksin valaistus ei vaikuta kariksen diagnosointiin riippumatta siitä, tarkasteltiin kuvia kuluttajatasen näytöltä vai radiologiselta näytöltä. Hellén-Halme et al. on tehnyt kaksi tutkimusta [28; 31] kariksen diagnosoinnista. Molempien tutkimusten mukaan kirkkaalla yli 1000 luksin valaistuksella on huomattavia vaikutuksia kariesdiagnooseihin näyttötyypistä riippumatta.

Edellä esiteltyjen tutkimusten perusteella on selvää, että kalibroimattomien kuluttajatasen värinäyttöjen DICOM-kalibrointi parantaa huomattavasti näyttöjen suorituskykyä, vaikakakaan kaikissa tapauksissa suorituskyky ei yltänyt täysin radiologisten näyttöjen tasolle. Yhdistettynä tämän tutkimuksen tuloksiin, annetaan suositus, että kuluttajatasen kalibroimattomat värinäytöt tulee DICOM-kalibroida näyttöjen vastaanottotarkastuksen yhteydessä. Lisäksi näytöille tulee suorittaa Säteilyturvakeskuksen suosittelemat laadunvalvontatestit säännöllisesti. Koska näytöt hankitaan Satakunnan sairaanhoitopiirin alueelle kolmen vuoden mittaisella leasing-sopimuksella, näytöt DICOM-kalibroitaisiin tällöin joka kolmas vuosi.

Esiteltyjen tutkimusten mukaan DICOM-kalibroinnin lisäksi ympäristön valoisuudella on huomattava vaikutus diagnooseihin. Ympäristön valoisuuden vaikutus saattaa olla myös riippuvainen tarkasteltavasta kohteesta, koska kaikissa tutkimuksissa eroja ympäristön valoisuudella ei ollut. Toisissa tutkimuksissa kuitenkin todettiin kirkkaan valaistuksen heikentävän merkittävästi kuvanlaatua. Eniten kirkkaasta valaistuksesta kärsivät kuluttajataso näyttöt, joiden maksimiluminanssi on radiologisia näyttöjä heikompi. Koska lääkäreiden työasemilla on pääasiassa kuluttajataso näyttöjä, kuvankatselutilan valaistukseen tulee kiinnittää nykyistä enemmän huomiota. Aikaisempien tutkimusten ja tämän tutkimusten tulosten perusteella suositellaan, että lääkäreiden huoneet muutettaisiin helpommin pimennettäväksi. Helppo huoneen pimentäminen voitaisiin saavuttaa esimerkiksi pimentävillä verhoilla ja valonkatkaisijoiden asentamisella työpöydän läheisyyteen.

Tämän tutkimuksen tuloksista ilmeni, että kuvankatseluun käytettyjen näyttöjen puhtaanapidossa on puutteita. Näyttöpinoilla oli huomattava määrä pölyä ja likaa sekä esimerkiksi kuulakärkikynistä tulleita jälkiä. Tulosten perusteella suositellaan, että jokainen käyttäjä puhdistaa itse näyttönsä vähintään kerran viikossa.

Kuluttajataso näyttöjen käyttäminen radiologisten kuvien katseluun on perusteltua niiden halvan hinnan takia. Radiologisten näyttöjen edut ovat korkeampi maksimiluminanssi ja niiden kalibroiminen itsestään DICOM-standardin mukaisiksi sisäisten sensorien avulla. Radiologiset näyttöt voivat maksaa kuitenkin tuhansia euroja, kun taas kuluttajataso näyttöjen hinnat liikkuvat sadoissa euroissa. Hintavertailussa pitää ottaa myös huomioon kuluttajanäyttöjen kalibroinnin hinta ja niiden lyhyempi käyttöikä. Kuluttajataso näyttöjen maksimiluminanssi heikentyy nopeasti ajan myötä, jonka takia niiden sopevuus kuvankatseluun heikkenee. Radiologiset näyttöt on suunniteltu siten, että ne pitävät maksimiluminanssinsa samana näytön ikääntymisestä huolimatta. Kuluttajataso näyttöt tulisi maksimiluminanssin heikkenemisen takia vaihtaa uusiin vastaaviin tasaisin väliajoin. Oikein käytettynä kuluttajataso näyttöt ovat kuitenkin edullinen vaihtoehto diagnostisiin tarkoituksiin.



## 7. YHTEENVETO

Tämän tutkimuksen tarkoituksena oli tutkia Satakunnan sairaanhoitopiirin alueella radiologisten kuvien katseluun käytettyjen näyttöjen laatua. Mittauksiin pyrittiin valitsemaan näyttöjä, joilta tehdään diagnooseja ilman radiologin lausuntoa ja joiden pitäisi siten täyttää primäärinäytön vaatimukset.

Mittaukset suoritettiin AAPM:n vuonna 2005 julkaiseman radiologisten näyttöjen laadunvalvontaa koskevan raportin mukaan. AAPM:n raportissa suositellaan radiologisten kuvien katseluun käytetyille näyttöille erilaisia laadunvalvontamittauksia ja visuaalisia testejä. Mittausten ja mittausten menetelmien lisäksi raportin mukana toimitetaan testikuvat, joilla mittaukset voidaan suorittaa.

Tutkimusten tulosten mukaan Satakunnan sairaanhoitopiirin sairaaloissa ja terveyskeskuksissa on käytössä pääasiassa kalibroimattomia kuluttajatasoisen värinäyttöjä, jotka eivät vastaa AAPM:n suosittelemaa GSDF-standardin mukaista luminanssivastetta. Satakunnan keskussairaalan päivystysosastolle oli hankittu muutamia laadukkaampia DICOM-kalibroituja värinäyttöjä, jotka täyttävät GSDF-standardin vaatimukset ja ovat luminanssivasteen osalta yhtä laadukkaita kuin referenssinä toimineet DICOM-kalibroidut harmaasävyinäytöt. Katselutilojen valaistuksessa oli selviä puutteita kuluttajatasoisen näyttöjen kohdalla ja huoneiden valaistus vastasi pahimmillaan

Kun tuloksia vertaillaan aiheesta aiemmin tehtyihin tutkimuksiin, voidaan todeta niiden olevan yhteneviä aiempien tutkimustulosten kanssa. Kuluttajatasoisen näyttöjen sopivuutta kuvankatseluun selvittävien tutkimusten ja tämän tutkimusten tulosten perusteella, annetaan suositus DICOM-kalibroida kaikki kuluttajatasoisen värinäytöt vastaanottotarkastuksen yhteydessä. Lisäksi kuvankatselutilojen valaistukseen on kiinnitettävä enemmän huomiota ja kuvankatselutilat tulee muuttaa helpommin pimennettäviksi.

## LÄHTEET

- [1] E. Liukkonen, Radiologisten kuvien katselussa käytettävien näyttöjen laatu, väitöskirja, Acta Universitatis Ouluensis. 1058, 2010, Saatavilla: <http://jultika.oulu.fi/files/isbn9789514262180.pdf>.
- [2] J.M. Lowe, P.C. Brennan, M.G. Evanoff, M.F. McEntee, Variations in Performance of LCDs Are Still Evident After DICOM Gray-Scale Standard Display Calibration, American Journal of Roentgenology, Vol. 195, No. 1, 2010, pp. 181-187.
- [3] D. McIlgorm, J. McNulty, DICOM part 14: GSDF-calibrated medical grade monitor vs a DICOM part 14: GSDF-calibrated "commercial off-the-shelf" (COTS) monitor for viewing 8-bit dental images. Dentamaxillofacial Radiology, Vol. 44, No. 3, 2015, pp. 20140148.
- [4] Röntgentutkimukset, Säteilyturvakeskus, verkkosivu. Saatavilla (viitattu 28.9.2016): <http://www.stuk.fi/aiheet/sateily-terveydenhuollossa/rontgentutkimukset>.
- [5] G. Gassler, Cathode Ray Tubes (CRTs), in: J. Chen, W. Cranton, M. Fihn (ed.), Handbook of Visual Display Technology, Springer Berlin Heidelberg, Berlin, Heidelberg, 2012, pp. 1043-1054.
- [6] I.K. Indrajit, B.S. Verma, Monitor displays in radiology: Part 1, The Indian Journal of Radiology & Imaging, Vol. 19, No. 1, 2009, pp. 24-28.
- [7] J. Gurski, L. Quach, Display technology overview, Lytica, 2005.
- [8] I. Pappas, S. Siskos, C. Dimitriadis, Active-Matrix Liquid Crystal Displays - Operation, Electronics and Analog Circuits Design, in: G. Tkachenko (ed.), New Developments in Liquid Crystals, inTech, 2009, pp. 147-170.
- [9] TFT Displays, Newhaven Display International Inc., verkkosivu. Saatavilla (viitattu 23.8.2016): [http://www.newhavendisplay.com/tft\\_page.html](http://www.newhavendisplay.com/tft_page.html).
- [10] F. Kataoka, H. Nomura, Y. Nogami, H. Arima, Y. Sawano, K. Banno, T. Fujii, D. Aoki, Evaluation of Clinical Usefulness of a Medical Monitor Equipped With an Organic Electroluminescence Panel in Comparison With Liquid Crystal Display Monitors, Journal of Minimally Invasive Gynecology, Vol. 20, No. 4, 2013, pp. 522-528.
- [11] C. Freudenrich, How OLEDs work, HowStuffWorks, verkkosivu. Saatavilla (viitattu 26.10.2016): <http://electronics.howstuffworks.com/oled2.htm>.
- [12] J. Cross, Three-Minute Tech: AMOLED, PCWorld, verkkosivu. Saatavilla (viitattu 26.7.2016): <http://www.pcworld.com/article/2000075/three-minute-tech-amoled.html>.
- [13] E. Sorantin, Soft-copy display and reading: what the radiologist should know in the digital era, Pediatric radiology, Vol. 38, No. 12, 2008, pp. 1276-1284.

- [14] Assessment of Display Performance for Medical Imaging Systems, 3, American Association of Physicists in Medicine, Task Group 18, 2005.
- [15] G. Morrison, Is LCD and LED LCD HDTV uniformity a problem? CNET, verkkosivu. Saatavilla (viitattu 3.9.2016): <https://www.cnet.com/news/is-lcd-and-led-lcd-hdtv-uniformity-a-problem/>.
- [16] Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM), Part 14: Grayscale Standard Display Function, National Electrical Manufacturers Association, Rosslyn, Virginia, 2006.
- [17] M. Matsuyama, J. Morishita, H. Akamine, S. Tokurei, H. Yabuuchi, Y. Nakamura, N. Hashimoto, M. Ohki, Effect of ambient lighting on liquid-crystal displays with different types of surface treatment, Radiological Physics and Technology, Vol. 6, No. 1, 2013, pp. 121-129.
- [18] S. Smith, Special Imaging Techniques, in: The Scientist and Engineer's Guide to Digital Signal Processing, 1997, pp. 423-450.
- [19] About SMPTE, Society of Motion Pictures and Television Engineers (SMPTE), verkkosivu. Saatavilla (viitattu 20.7.2016): <https://www.smpte.org/about>.
- [20] R. Franzen, Medical Diagnostic Imaging Test Pattern, verkkosivu. Saatavilla (viitattu 11.05.2017): [https://en.wikipedia.org/wiki/Society\\_of\\_Motion\\_Picture\\_and\\_Television\\_Engineers#/media/File:SMPTE\\_RP-133\\_small.png](https://en.wikipedia.org/wiki/Society_of_Motion_Picture_and_Television_Engineers#/media/File:SMPTE_RP-133_small.png).
- [21] Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM), Part 1: Introduction and Overview, National Electrical Manufacturers Association, Rosslyn, Virginia, 2006.
- [22] Terveysturvallisuuden röntgenlaitteiden laadunvalvontaopas, 2, Säteilyturvakeskus, 2008, Saatavilla: <https://www.stuk.fi/documents/12547/718600/STUK-tiedottaa-2-2008.pdf/eff89f1a-38cb-4c98-811b-65191f601c0b>.
- [23] Röntgentutkimukset terveydenhuollossa, ST 3.3, 2014. Saatavilla: <http://www.finlex.fi/data/normit/26677/ST3-3.pdf>.
- [24] S. Kallio-Pulkkinen, M. Haapea, E. Liukkonen, S. Huuonen, O. Tervonen, M.T. Nieminen, Comparison between DICOM-calibrated and uncalibrated consumer grade and 6-MP displays under different lighting conditions in panoramic radiography, Dentomaxillofacial Radiology, Vol. 44, No. 5, 2015, pp. 20140365.
- [25] S. Kallio-Pulkkinen, S. Huuonen, M. Haapea, E. Liukkonen, A. Sipola, O. Tervonen, M.T. Nieminen, Effect of display type, DICOM calibration and room illuminance in bitewing radiographs, Dentomaxillofacial Radiology, Vol. 45, No. 1, 2015, pp. 20150129.
- [26] S. Kallio-Pulkkinen, M. Haapea, E. Liukkonen, S. Huuonen, O. Tervonen, M.T. Nieminen, Comparison of consumer grade, tablet and 6MP-displays: observer performance in detection of anatomical and pathological structures in panoramic radiographs,

Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, Vol. 118, No. 1, 2014, pp. 135-141.

[27] E. Liukkonen, A. Jartti, M. Haapea, H. Oikarinen, L. Ahvenjärvi, S. Mattila, T. Nevala, K. Palosaari, M. Perhomaa, M.T. Nieminen, Effect of display type and room illuminance in chest radiographs, *European Radiology*, Vol. 26, No. 9, 2016, pp. 3171-3179.

[28] K. Hellén-Halme, A. Petersson, G. Warfvinge, M. Nilsson, Effect of ambient light and monitor brightness and contrast settings on the detection of approximal caries in digital radiographs: an in vitro study, *Dentomaxillofacial Radiology*, Vol. 37, No. 7, 2008, pp. 380-384.

[29] T. Pakkala, L. Kuusela, M. Ekholm, A. Wenzel, F. Haiter-Neto, M. Kortensniemi, Effect of Varying Displays and Room Illuminance on Caries Diagnostic Accuracy in Digital Dental Radiographs, *Caries Research*, Vol. 46, No. 6, 2012, pp. 568-574.

[30] J. Uusi-Niemi, Lääkäreiden työasemanäyttöjen DICOM-kalibrointi ja laadunvalvontamittauksia, Seinäjoen ammattikorkeakoulu. 10024/144., 2010, Saatavilla: <http://urn.fi/URN:NBN:fi:amk-2010101513746>.

[31] K. Hellén-Halme, A. Lith, Effect of ambient light level at the monitor surface on digital radiographic evaluation of approximal carious lesions: an in vitro study, *Dentomaxillofacial Radiology*, Vol. 31, No. 3, 2012, pp. 192-196.

# LIITE A: MITTAUSTULOKSET

Poikkeama GSDF-standardista mittauspisteittäin (%)																	
Harmaasävyarvo																	
Näyttö	120	360	600	840	1080	1320	1560	1800	2040	2280	2520	2760	3000	3240	3480	3720	3960
1	5,85	8,66	0,45	1,30	0,93	0,72	1,51	0,39	1,23	0,52	0,30	0,23	2,38	1,83	1,73	0,20	4,07
2	5,14	6,47	0,56	0,78	0,40	0,21	1,71	0,34	0,82	1,84	1,22	2,91	1,47	1,01	0,91	2,38	4,17
3	3,48	7,86	3,18	3,25	1,80	0,91	1,87	3,41	1,86	1,35	0,74	0,69	2,24	2,83	0,17	2,08	1,19
4	0,30	10,34	0,24	3,42	0,74	1,08	5,08	1,34	1,57	1,96	1,72	1,34	2,28	1,16	0,36	0,25	4,30
5	2,59	7,63	1,23	0,79	0,39	1,25	1,67	3,49	3,31	1,63	0,10	1,04	0,14	0,50	2,92	2,41	3,14
6	3,72	7,19	0,30	2,13	1,33	0,64	0,96	0,40	2,23	0,47	4,58	0,16	0,05	0,10	2,23	0,71	0,40
7	7,63	8,51	2,83	3,15	4,60	0,91	3,24	1,87	0,43	2,81	0,48	3,59	2,60	3,73	3,48	4,54	3,81
8	2,10	35,87	23,14	3,58	5,34	8,69	0,07	1,27	18,34	13,79	16,89	19,40	20,74	27,64	41,34	34,77	30,37
9	10,20	64,09	40,33	33,91	6,56	6,94	15,85	22,18	18,72	18,80	24,01	29,51	28,26	27,68	37,53	43,77	86,44
10	21,86	61,49	42,66	37,94	10,58	2,52	14,28	12,58	15,23	14,83	26,20	26,97	17,75	28,18	34,13	50,63	102,05
11	10,91	34,68	12,43	7,18	3,38	5,48	3,10	11,03	22,80	23,32	15,67	30,90	30,99	33,08	45,27	46,19	25,21
12	41,73	49,16	32,81	22,29	17,18	0,77	1,36	0,26	8,51	13,32	13,11	17,13	16,66	12,00	0,93	22,24	39,68
13	48,46	39,82	40,08	26,00	15,86	13,43	5,66	0,69	14,15	3,31	12,28	15,15	15,19	20,95	1,33	8,79	20,76
14	15,14	24,84	5,16	11,00	12,29	5,25	1,59	10,15	15,66	7,70	18,18	28,28	31,78	29,68	25,43	30,84	43,85
15	11,04	22,68	6,21	8,75	13,93	5,39	2,30	6,46	11,16	8,21	12,92	22,53	28,15	30,25	24,21	26,25	33,49
16	17,61	54,63	30,60	23,14	6,42	3,07	12,43	13,67	17,41	9,99	14,23	10,76	16,63	26,99	38,26	51,53	49,88
17	11,88	39,60	13,47	3,59	0,93	1,06	9,71	15,43	16,36	21,05	18,87	25,97	24,25	26,88	40,87	43,99	30,42
18	21,34	38,94	19,79	12,99	4,13	2,92	13,65	16,82	20,37	25,27	30,57	31,66	31,91	39,35	40,61	45,01	50,84
19	9,70	33,86	16,08	7,30	11,02	2,66	5,01	5,92	10,73	13,73	14,87	12,59	12,47	12,97	27,45	31,65	9,80
20	12,55	40,00	17,71	18,54	11,94	11,87	0,41	4,98	14,49	20,39	21,75	22,28	21,60	14,90	15,94	17,31	27,59
21	2,55	54,88	30,24	18,90	18,07	25,17	1,74	26,11	16,39	18,51	11,32	21,43	27,20	36,09	54,18	60,50	70,65
22	12,04	54,00	31,41	29,74	19,98	13,85	9,52	6,95	21,92	22,20	21,64	36,00	33,82	32,95	29,57	38,41	42,24
23	36,52	47,40	28,82	30,15	22,34	8,35	4,97	2,83	9,86	18,03	18,13	20,16	24,53	6,78	19,33	14,85	31,49
24	7,47	49,73	29,17	18,47	11,39	5,73	10,25	10,72	17,01	22,84	26,03	30,64	30,15	32,42	27,11	36,18	43,54
25	41,03	81,33	56,55	33,37	7,51	1,55	3,55	5,59	16,66	26,81	30,63	39,85	36,47	36,30	36,47	48,60	68,17

## Luminanssin tasaisuus (%)

Näyttö	Testikuva	
	UNL10	UNL80
1	15,38	16,98
2	15,78	17,97
3	14,63	13,16
4	15,03	14,54
5	10,53	7,06
6	13,14	10,96
7	8,33	7,93
8	27,27	12,83
9	24,86	11,35
10	25,73	15,57
11	26,39	18,70
12	45,61	19,28
13	49,41	25,10
14	17,72	16,54
15	16,46	15,54
16	33,33	22,55
17	25,24	17,40
18	19,87	11,91
19	16,76	8,15
20	12,77	8,84
21	26,09	14,41
22	34,53	15,20
23	22,61	12,49
24	13,77	9,52
25	28,33	23,57

Näyttö	Illuminanssi (lx)
1	4,40
2	2,90
3	5,31
4	5,95
5	360,00
6	411,00
7	530,00
8	312,50
9	340,00
10	252,00
11	227,00
12	270,00
13	290,00
14	339,00
15	786,00
16	784,00
17	669,00
18	974,00
19	707,00
20	330,00
21	147,00
22	214,00
23	13,50
24	240,00
25	296,00