

Antti Latomäki

**Primaaristen radiologien lausuntomonitorien  
laadunvalvontamittauksia**

Opinnäytetyö

Kevät 2010

Tekniikan yksikkö

Tietotekniikka

Sulautetut järjestelmät



## SEINÄJOEN AMMATTIKORKEAKOULU

### Opinnäytetyön tiivistelmä

Koulutusyksikkö: Tekniikan yksikkö

Koulutusohjelma: Tietotekniikan koulutusohjelma

Suuntautumisvaihtoehto: Sulautettujen järjestelmien suuntautumisvaihtoehto

Tekijä: Antti Latomäki

Työn nimi: Primaaristen radiologien lausuntomonitorien laadunvalvontamittauksia

Ohjaaja: Jouni Björkman

Vuosi: 2010

Sivumäärä: 59

Liitteiden lukumäärä: 1

---

Tässä työssä tutkitaan Etelä-Pohjanmaan sairaanhoitopiirissä käytettyjen radiologien lausuntomonitorien laatua suorittamalla niille muutamia laadunvalvontamittauksia. Tavoitteena oli luoda kattava selvitys, joka edistää toimeksiantajan tietoisuutta näyttölaitteistojen nykytilasta. Työssä esitellään sairaanhoitopiirissä käytetty mittausproseduuri, mittauslaitteisto, käytettävä testiaineisto sekä käsitellään yleisesti näyttölaitteiden kuvanlaatuun vaikuttavia tekijöitä.

Itse laadunvarmistusmittaukset perustuvat pitkälti American Association of Physicists in Medicine -järjestön (AAPM) vuonna 2005 julkaisemaan aineistoon ja testiin. Järjestön aineisto on kuitenkin sen verran kattava, että mittausproseduuriin ei ole valittu kaikkia suositeltuja testejä, vaan testeistä on mukaan valittu ne, jotka ovat laadunvarmistuksen kannalta kriittisimpiä ja toisaalta testattavien näyttöjen sekä käytössä olevan mittauslaitteiston osalta soveltuvimpia.

Työn teoriaosuudessa luodaan katsaus lääketieteelliseen kuvantamiseen yleisesti, jonka lisäksi tutkitaan jo olemassa olevaa aineistoa sekä aihepiiriä koskettavia suosituksia ja standardeja. Työssä on myös kuvattu sairaanhoitopiirin näytöille suoritettavat testit taustoineen, menetelmineen ja tuloksineen. Lopuksi saatuja tuloksia on analysoitu ja johtopäätökset on esitetty. Myös muutamia jatkokehitysmahdollisuuksia on kirjattu työn loppuun.

Avainsanat: lääketieteellinen kuvantaminen, primaariset näyttölaitteet, laadunvalvontamittaus, AAPM TG18

SEINÄJOKI UNIVERSITY OF APPLIED SCIENCES

## Thesis abstract

Faculty: School of Technology  
Degree programme: Information Technology  
Specialisation: Embedded Systems

Author: Antti Latomäki

Title of the thesis: Assessment of Primary Display Performance

Supervisor: Jouni Björkman

Year: 2010

Number of pages: 59

Number of appendices: 1

---

The purpose of this thesis was to assess the quality of primary displays or primary monitors mostly used by radiologists while diagnosing medical images. The assessed medical displays were property of the local hospital and the local health care district who also commissioned this work. The goal of this thesis was to give the client a clearer picture of the current state of the primary display units in use at the moment.

The testing procedure used in this thesis was heavily based on the material of American Association of Physicists in Medicine (AAPM) released in 2005. Not all tests and test patterns recommended by the AAPM were used but those that bore the highest importance and applicability considering the inspected displays and measuring equipment were employed.

The theory part of this work reviews medical imaging in general as well as some of the readily available research materials, standards and recommendations on the subject. The methods section includes the presentation of the measuring procedure used to assess the primary displays along with some more in-depth theory on the TG18 patterns and properties of display devices in general. Finally, in the last part the results and conclusions based on them are laid out. Some ideas for further development of the assessment of primary display performance are also suggested.

Keywords: medical imaging, primary displays, assessment of display performance, AAPM TG18

## SISÄLTÖ

Opinnäytetyön tiivistelmä.....	2
Thesis abstract.....	3
SISÄLTÖ.....	4
Käytetyt termit ja lyhenteet .....	6
Kuvio- ja taulukkoluetelo.....	8
<b>1 JOHDANTO .....</b>	<b>10</b>
1.1 Yleistä .....	10
1.2 Tavoitteet .....	11
1.3 Työn eteneminen .....	11
1.3.1 Opinnäytetyön aiheen rajaus .....	11
1.3.2 Työn rakenne.....	12
<b>2 TAUSTA.....</b>	<b>13</b>
2.1 Lääketieteellinen kuvantaminen.....	13
2.1.1 Radiologian kuvantamismenetelmät .....	13
2.1.2 Kuvantamisen digitalisoituminen.....	14
2.2 Työasema ja lausuntomonitorit .....	15
2.3 Aiempi tutkimustieto.....	16
2.3.1 Laadunvarmistuksen suosituksia .....	17
2.3.2 DICOM-standardi .....	18
<b>3 MENETELMÄT .....</b>	<b>20</b>
3.1 Tutkittavat näytöt.....	20
3.1.1 Valmistelevat toimenpiteet .....	20
3.1.2 Näyttöjen tyypit ja määrät.....	21
3.2 Mittauslaitteet.....	22
3.2.1 Hagner Universal Photometer Model S2.....	22
3.2.2 Unfors Xi Platinum Edition .....	24
3.3 Testikuvat.....	26
3.3.1 ezDICOM-katseluohjelma .....	27
3.4 Ympäristön vaikutus.....	29

3.4.1	Ympäröivä valaistus.....	29
3.4.2	Näytölle heijastuva valo .....	30
3.4.3	Spekulaarinen heijastus.....	30
3.5	Näyttöjen ominaisuudet.....	31
3.5.1	Minimi- ja maksimiluminanssi.....	33
3.5.2	Luminanssivaste ja -suhde.....	33
3.5.3	Luminanssin tasaisuus.....	34
3.6	Visuaaliset testit .....	35
3.6.1	Luminanssin kulmariippuvuus .....	35
3.6.2	Diffuusiheijastus.....	35
3.6.3	Geometriset vääristymät .....	36
3.6.4	Resoluutio .....	37
3.6.5	Kohina.....	38
3.6.6	Virheelliset pikselit .....	38
3.7	Tiedon keräys ja analysointi.....	40
4	<b>TULOKSET JA YHTEENVETO .....</b>	<b>41</b>
4.1	Tulokset .....	41
4.1.1	Ympäröivä valaistus, näytölle heijastuva valo, heijastukset .....	41
4.1.2	Luminanssivaste, luminanssin tasaisuus ja luminanssisuhde .....	42
4.1.3	Visuaaliset testit.....	45
4.2	Tulosten yhteenveto ja arviointi.....	46
4.3	Työn hyödynnettävyys .....	50
5	<b>POHDINTA .....</b>	<b>52</b>
5.1	Työprosessin arviointi .....	52
5.1.1	Menetelmien arviointi .....	53
5.2	Jatkotutkimuksen mahdollisuuksia .....	54
5.2.1	Teleskooppisen mittarin korvaaminen.....	54
5.2.2	Ajan vaikutus näyttöjen suorituskykyyn.....	55
5.2.3	IEC-standardiin tutustuminen.....	55
5.2.4	Tarkempi tutustuminen tekniikkaan.....	56
	<b>LÄHTEET .....</b>	<b>57</b>

## Käytetyt termit ja lyhenteet

<b>CT</b>	Computed Tomography, tietokonekerroskuvaus tai tietokonetomografia, yksi kuvantamismenetelmä.
<b>Radiologia</b>	Kuvantamiseen perustuva lääketieteellinen diagnostiikka.
<b>MRI</b>	Magnetic Resonance Imaging, magneettikuvaus, ydinmagneettiseen resonanssiin perustuva kuvantamismenetelmä.
<b>LCD</b>	Liquid Crystal Display, nestekidenäyttö.
<b>CRT</b>	Cathode Ray Tube, elektroniputki, jota käytetään kuva-putkinäytöissä kuvan muodostamiseen.
<b>Teleradiologia</b>	Radiologisten kuvien siirtäminen sähköisessä muodossa paikasta toiseen.
<b>Pikseli</b>	Kuvapiste, bittikarttagrafiikassa kuvan pienin osa.
<b>Mammografia</b>	Rinnan röntgenkuvaus.
<b>AAPM</b>	American Association of Physicists in Medicine, amerikkalainen lääketieteellisen fysiikan järjestö.
<b>IPEM</b>	Institute of Physics and Engineering in Medicine, Britanniassa vaikuttava lääketieteen alan järjestö.
<b>IEC</b>	International Electrotechnical Commission, kansainvälinen sähköalan standardeja tuottava organisaatio.

<b>DIN</b>	Deutsches Institut für Normung, saksalainen standardoimilaitos.
<b>TG18</b>	Task Group 18, AAPM:n työryhmä.
<b>GSDF</b>	Grayscale Standard Display Function, DICOM-standardissa määritelty harmaasävynäyttöfunktio.
<b>Bitti</b>	Tietotekniikassa informaation pienin osanen, sisältää kaksi toisensa poissulkevaa tilaa.
<b>DICOM</b>	Digital Imaging and Communications in Medicine, kuvantamisen informaation välityksen standardi.
<b>USB</b>	Universal Serial Bus, laitteiden välisessä tiedonsiirrossa käytetty väylä.
<b>Illuminanssi</b>	Pinta-alalle osuva valon määrä, yksikkö luks (lx).
<b>Luminanssi</b>	Pinnalta lähtevän valon voimakkuus, valovoima pinta-alaa kohti, yksikkö kandela per neliömetri ( $\text{cd}/\text{m}^2$ ).
<b>Modaliteetti</b>	Radiologian tapauksessa eri menetelmiä, joilla tutkimus voidaan suorittaa, kuten röntgen- tai ultraäänikuvaus.
<b>Bluetooth</b>	Laitteiden välisen langattoman tiedonsiirron standardi.
<b>RS-232</b>	Laitteiden välisessä tiedonsiirrossa käytetty väylä.
<b>JND</b>	Just-Noticeable Difference, juuri havaittava muutos.

(American Association of Physicists in Medicine 2005.)

## Kuvio- ja taulukkoluetelo

Kuvio 1. Spekulaarinen heijastus ja diffuusiheijastus .....	36
Kuvio 2. Automaattisella kalibroitijärjestelmällä varustetun lausuntomonitorin luminanssivaste .....	43
Kuvio 3. Ultraäänitutkimustilan lausuntomonitorin luminanssivaste .....	44
Taulukko 1. Mitattujen näyttötyyppien tekniset tiedot.....	21
Taulukko 2. Hagner Universal Photometer Model S2, teknisiä tietoja.....	24
Taulukko 3. Unfors Xi Platinum Edition, teknisiä tietoja .....	26
Taulukko 4. Käytetyt testikuvat käyttötarkoituksineen.....	27
Taulukko 5. Mittausten yhteenveto .....	47
Taulukko 6. Näyttöparien maksimiluminanssien ja luminanssisuhteiden vertailu .	49
Taulukko 7. Mitatun kontrastisuhteen ja maksimiluminanssin vertailua valmistajan ilmoittamiin arvoihin .....	50
Kuva 1. Esimerkkikuva radiologin työpisteestä lausuntomonitorineen valaistus himmennettynä sekä työskentelyvalaistuksessa.....	15



Kuva 2. Hagner Universal Photometer Model S2.....	23
Kuva 3. Unfors Xi Platinum Edition -monitoimimittari sekä illuminanssin ja luminanssin mittauksessa käytetyt mittarin varusteet .....	25
Kuva 4. ezDICOM-ohjelman käyttöliittymä.....	28

# 1 JOHDANTO

## 1.1 Yleistä

Radiologiassa, kuten monella muullakin alalla, tietotekninen kehitys etenee jatkuvasti nopealla tahdilla. Lääketieteellinen kuvantaminen, jolla tarkoitetaan tutun röntgenkuvauksen lisäksi myös monia muita tekniikoita ihmiselimistön kuvaamiseksi, on viimeisen vuosikymmenen aikana digitalisoitunut Suomessa sekä muualla länsimaissa käytännössä kokonaan. Tämä kehitys luo luonnollisesti uusia haasteita laadunvarmistuksen näkökulmasta, sillä vanhemmat kuvantamislaitteistot ja etenkin kuvien tarkastelu sekä käsittely sairaanhoidon tietojärjestelmissä menevät monilta osin uusiksi tai päätyvät ainakin kattavan päivitysoperaation kohteeksi. Laadunvarmistuksen kannalta on tärkeää ymmärtää laitteistojen toimivuuden tai toimimattomuuden lisäksi myös niiden keskeiset ominaisuudet ja näiden ominaisuuksien vaikutukset kuvantamisprosessiin.

Tässä työssä keskitytään radiologiassa käytettyjen primaaristen eli diagnostisten lausuntomonitorien laadunvarmistusmenetelmään ja ominaisuuksiin. Tällaisia lausuntomonitoroituja käyttävät pääasiallisesti radiologit päivittäisessä työssään analysoidessaan ja diagnosoidessaan eri kuvantamistekniikoilla saatuja kuvia potilasta. Ne ovat ensisijainen työkalu kuvainformaation välittämiseen nykyaikaisista kuvantamislaitteistoista ja kuva-arkistoista lääketieteen ammattilaisten silmien tarkasteltavaksi.

Työ on toteutettu Etelä-Pohjanmaan sairaanhoitopiirin toimeksiannosta ja mittaukset on suoritettu sairaanhoitopiirin omistamille näyttölaitteille. Pääasiallisena tavoitteena on selvittää kyseisten näyttölaitteiden tämänhetkistä laatua ja kartoittaa mahdollisia ongelmakohtia laitteistoissa. Lisäksi työssä tutustutaan joihinkin laadunvarmistussuosituksiin ja standardeihin, joita hyödynnettiin käytännössä laa-

dunvarmistusmittauksia tehtäessä. Vastaavanlaisia laadunvarmistusmittauksia suositellaan normaalisti tehtäväksi tämäntyyppisille näytöille määräjain.

## **1.2 Tavoitteet**

Tämän opinnäytetyön tavoitteena on tutkia Etelä-Pohjanmaan sairaanhoitopiirin, ja tarkemmin Seinäjoen keskussairaalan sekä terveystieteiden keskuksen, radiologien käyttämiä primaarisia lausuntomonitoroituja ja suorittaa niille laadunvalvontamittauksia. Monitoreille on tarkoituksena suorittaa sairaalan käyttämän laadunvarmistusproseduurin mukainen tarkastus, jolla varmistetaan monitorien olevan kalibroitu oikein sekä mahdollisimman hyvissä asetuksissa radiologisten kuvien tarkastelua ajatellen.

Mittauksen teoriapohja ja mittaukset itsessään on tarkoitus myös esitellä mahdollisimman tarkasti mittauksen toistettavuuden takaamiseksi sekä työn hyödynnettävyyden parantamiseksi mahdollisissa myöhemmissä samantyyppisissä mittauksissa.

## **1.3 Työn eteneminen**

Opinnäytetyöprojekti aloitettiin tutustumalla aihepiiriin liittyvään teoriatietoon sekä itse aineistoon eli testikuviin, testattaviin näyttölaitteisiin ja mittalaitteisiin toimeksiantajan edustajan kanssa, jotta työn mittakaavasta saatiin hyvä kokonaiskuva ennen tutkimussuunnitelman hahmottelemista.

### **1.3.1 Opinnäytetyön aiheen rajaus**

Tämä opinnäytetyö rajattiin koskemaan vain niin sanottuja primaarisia tai diagnostisia näyttölaitteita Seinäjoen keskussairaalassa. Primaarisia näyttölaitteita käyttävät tyypillisesti radiologit ja ne ovat ensisijaisesti käytettyjä laitteita radiologisten

kuvien tulkinnassa. Näyttölaitteille suoritetaan sairaalan käyttämän mittausproseduurin mukainen testaus ja tulokset esitellään tässä työssä ja niitä verrataan sekä yleisesti käytettäviin suosituksiin että näyttölaitteen valmistajan ilmoittamiin arvoihin.

Muut näyttölaitteet, joilta radiologisia kuvia mahdollisesti voidaan tarkastella, jäävät tämän opinnäytetyön aihepiirin ulkopuolelle.

### **1.3.2 Työn rakenne**

Työ aloitettiin harjoittelemalla mittalaitteiden käyttö, hankkimalla ja asentamalla tarvittavat ohjelmistot, tutustumalla testikuviin liittyvään teoriamateriaaliin sekä suunnittelemalla mahdollisimman tehokas ja järkevä tapa näyttölaitteiden mittaukseksi. Aluksi myös mittausproseduurin yksinkertaistamiseksi pyrittiin löytämään ratkaisuja ennen näyttölaitteiden läpikäymisen aloittamista.

Mittaustyön pohjana käytetty sairaalan käyttämä mittausproseduuri perustui monilta osin AAPM:n TG18-työryhmän suositteluihin testeihin ja testausmetodeihin. Työn keskeisenä ideana oli tämän mittausproseduurin toistaminen valitun lausuntomonitorijoukon jokaiselle näyttölaitteelle ja saatujen tulosten kerääminen mittauspöytäkirjaan. Testit ja menetelmät on tarkemmin esitelty omassa kappaleessaan tässä raportissa.

Lopuksi työn tulokset koostettiin yhteneväksi kokonaisuudeksi ja arvioitiin työn onnistuneisuutta. Myös työhön liittyviä jatkokehitysmahdollisuuksia ja parannusehdotuksia sekä työn yleistä hyödynnettävyyttä pohdittiin.

## **2 TAUSTA**

### **2.1 Lääketieteellinen kuvantaminen**

Lääketieteellisellä kuvantamisella tarkoitetaan prosessia, jossa eri menetelmien avulla luodaan kuvia ihmiselimistön sisäisistä eri kudoksista, sisäelimestä tai vaikkapa luustosta (Suomen radiologyhdistys 2004). Tässä työssä lääketieteellisellä kuvantamisella tarkoitetaan lähinnä kliinisessä radiologiassa käytettyjä menetelmiä kuvien tuottamiseksi. Laajimmillaan lääketieteellisen kuvantamisen käsitteeseen voitaisiin lukea myös joitakin muita tekniikoita, joilla tutkitaan ihmiselimistön toimintaa.

Erilaisten sairauksien etsimisen, diagnosoinnin ja tutkimisen lisäksi kuvia voidaan hyödyntää tieteellisesti myös muilla tavoin, kuten ihmisanatomian ja fysiologian tutkimuksessa. Kuvantamisessa käytetyillä läpivalaisutekniikoilla on puolestaan tunnetusti lukuisia muitakin sovelluksia, joita hyödynnetään esimerkiksi teollisuudessa.

#### **2.1.1 Radiologian kuvantamismenetelmät**

Yleisimmin käytettyjä kliinisen radiologian kuvantamismenetelmiä ovat röntgenkuvaus, tietokonetomografia (CT), ultraäänikuvaus, magneettikuvaus (MRI) ja isotooppilääketieteen menetelmiin perustuva kuvantamisdiagnostiikka. (Suomen radiologyhdistys 2004.)

Näistä röntgenkuvaus ja tietokonetomografia perustuvat röntgensäteilyn absorptioon elimistön eri kudoksissa. Ultraäänikuvauksessa puolestaan kuva muodostetaan ultraäänien heijastuksien perusteella, jotka ovat erilaisia riippuen heijastavan

kudoksen rakenteesta. Magneetikuvauksen toiminta perustuu ydinmagneettiseen resonanssiin ja isotooppilääketieteessä havainnoidaan gammasäteilyä, jota potilaaseen ruiskutettu radioaktiivinen merkkiaine synnyttää kerääntyessään tutkittavana olevalle alueelle elimistössä. (Suomen radiologiyhdistys 2004.)

### **2.1.2 Kuvantamisen digitalisoituminen**

Aiemmin lääketieteellisessä kuvantamisessa käytettiin yleisesti säteilyherkkää filmiä. Filmiin kohdistettu röntgensäteily aiheuttaa filmin valottumista ja ihmiskehon eri kudokset absorboivat röntgensäteilyä eri tavalla. Kuvattavana oleva kohde, vaikkapa ihmisen käsi, päästää lävitseen esimerkiksi luiden kohdalta pienemmän määrän säteilyä kuin pehmeämpien kudoksien kohdalta. Tämä kohteen läpäisevä säteily valottaa filmiä ja muodostaa siihen varjokuvan kuvattavasta kohteesta. Filmistä saadaan edelleen röntgenkuva filminkehityskoneen avulla tai kehittämällä ja kiinnittämällä se pimiössä. Valmista kuvaa tarkastellaan tämän jälkeen valotaulua vasten. Tämä näky on hyvin tuttu esimerkiksi monista sairaalasarjoista. (American Association of Physicists in Medicine 2005, 1-2.)

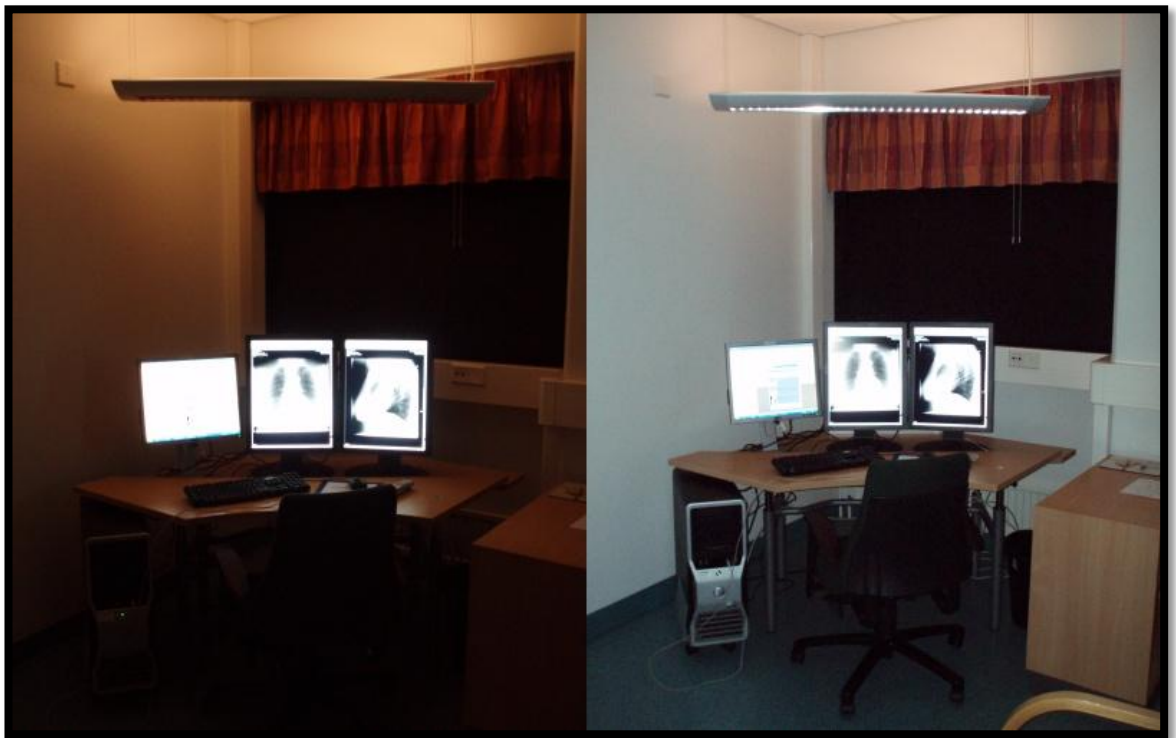
Tietoteknisten sovellusten kehittyessä on filmiin perustuvista laitteistoista hyvin pitkälti luovuttu. Tilalle ovat tulleet digitaaliset järjestelmät, joissa fyysisiä kuvia ei tuoteta enää käytännössä lainkaan, vaan kuvia siirrellään ja säilötään tiedostoina terveydenhuollon tietojärjestelmissä. Moderneissa laitteistoissa filmi on korvattu digitaalisilla säteilyreseptoreilla, jotka muodostavat kuvan havaitsemansa säteilyn määrän perusteella. (Jauhiainen 2003, 34-35.)

Lääketieteellisen kuvantamisen digitalisoituminen sisältää sekä hyviä että huonoja puolia. Vahvuuksia ovat esimerkiksi teleradiologian mahdollistuminen, kuvantamisprosessiin kuluvan ajan lyheneminen, potilaaseen sekä ympäristöön kohdistuvan säteilymäärän pieneneminen ja kuvantamisen aiheuttamien kustannusten lasku pitkällä aikavälillä. Heikkouksina voidaan puolestaan pitää digitalisoitumisen aiheuttamia laitteistojen päivittämisestä johtuvia lyhyen aikavälin lisäkustannuksia, joitakin digitaalisten laitteistoratkaisujen teknisiä rajoituksia sekä prosessin moni-

mutkaistumista sen vaatiessa yhä enemmän tietokonetekniikan ymmärtämystä esimerkiksi laitehankinnoissa. Joissain tutkimuksissa on myös esitetty, ettei digitalisoituminen välttämättä johda parempaan diagnostiseen laatuun. (Liukkonen, Niinimäki, Tervonen & Nieminen, 650-658; Lantto 2002, 13.)

## 2.2 Työasema ja lausuntomonitorit

Kuvassa 1 on tyypillinen radiologin työpiste, josta digitalisoitumisen myötä on tullut erittäin tärkeä osa kuvantamisprosessia, sillä diagnosointi ja päätökset hoitotoimenpiteiden aloittamisesta tai aloittamatta jättämisestä perustuvat siihen tietoon, jonka näytön välittämä kuva potilaasta lääkärin silmille välittää.



Kuva 1. Esimerkkikuva radiologin työpisteestä lausuntomonitorineen valaistus himmennettynä sekä työskentelyvalaistuksessa.

Keskeisessä osassa kuvatiedon välittämisessä lääkärille on luonnollisesti tässä työssä käsitellyt näyttölaitteet eli niin sanotut primääriset tai diagnostiset lausuntomonitorit, jotka ovat nykyaikana hyvin pitkälti korvanneet aiemmin käytössä ol-

leen valotaulun ja filmistä kehitetyn kuvan yhdistelmän radiologisten kuvien ensisijaisena näyttölaitteena. (Järvinen ym. 2008, 59.)

Primaariset näyttölaitteet ovat usein harmaasävynestekidenäyttöjä, jotka ulkoisesta olemuksestaan huolimatta eroavat merkittävästi tavallisista LCD- eli nestekidenäyttötekniikkaa hyödyntävistä työasemanäytöistä. Tämänkaltaisia näyttöjä käytetään lähes ainoastaan radiologisten kuvien tarkasteluun. Näin pieni kohdemarkkina yhdistettynä korkealaatuiseen teknologiaan heijastuu selvästi näyttölaitteiden hintoihin, jotka ovat huomattavasti tavalliseen tietokonekäyttöön tarkoitettuja nestekidenäyttöjä korkeammat. Primaarisia näyttölaitteita käytetään usein parina, jolloin kahden kuvan vertailu rinnakkain on helppoa. Monitoreiden sovitus näyttöpaikaksi tapahtuu yleensä valmistajan toimesta ominaisvärimittausten perusteella, jolloin pari koostuu mahdollisimman samankaltaisista näytöistä.

Primaaristen monitorien lisäksi on olemassa myös sekundaarisiksi monitoreiksi kutsuttuja näyttöjä, joita käytetään kuvan tarkasteluun sairauskertomuksen yhteydessä tai itse kuvausjärjestelmissä kuvauksen onnistumisen varmistamiseksi. Tämä työ on rajattu kuitenkin koskettamaan vain primaarisia näyttölaitteita.

### **2.3 Aiempi tutkimustieto**

Lääketieteellisten näyttölaitteiden laadunvarmistukseen liittyen löytyy runsaasti tietoa, valmiita testejä sekä erilaisia suosituksia, mutta mitään yleisesti hyväksyttyä standardoitua laadunvarmistusmenetelmää ei ole toistaiseksi olemassa (Järvinen ym. 2008, 59). Omalta osaltaan tähän on vaikuttanut myös tietotekniikan nopea kehitystahti, sillä esimerkiksi kuvantamisen digitalisoitumisen hiljalleen yleistyessä, ovat samaan aikaan litteät nestekidenäytöt hyvin pitkälti syrjäyttäneet vanhemmat CRT- eli kuvaputkimonitorit. Näyttötekniikoiden erilaisuudesta johtuen useat kuvaputkinäytöille suunnitellut testit ovat muuttuneet käytännössä tarpeettomiksi, mutta vastaavasti nestekidenäytöt ovat tuoneet mukanaan uusia, niille tyypillisiä kuvaan vaikuttavia ominaisuuksia, jotka tulee laadunvarmistusmittauksia tehdessä ottaa huomioon. (Järvinen ym. 2008, 10.)



Kuvia myös tarkastellaan hyvin erilaisilta näyttölaitteilta. Varsinaisten primaaristen näyttölaitteiden valmistajat noudattelevat hyvin pitkälti saatavilla olevia standardeja ja suosituksia lääketieteelliseen käyttöön tarkoitettujen näyttölaitteiden ominaisuuksien suhteen, mutta tavallisten työasemanäyttöjen tapauksessa näin ei luonnollisestikaan ole. Siitä huolimatta radiologisia kuvia tarkastellaan usein työasemanäyttöiltä esimerkiksi potilaskertomusten yhteyteen liitettynä, ja joissain tapauksissa vielä heikkolaatuisemmilta näyttölaitteilta, vaikka niitä ei ensisijaisesti lausuntojen antamiseen käytetäkään. Myös tällaisten näyttölaitteiden tulisi vastata suosituksia mahdollisimman hyvin, vaikka jo niissä käytetty tekniikka tekee tämän käytännössä mahdottomaksi.

Muun muassa edellä mainituista teknisistä syistä johtuen on kaiken kattavan laadunvarmistusstandardoinnin määrittelemisen hyvin hankalaa. Usein laadunvarmistusmittauksissa onkin päädytty poimimaan yleisimmin käytetyistä suosituksista ne osat tai mittaukset, jotka ovat testattavia näyttölaitteita silmällä pitäen soveltuvimpia.

### **2.3.1 Laadunvarmistuksen suosituksia**

Todennäköisesti laajimmin yleisiä laadunvarmistusmittauksia tehtäessä käytetty suositus on AAPM:n eli American Association of Physicists in Medicine -järjestön Task Group 18 -työryhmän vuonna 2005 julkaisema, hyvin kattava aineisto. Tätä aineistoa on pidetty jopa hieman liian raskaana testausohjelmana jatkuvaan laadunvarmistukseen, mikä onkin johtanut edellisessä kappaleessa mainittuun ilmiöön, jossa laadunvarmistusmittauksia suorittavat tahot valikoivat aineistosta vain osan testeistä omaan mittausproseduuriinsa (Järvinen ym. 2008, 59). Kattavan teoria-aineiston lisäksi työryhmän raportti sisältää useita testikuvia sekä yksityiskohtaiset ohjeet näyttölaitteiden eri ominaisuuksien tutkimiseen niiden avulla. Tätä aineistoa testikuvineen on käytetty myös tässä työssä tehtyjen mittausten pohjana.

Muita yleisaineistoja ovat muun muassa eurooppalainen EUREF-ohjeistus, joka perustuu osin AAPM:n aineistoon ja on suunnattu lähinnä mammografiaan liitty-

vään kuvantamiseen, sekä uudempi kansainvälinen IEC 62563-1 -standardi, joka julkaistiin joulukuussa 2009 ja on jo hyväksytty useassa maassa. Suomessa ei ole vielä toistaiseksi päätetty IEC:n standardin soveltamisesta.

Myös lähinnä kansallisesti käytettyjä laadunvarmistusaineistoja on olemassa runsaasti. Näistä mainitsemisen arvoisia ovat ainakin Britanniassa käytetty IPEM:n eli Institute of Physics and Engineering in Medicine -instituutin Report 91 -aineisto, sekä vanhempi Report 77 -aineisto, ja saksalaisen Deutsches Institut für Normung -instituutin DIN V 6868-57 -aineisto.

### **2.3.2 DICOM-standardi**

DICOM eli Digital Imaging and Communications in Medicine on American College of Radiology ja National Electrical Manufacturers Associationin yhteistyön tuloksena syntynyt lääketieteelliseen digitaalisen kuvantamisen standardi. DICOM on itse asiassa nimitys standardin kolmannelle ja uusimmalle versiolle, joka julkaistiin vuonna 1993. Huolimatta standardin suhteellisen korkeasta iästä, suurin osa nykyaikaisesta lääketieteellisestä kuvantamislaitteistosta noudattelee yhä sen ohjeistuksia. (Digital Imaging and Communications in Medicine 2009, 1-2.)

Vaikka standardin versionumero onkin pysynyt samana vuodesta 1993 lähtien, on siihen vuosien varrella tehty päivityksiä ja lisäyksiä, joten standardin sisältö vaihtelee jonkin verran käytetyn lähdeaineiston julkaisuvuodesta riippuen. (Clunie 2010.)

Standardina DICOM on melko laaja, sillä se määrittelee kuvansiirron ja kuvien käsittelyä kuvantamislaitteistoissa koskevien ohjeistusten lisäksi muun muassa kuvien tiedostomuotomäärittelyyn sekä niiden siirtelyyn käytettävän kommunikaatioprotokollan. (American Association of Physicists in Medicine 2005, 3-4.)

Tämän työn näkökulmasta DICOM-standardin mielenkiintoisin osa on nimellä PS3.14 tai Part 14 kulkeva osio, jossa määritellään Greyscale Standard Display Function. Tämä on nimensä mukaisesti harmaasävyjen toiston yhtenäistämiseen

erilaisilla näyttölaitteilla tähtäävä funktio. GSDF:n tarkoituksena on huolehtia siitä, että sama kuvadata toistuu näyttölaitteella kuin näyttölaitteella ja paikassa kuin paikassa mahdollisimman samanlaisena. (American Association of Physicists in Medicine 2005, 2-3.)

Syvällisemmin tarkasteltuna GSDF:n ajatus perustuu pienimpiin mahdollisiin muutoksiin kontrastissa, jotka ihmissilmä kykenee vielä havaitsemaan. Yksittäisestä tällaisesta pienimmästä muutoksesta käytetään englanninkielisessä kirjallisuudessa yleensä lyhennettä JND, joka muodostuu sanoista Just Noticeable Difference. GSDF:n määrittävässä standardin osassa on taulukoitu yhteensä 1023 JND-tasoa, jotka kattavat kirkkausvälin  $0,05 - 4000 \text{ cd/m}^2$ . Jos tarkasteltavan kohteen kirkkaus muuttuu siis vähemmän kuin yhden JND-tason verran, ei ihmissilmä havaitse kirkkauden muuttumista ja väri näyttää yhtenevältä. Jos vastaavasti tarkasteltavana olevassa kohteessa onkin parin JND-tason suuruisia kirkkauseroja, pystyy värin epäyhteneväisyyden jo havaitsemaan. Standardissa määritelty kirkkausväli on sinänsä riittävän kattava, sillä käytännössä mikään tähän käyttötarkoitukseen valmistettu näyttölaite ei kykene tuottamaan  $4\ 000 \text{ cd/m}^2$  suuruusluokan kirkkausluokkia. Toisaalta standardi rajoittaa näyttöjen bittisyvyyden samanaikaisesti toistettavien sävyjen osalta 10-bittiseksi, vaikka näyttö pystyisikin tuottamaan suuremman määrän uniikkeja harmaasävyjä. (Eizo Nanao Corporation 2004, 4-20.)

## **3 MENETELMÄT**

### **3.1 Tutkittavat näytöt**

Yhtä vaille kaikki tässä työssä tutkitut työasemat sisälsivät nimenomaisesti lääketieteelliseen kuvankatselukäyttöön suunnitellun lausuntomonitoriparin, joka koostuu kahdesta samanmallisesta primaarisesta harmaasävynekidenäytöstä. Näiden lisäksi tutkittiin ultraäänitutkimustilan kahdesta värimonitorista koostuva monitoripari. Työpisteeseen kuuluu tyypillisesti myös normaaliin tietokoneen käyttöön sekä esimerkiksi potilastietojen katseluun tarkoitettu nestekidenäyttö, jota ei kuitenkaan käytetä lausuntojen antamiseen ja jätettiin siksi laadunvalvontamittauksia tehtäessä huomiotta.

Normaaliin kuluttajahintaiseen näyttöön verrattuna primaarisissa näytöissä on tyypillisesti korkeampi resoluutio, korkea kuvan kirkkaus, suuri bittisyvyys, laajemmat katselukulmat ja DICOM-standardin mukainen harmaasävytasojen toisto. Näyttöjen ominaisuuksia on esitelty tarkemmin jäljempänä tässä työssä.

Kaikki lausuntomonitorit yhtä lukuun ottamatta olivat varustettu automaattisella järjestelmällä, jonka tarkoituksena on pitää ne DICOM-kalibroinnissa harmaasävyjen toiston suhteen.

#### **3.1.1 Valmistelevat toimenpiteet**

AAPM:n TG18-työryhmän suositusten mukaisesti ennen mittauksia varmistettiin silmämääräisesti, että näytön pinta on pölystä ja sormenjäljistä puhdas (American Association of Physicists in Medicine 2005, 63-64). Kaikki mittaukset suoritettiin normaaleissa katseluolosuhteissa, jolloin valaistuksena toimi useimmiten pelkäs-

tään työaseman oma työvalaistus, joka koostuu useimmiten himmennettävissä olevasta epäsuorasta valaistuksesta. Kohtisuoraa valaistusta on syytä välttää, sillä se voi aiheuttaa heijastuksia tai liian kirkkaan valaistuksen näytön pinnalle. Ikku-nallisissa huoneissa luonnonvalon vaikutus eliminoitiin sulkemalla kaihtimet tai verhot.

Ennen näytön tuottaman kuvan arvioimista sen annettiin lämmetä noin puoli tuntia, jotta esimerkiksi taustavalon lämpenemisestä aiheutuvat muutokset tuotetun ku-van kirkkaudessa saatiin mahdollisimman vähäisiksi (American Association of Physicists in Medicine 2005, 63-64). Testattujen näyttöjen kirkkaus- tai kontras-tisäätöjä ei muutettu mittauksia varten.

### 3.1.2 Näyttöjen tyypit ja määrät

Taulukossa 1 on lueteltu työssä mitatut eri näyttötyypit ja tärkeimmät valmistajien ilmoittamat ominaisuudet.

Taulukko 1. Mitattujen näyttötyyppien tekniset tiedot. (Totoku Electric Co. 2007; NDS Surgical Imaging 2009; Eizo Nanao Corporation; Planar Systems, Inc.)

Näyttömalli	Kontrasti	Luminanssi (cd/m <sup>2</sup> )	Resoluutio	Bittisyvyys
Eizo RadiForce G51	800:1	700 / 450	2048x2560	10-bit
Planar Dome E3	900:1	1 000 / 600	1536x2048	10-bit
Planar PX212M-BK	1 000:1	300 / -	1600x1200	8-bit
Totoku ME351i	900:1	1 000 / 410	1536x2048	11-bit

Luminanssin osalta on taulukoitu sekä maksimiluminanssin että tehdaskalibroidun luminanssin arvot. Lukumäärällisesti mitatuista näytöistä suurin osa oli Planar Dome E3 -mallisia, joita oli yhteensä 7 näyttöparia. Muita malleja oli testattavana yksi pari jokaista.

## 3.2 Mittauslaitteet

Tässä työssä käytetyt mittalaitteet ja muut työvälineet olivat

- illuminanssimittari (Unfors Xi)
- teleskooppinen luminanssimittari (Hagner)
- pintaluminanssimittari (Unfors Xi)
- viivoitin
- suurennuslasi
- mittanauha.

Hagnerin ja Unforsin valmistamien mittareiden ominaisuudet on käsitelty tarkemmin seuraavissa kappaleissa. Varsinaisten mittalaitteiden lisäksi työssä käytettiin apuna myös kannettavaa tietokonetta ja USB-muistitikkoa, jotka mahdollistivat testikokoonpanon helpon liikuteltavuuden mitattavalta näyttöparilta toiselle.

### 3.2.1 Hagner Universal Photometer Model S2

Ruotsalainen, erilaisiin valomittauksissa käytettäviin laitteisiin erikoistunut, B Hagner AB on valmistanut tässä työssä suljetun näytön pinnalta heijastuvan valon mittauksissa käytetyn Universal Photometer Model S2 -nimellä myytävän teleskooppisen mittalaitteen, joka on esitetty kuvassa 2. Aivan tekniikan tuoreimpia tuulahduksia laite ei edusta, sillä sen mukana tullut alkuperäinen ohjekirja on painettu vuonna 1980. Mittarin tarkka valmistusvuosi ei materiaalista tai laitteesta itsestään selvinnyt.

Hagnerin mittalaitetta käytettiin työssä mittaukseen, jossa haluttiin saada tietoa ympäristön valaistuksen vaikutuksista näytön pinnalta heijastuvan valon voimakkuuteen. Seuraavassa kappaleessa esiteltyä monitoimimittaria ei tähän tarkoitukseen voitu käyttää, sillä se toimi ainoastaan pintamittarina varjostinputken kanssa, jolloin ympäristön valaistuksen vaikutus tuloksiin eliminoitui.



Kuva 2. Hagner Universal Photometer Model S2.

Mittauksia tehtäessä käytettiin apuna kolmijalkaista kamerajalkaa, johon mittari kiinnitettiin heilunnasta aiheutuvan mittaushäiriön minimoimiseksi. Jalustan käyttämiseen päädyttiin, koska mittarilla suoritettu mittaus tehtiin noin 50 senttimetrin etäisyydeltä näytöstä ja mitattavat luminanssin lukuarvot olivat suuruusluokaltaan olemattomia, jolloin pienikin heilahtelu tai muutos laitteen kohdistuksessa aiheutti hankaluuksia keskenään vertailukelpoisten arvojen lukemisessa mittarin asteikolta. Pienillä luminanssin suuruisarvoilla asteikon luettavuutta pystyi parantamaan painamalla sen skaalausta muuttavaa painiketta pohjassa, jolloin asteikko kattaa välin 0 – 10 sijaan välin 0 – 3,3 (B Hagner Ab 1980).

Mittausten välillä tuli näin pienillä mitattavilla arvoilla pitää ohjeistuksen mukaan huolta, että mittarin nollaus pysyy riittävän tarkasti kohdallaan. Nollaus suoritettiin painamalla ensiksi pohjaan laitteen sivulla olevaa ”Darken internal cell” -kytkin, joka pimittää laitteen sisäänrakennetun ilmaisimen. Tämän jälkeen laitteen asteikolta tarkistetaan, osoittaako neula nolakohtaan. Jos näin ei ole, pystyy neulaa

säätämään oikeaan suuntaan pyörittämällä ”Set zero” -asetinta. Nollauksen tarkistus suoritettiin ennen jokaista mittauskertaa. (B Hagner AB 1980.)

Taulukossa 2 on koottuna valmistajan mittarista ilmoittamat tekniset tiedot.

Taulukko 2. Hagner Universal Photometer Model S2, teknisiä tietoja (B Hagner AB 1980).

#### Yleistä

Mitta-asteikko	0 – 3 ja 0 – 10
Mittausalue	0 – 10 cd/m <sup>2</sup> tai 0 – 100 000 cd/m <sup>2</sup> , kertoimella x10 000 0 – 3,3 cd/m <sup>2</sup> tai 0 – 10 cd/m <sup>2</sup> , kertoimella x1
Asteikon kertoimet	x1, x10, x100, x1 000, x10 000
Erottelukyky	0,025 – 0,5 cd/m <sup>2</sup>

### 3.2.2 Unfors Xi Platinum Edition

Unforsin valmistama Xi Platinum Edition on erilaisten radiologian kuvausmodaali-teettien röntgensäteilymittauksiin ja myös illuminanssin sekä luminanssin mittamiseen suunniteltu monitoimimittari. Mittari sisältää monipuoliset mittausmahdollisuudet ja sensorit natiiviröntgen-, läpivalaisu-, mammografia- ja tietokonetomografialaitteistojen röntgensäteilymittauksiin sekä illuminanssin ja luminanssin mittaukseen. (Unfors 2009.)

Xi Platinum Edition on yhdistettävissä normaaliin PC-laitteistoon joko langattomasti Bluetooth-yhteyden tai langallisesti RS-232-tietoliikenneväylän läpi. Mittarin mukana toimitettava Xi View -ohjelmisto täytyy asentaa vastaanottavaan tietokoneeseen. Mittaustulokset saadaan siirrettyä nappia painamalla Xi Viewiin, josta tulokset voidaan edelleen välittää toisten ohjelmien käsiteltäväksi tai vaikkapa tulostaa sellaisenaan. (Unfors 2010.) Tässä työssä päädyttiin ratkaisuun, jossa mittaustu-



lokset siirrettiin Xi Viewistä taulukkolaskentaohjelmaan rakennettuun mittauspöytäkirjaan.



Kuva 3. Unfors Xi Platinum Edition -monitoimimittari sekä illuminanssin ja luminanssin mittauksessa käytetyt mittarin varusteet.

Mittari oli Etelä-Pohjanmaan sairaanhoitopiirin omaisuutta ja se kuuluu Unforsin tarjoaman huolto-ohjelman piiriin, jonka tarkoituksena on pitää huolta laitteen toimivuudesta ja päivityksestä tarvittaessa. Määräaikaishuolto, päivitykset ja kalibrointi suoritetaan huolto-ohjelman mukaisesti kerran vuodessa. Mittari oli käynyt määräaikaistarkastuksessa edellisen kerran marraskuussa 2009, jolloin se oli myös kalibroitu uudelleen.

Mittari saadaan toimimaan luminanssimittarina yksinkertaisesti kiinnittämällä kuvassa 3 näkyvät varjostinputki ja varjostinrenkas kiinni mittauspähän. Tämän jälkeen halutun pinnan luminanssi voidaan mitata viemällä varjostinrenkaan avonainen pää kiinni siihen. Mittarissa on kaksi erillistä luminanssin mittaukseen tarkoitettua moodia, "LuminanceCRT" ja "LuminanceLCD", joista ensimmäistä käytetään luminanssin mittaukseen kuvaputkinäyttöjen ja jälkimmäistä nestekidenäyttöjen pinnalta.

Illuminanssimittarina laite saadaan jälleen toimimaan irrottamalla varjostinputki ja varjostinrenkas. Laitteen käyttöjärjestelmä ehdottaa automaattisesti käytettävissä olevia mittausmoodeja mittauspähän kiinnitettyjen lisävarusteiden perusteella.

Taulukossa 3 on koottuna tehtyjen mittausten kannalta olennaisimmat tekniset tiedot mittarista.

Taulukko 3. Unfors Xi Platinum Edition, teknisiä tietoja (Unfors 2009).

#### Yleistä

Laitteen ohjelmistoversio	4.05 tai uudempi
Kalibroinnin epävarmuus	2 %
Kalibroitistandardit	NIST, PTB
Laitteen muisti	30 mittausta per sensori
Luminanssi	444
Mittausalue (autom.)	0,05 – 50 000 cd/m <sup>2</sup>
Erottelukyky	0,01 cd/m <sup>2</sup>
Illuminanssi	444
Mittausalue (autom.)	0,05 – 50 000 lux
Erottelukyky	0,01 lux

### 3.3 Testikuvat

Näyttöjen testauksessa käytettiin apuna AAPM:n TG18-työryhmän tuottamia testikuvia, jotka ovat vapaasti saatavilla, esimerkiksi sähköisessä muodossa Internetistä.

Kaikkia saatavilla olevia AAPM:n testikuvia ei käytetty, sillä tämän työn mittausohjelma ei sisällä läheskään kaikkia työryhmän aineistossaan esittelemiä testejä.

Taulukossa 4 on luetteloitu tässä työssä käytetyt testikuvat tyypeineen sekä käyttötarkoituksineen. Pienennetyt versiot käytetyistä testikuvista ovat lisäksi nähtävillä liitteessä 1.

Taulukko 4. Käytetyt testikuvat käyttötarkoituksineen (American Association of Physicists in Medicine 2006).

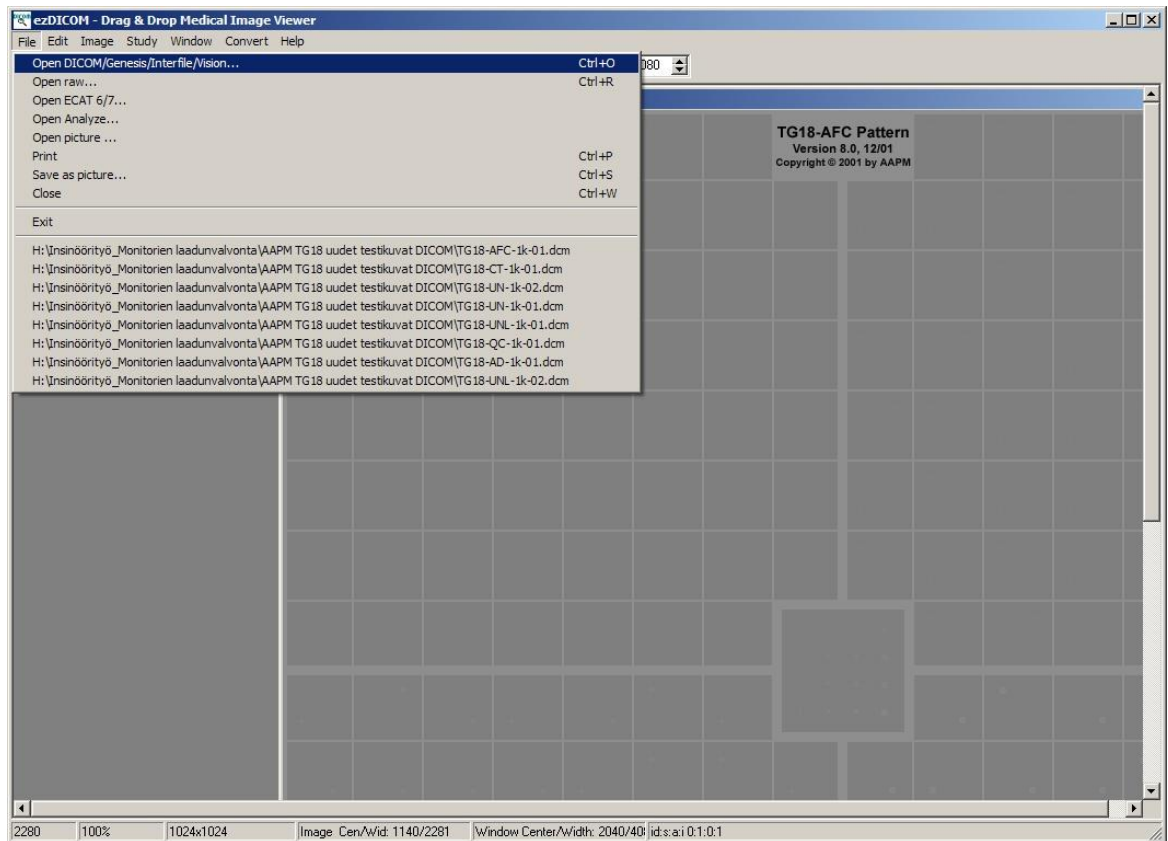
Testikuva	Tyyppi	Kuvaus
TG18-LN12	mitattava	luminanssivaste
TG18-UNL	mitattava	luminanssin tasaisuus
TG18-CT	visuaalinen	luminanssin kulmariippuvuus
TG18-AD	visuaalinen	diffuusiheijastus
TG18-QC	mitattava/visuaalinen	geometriset vääristymät, resoluutio
TG18-AFC	visuaalinen	kohina
TG18-UN	visuaalinen	virheelliset pikselit

### 3.3.1 ezDICOM-katseluohjelma

AAPM:n testikuvat olivat saatavilla vain 16-bittisenä joko DICOM- tai TIFF-muotoisina. Näin suurella bittisyvydellä varustetut kuvaformaattit vaativat erityisen katseluohjelmiston käyttöä, sillä käyttöjärjestelmien tavanomaiset kuvankatseluohjelmistot eivät osaa niitä näyttää oikein.

Ratkaisuna päädyttiin käyttämään ezDICOM-nimistä DICOM-muotoisia kuvia varten suunniteltua ilmaista katseluohjelmistoa. Yksi ezDICOM:n eduista on, että se toimii vaatimatta varsinaista asennusta tietokoneelle. Tämä mahdollisti ohjelman käyttämisen USB-muistitikulta, jolloin kuvien vienti eri tietokoneisiin kytketyille näytöille helpottui huomattavasti. Ohjelma oli myös tarkoitukseen nähden sopivan kevyt, pienikokoinen ja helppokäyttöinen. Samalla ratkaisu mahdollisti alkuperäisten

AAPM:n testikuvien käytön sen sijaan, että niitä olisi esimerkiksi muunneltu toiseen tiedostomuotoon.



Kuva 4. ezDICOM-ohjelman käyttöliittymä.

Kuvassa 4 on ezDICOM-ohjelman käyttöliittymä. Kuvassa ohjelmaan on avattu malliksi TG18-AFC-testikuva. Tätä työtä varten ladatun jakelupaketin versioksi ilmoitettiin Version 1.0 rev 20.

Ohjelman käyttö kuvankatselutarkoituksessa on hyvin suoraviivaista. Kuvankatseluohjelma käynnistetään StandAlone-kansiosta löytyvästä sovellustiedostosta. Ohjelman käynnistyttyä DICOM-muotoinen voidaan kuva avata valitsemalla hiirellä File-valikosta "Open DICOM/Genesis/Interfile/Vision..." tai painamalla ohjelman ollessa aktiivinen näppäimiä Ctrl+O. Jokainen tällä tavalla avattu kuva aukeaa omaan ikkunaansa, joita voidaan vapaasti liikuttaa ympäri näyttöä haluttuihin kohtiin. Jos samassa kansiossa on useampi kuva, voidaan niitä tarkastella myös sarjana samassa ikkunassa pikanäppäinten avulla.

### 3.4 Ympäristön vaikutus

Ympäristöllä, tai oikeammin ympäristöstä tulevalla valolla, saattaa olla suurikin vaikutus näytön kuvanlaatuun. Tämän takia esimerkiksi näytön oikeanlainen sijoittelu huoneessa on hyvin tärkeää. Näyttöä ei tulisi sijoittaa siten, että ikkunoista tuleva luonnonvalo, huoneen valaistuksen tuottama valo tai muu suora valaistus pääsee heijastumaan suoraan näytön katselupinnasta. Näytön tarkastelupaikan takana ei myöskään kannata pitää kohteita, jotka heijastavat epäsuorasti valoa näytön suuntaan. (American Association of Physicists in Medicine 2005, 63.)

#### 3.4.1 Ympäröivä valaistus

Ympäröivään valaistukseen primaarisen lausuntomonitorin tarkastelupisteessä kuuluu tyypillisesti vain työpisteen valaistuksen tuottama valo, jonka voimakkuus on säädeltävissä. Joissain tapauksissa lausuntomonitorit saattavat olla sijoitettu huoneisiin, joissa on ikkunat, jolloin sisään pääsee aina myös hieman luonnonvaloa. Normaalisti näissä tapauksissa ikkunat on varustettu verhoilla tai sälekaihtimilla, jotta ulkoa tulevan valon määrä saadaan tarvittaessa eliminoitua päiväsaikaan.

Tässä työssä näyttöä ympäröivää valaistusta, eli illuminanssia, mitattiin Unforsin Xi-mittarilla normaaleissa katseluolosuhteissa. Laitteen mittauspää asetettiin mitattavan näytön keskelle sensori katsojaan päin ja näyttö itse oli mittauksen ajan suljettuna. Saatu luksimäärä kirjattiin ylös mittauspöytäkirjaan.

Eri järjestöt suosittelevat hieman eri tasoja ympäröivän valaistuksen suuruudeksi, mutta tyypillisesti suositukset osuvat 15–30 luksin suuruusluokkaan. Liian korkea ympäristön valaistus hankaloittaa kuvien tarkastelijan kykyä havaita hyvin pieni-contrastisia eroavaisuuksia tuotetusta kuvasta. Mahdollisimman matala valaistukseen ei ole ihanteellinen, sillä se saattaa rasittaa katsojan silmiä etenkin pidempään pimeässä tilassa työskennellessä. (Järvinen ym. 2008, 62.)

### 3.4.2 Näytölle heijastuva valo

Näytölle heijastuvan valon määrää mitattiin Hagner-teleskooppimittarilla. Mittaus suoritettiin 50 cm etäisyydeltä, ja mittari kohdistettiin keskelle suljettua näyttöä normaaleissa katseluolosuhteissa. Tulokset kirjattiin mittauspöytäkirjaan.

Näytölle heijastuvan valon määrän vaikutus on huomattava näytön tuottaman lasketun luminanssisuhteen kannalta, sillä se summautuu sekä näytön tuottaman minimi- että maksimiluminanssin kanssa.

### 3.4.3 Spekulaarinen heijastus

Spekulaarisella heijastumisella tarkoitetaan valon heijastumista tai peilautumista tasaiselta pinnalta. Täydellisessä spekulaarisessa heijastumisessa heijastavaan pintaan viistosti tulevan valonsäteen tulokulma on yhtä suuri kuin sen aiheuttaman pinnasta heijastuvan valon lähtökulma heijastavan pinnan normaalin suhteen. (American Association of Physicists in Medicine 2005, 70-72.)

Kaikkien näyttölaitteiden pinnalle ominainen taipumus heijastaa valoa voi heikentää tuotettavan kuvan kontrastia ja yleistä laatua. Ympäristöstä näytön pinnalle tuleva valon määrä onkin huomattava kuvanlaatuun vaikuttava tekijä. Nestekide-näyttöjen pinnat on normaalisti päällystetty aineilla, joiden tarkoituksena on vähentää häiritseviä heijastuksia, mutta täydellisesti heijastuksista ei näilläkään apukeinoilla päästä ikinä eroon. Lääketieteellisiä näyttölaitteita käytetään tilanteissa, joissa matalakontrastisten kohteiden erottaminenkin on usein tärkeää, joten on olennaista huomioida ympäristön mahdolliset vaikutukset näyttölaitteen tuottamiin kuviin.

Tässä työssä näyttöjen pintoihin kohdistuvia heijastuksia tutkittiin visuaalisesti ja arvioitiin siltä pohjalta näyttölaitteiden sijoittelun onnistuneisuutta. Katseluetäisyydeksi valittiin noin 50 cm ja katselukulmaksi noin 15 astetta oikealle ja vasemmalle kohtisuorasta tarkastelupisteestä. Tutkimuksessa näyttölaitteet kytkettiin pois pääl-

tä ja näytön pinnalta etsittiin valonlähteitä ja korkeakontrastisia kohteita normaaleissa katseluolosuhteissa. Esimerkkejä valonlähteistä ovat esimerkiksi ikkunat ja mahdolliset seinille ripustetut heijastavat, tai valoa tuottavat kohteet, kuten esimerkiksi valotaulut. Korkeakontrastinen kohde on puolestaan esimerkiksi valkoiselle seinälle asetetun taulun mustat kehykset. Jos valonlähteitä on havaittavissa näytön pinnalta, tulisi näytön sijaintia huoneessa miettiä uudelleen. Korkeakontrastisten kohteiden erottuminen puolestaan viittaisi siihen, että huoneen valaistustaso on tarpeettoman korkea. (American Association of Physicists in Medicine 2005, 73-74.)

### 3.5 Näyttöjen ominaisuudet

Tässä työssä suoritetun kuvanlaadun arvioinnin kannalta näyttölaitteiden kiinnostavimmat ominaisuudet ovat harmaasävyjen lukumäärä eli bittisyvyys, resoluutio eli erottelukyky, luminanssi eli valovoimakkuus sekä luminanssisuhde.

Harmaasävyjen lukumäärä tai bittisyvyys kertoo, kuinka monta erilaista harmaan sävyä näyttölaite pystyy esittämään. Kuluttajille myytävät värinestekidenäytöt eivät käytetyn tekniikan puolesta pysty tyypillisesti esittämään kuin 256 harmaasävyä. Sinänsä tämä määrä on jo riittävä, sillä ihmissilmä ei pysty erottelemaan läheskään niin montaa eri harmaan sävyä toisistaan näytöille tyypillisellä luminanssialueella. (Jauhiainen 2003, 34-35.)

Lääketieteellisessä kuvantamisessa näin pieni skaala ei ole kuitenkaan riittävä, sillä esimerkiksi tietokonetomografiassa käytetyt Hounsfield-luvut vastaavat kukin yhtä harmaasävyarvoa ja Hounsfield-asteikko käsittää lukuarvovälin -1000–3096 (Jauhiainen 2003, 42-43). Tällöin näytön tulisi pystyä esittämään vähintään 4096 eri harmaasävyä, jotta välttyttäisiin tarkkuuden menettämiseltä kuvaa esitettäessä.

Harmaasävyjen, ja värinäyttöjen tapauksessa värisävyjen, lukumäärää kuvataan yleensä bittisyvyyden (myös värisyvyys) käsitteellä, joka kertoo yhtä pikseliä kohti käytettävien ohjausbittien lukumäärän. Harmaasävyntytön tapauksessa näytön

teoreettinen eri harmaasävyjen enimmäislukumäärä saadaan korottamalla ilmoitettu bittisyvyys kahden potenssiin eli kaavasta

$$\text{harmaasävyjen lkm} = 2^x \quad (1)$$

jossa  $x$  on ilmoitettu bittisyvyys

Esitetyn kaavan mukaisesti esimerkiksi 8-bittinen harmaasävynäyttö pystyy teoriassa siis esittämään  $2^8 = 256$  harmaasävyä ja vastaavasti 16-bittinen näyttö kykenee  $2^{16} = 65\,536$  uniikin harmaasävyn toistoon. (Jauhiainen 2003, 34.)

Näyttölaitteen resoluutio ilmaistaan yleensä joko viivapareina millimetriä kohti tai megapikseleinä. Mitä useampia viivapareja on saatu mahdutettua millimetrille tai mitä enemmän pikseleitä näytöllä on, sitä terävämpi on kuva ja myös pienimmät yksityiskohdat erottuvat tarkempina. (Jauhiainen 2003, 35.)

Luminanssi eli valovoimakkuus kertoo pinnalta lähtevän valon voimakkuutta, eli se kertoo, kuinka kirkas kohde on. Yksikkönä käytetään kandela per neliömetri ( $\text{cd}/\text{m}^2$ ). Mitä suurempi on luminanssin arvo, sitä kirkkaampi tarkasteltava kohde on. Harmaasävynäytön tapauksessa korkeampi luminanssin lukuarvo tarkoittaa vastaavasti vaaleampaa, eli kirkkaampaa, sävyä. Näytöt eivät pysty tuottamaan ikinä täysin aitoa mustaa, joten luminanssi saa aina nollaa suuremman arvon. (American Association of Physicists in Medicine 2005, 10.)

Luminanssisuhde kertoo suhdelukuna näyttölaitteen tuottaman tummimman ja vaaleimman sävyn, eli matalimman ja korkeimman luminanssin, eron. Mitä korkeampi suhdeluku, sitä parempi on kontrasti. Huono kontrasti ilmenee yleensä ongelmina juuri mustan ja hyvin tummien sävyjen tuottamisessa, jotka saattavat näyttää huonokontrastisella näytöllä harmailta, jolloin sävyjen erottaminen toisistaan hankaloituu entisestään. (American Association of Physicists in Medicine 2005, 29.)



### 3.5.1 Minimi- ja maksimiluminanssi

Ennen luminanssivastetestin suorittamista mitattiin näytön tuottamat minimi- ja maksimiluminanssit, jotka rajaavat sen luminanssialueen, jolla näyttö toimii. Ainoastaan luminanssialueen rajat määrittävänä erillisenä testinä tämän mittauksen tarkoituksena on lähinnä varmistaa, että näytön asetukset ja kalibrointi ovat kunnossa.

Minimiluminanssi mitattiin Unfors Xi -pintamittarilla TG18-LN12-01-testikuvasta ja maksimiluminanssi vastaavalla tavalla TG18-LN12-18-testikuvasta.

### 3.5.2 Luminanssivaste ja -suhde

Ihmissilmä ei havaitse kirkkauseroja lineaarisesti vaan muutokset tummissa sävyissä ovat herkemmin havaittavissa kuin kirkkaissa (Eizo Nanao Corporation 2004, 4). Ihannetapauksessa näytön luminanssivasteen tulisi olla sellainen, että harmaasävyjen väliset erot esitettäisiin yhtä suurin havaittavissa olevin muutoksin näytön luminanssissa (American Association of Physicists in Medicine 2005, 78-82). Yleisimmin tämän tavoitteen saavuttamiseksi käytetty tapa on käyttää apuna DICOM-standardin GSDF:ää eli harmaasävyntäytöfunktioita (American Association of Physicists in Medicine 2005, 65-66).

Uudemmat lääketieteelliseen käyttöön tarkoitetut näyttölaitteet sisältävät monesti automatiikan, joka pyrkii pitämään luminanssivasteen GSDF:n määrittelemissä rajoissa ja vähentää näin näytön manuaalista kalibrointitarvetta, mutta täysin sokeasti näihin järjestelmiin ei tulisi luottaa. (American Association of Physicists in Medicine 2005, 29.)

Tässä työssä näyttöjen luminanssivasteominaisuudet tutkittiin TG18-LN12-kuvien avulla. TG18-LN12-kuvasarja koostuu 18 kuvasta, joista jokaisen keskellä on kuvasta riippuen eri kirkkaudella esitettävä mitta-alue. Näiltä mitta-alueilta mitattiin Unfors Xi -pintamittarin avulla ja varjostinputkea käyttäen näytön tuottama lu-

minanssi. Jokaisesta näytöstä mitatut 18 luminanssiarvoa taulukoitiin mittauspöytäkirjaan ja niitä verrattiin DICOM-standardin mukaiseen harmaasävynäyttöfunktioon.

Luminanssivastemittauksista saatujen maksimi- ja minimiluminanssien sekä näytölle heijastuvan valon määrän mittauksista saatujen tulosten perusteella näytön luminanssisuhde on laskettavissa kaavalla

$$\text{luminanssisuhde} = \frac{L_{\max} + L_{\text{amb}}}{L_{\min} + L_{\text{amb}}} \quad (2)$$

jossa	$L_{\max}$	on	mitattu maksimiluminanssi
	$L_{\min}$	on	mitattu minimiluminanssi
	$L_{\text{amb}}$	on	näytöltä heijastuva ympäristön valotiheys

Luminanssisuhteen yhteydessä puhutaan usein myös kontrastisuhteesta. Usein kontrastisuhdetta laskettaessa on jätetty ympäristön valotiheys huomioimatta. Tästä syystä esimerkiksi näyttövalmistajien ilmoittamat kontrastisuhteet saattavat erota huomattavastikin laskennallisesta luminanssisuhteesta. Koska näyttö ei pysty tuottamaan ikinä täysin aitoa mustaa, ei minimiluminanssin arvo voi olla koskaan tasan nolla. Tästä johtuen näytön luminanssisuhdekaan ei voi olla ääretön, vaikka näytöltä heijastuva ympäristön valotiheys jätettäisiin laskuissa huomioimatta. (American Association of Physicists in Medicine 2005, 29.)

### 3.5.3 Luminanssin tasaisuus

Edellinen luminanssivastemittaus kertoo näytön luminanssiominaisuudet vain tietyssä mittauspisteessä. Näyttölaitteille tyypillinen ominaisuus on kuitenkin luminanssin spatiaalinen epätasaisuus eli saman sävyn toistuminen hieman tummempana tai kirkkaampana esimerkiksi näytön yläreunassa kuin sen keskellä (Järvinen ym 2008, 65).

Luminanssin tasaisuuden selvittämiseksi jokaisen näytön luminanssi mitattiin viidestä eri mittauspisteestä; näytön kulmista ja sen keskeltä. Testi suoritettiin käyt-

täen apuna testikuvia TG18-UNL10 ja TG18-UNL80. AAPM:n ohjeistuksen mukaan minkään kahden mittaustuloksen erotuksen ei tulisi poiketa niiden keskiarvosta yli 30 prosentilla (American Association of Physicists in Medicine 2005, 93).

### **3.6 Visuaaliset testit**

Edellisten kvantitatiivisten testien lisäksi näytöille tehtiin myös useita visuaalisia testejä. Visuaaliset testit täydentävät kuvanlaatua heikentävien tekijöiden havainnointia esimerkiksi näyttöön sen ulkopuolelta vaikuttavien tekijöiden osalta, kuten erilaisten heijastusten tapauksessa. Lisäksi ne antavat lisätietoa joistakin näytön ominaisuuksista, kuten esimerkiksi kuvan geometriasta sekä virheellisten pikselien määristä, jotka olisivat muutoin hyvin hankalasti mitattavissa luotettavasti.

Visuaalisiin testeihin liittyvä teoria ja niiden sisältö on esitelty tarkemmin seuraavissa kappaleissa.

#### **3.6.1 Luminanssin kulmariippuvuus**

Luminanssin kulmariippuvuutta tutkittiin TG18-CT-testikuvan avulla. Kuvaa tarkasteltiin aluksi kohtisuoraan edestä ja todettiin kaikkien puolikuun muotoisten kohteiden näkyvyys. Täydellisemmässä testissä katselukulmat, joilla kohteet ovat erotettavissa, tulisi mitata tarkemmin ja verrata näitä näytön valmistajan ilmoittamiin hyväksyttävien katselukulmien raja-arvoihin (American Association of Physicists in Medicine 2005, 92).

#### **3.6.2 Diffuusiheijastus**

Aiemmin käsitellyn spekulaarisen heijastuksen lisäksi näytön pinta aiheuttaa myös diffuusiheijastusta. Diffuusiheijastus syntyy näytön pinnan pienistä epätasaisuuksista, jotka aiheuttavat ympäristöstä näytön pintaan tulevien valonsäteiden heijas-

tumista eri suuntiin hajaantuneina kuvion 1 esittämällä tavalla (American Association of Physicists in Medicine 2005, 71-72). Heijastuneen valon luminanssi summautuu yhteen näytön tuottaman luminanssin kanssa ja saattaa näin hankaloittaa kontrastierojen havaitsemista.

Kuviossa 1 on kuvattu spekulaarista heijastumista tasaiselta pinnalta sekä valon eri suuntiin sironnutta heijastumista epätasaiselta pinnalta.



Kuvio 1. Spekulaarinen heijastus ja diffuusiheijastus.

Ympäröivän valaistuksen aiheuttaman diffuusiheijastuksen vaikutusta tutkittiin AAPM:n TG18-AD-testikuvan avulla. Kuvasta tarkasteltiin matalakontrastisia kohteita sekä normaalissa valaistuksessa että pimennetyssä huoneessa. Jos matalakontrastiset kohteet erottuvat paremmin pimennetyissä kuin normaaleissa katseluolosuhteissa, on ympäristön normaalivalaistus mitä todennäköisimmin liian kirkas. (American Association of Physicists in Medicine 2005, 74.)

### 3.6.3 Geometriset vääristymät

Tutkittavista näytöistä tarkasteltiin mahdollista geometrista vääristymää käyttämällä TG18-QC-testikuvaa. Nestekidenäytöissä sovelletun teknologian ansiosta geometriset vääristymät ovat niissä oikeilla asetuksilla käytettynä todella harvinaisia, ja testi onkin alun perin suunniteltu oletettavasti kuvaputkinäyttöjä silmällä pitäen. Geometriset vääristymät näkyvät usein selvimmin näytön reuna-alueilla, jolloin esimerkiksi kuvan täydellinen ympyrä saattaa toistua näytöllä hieman elliptisenä. (American Association of Physicists in Medicine, 67-68.)

TG18-QC-testikuvan keskellä on eri harmaasävyillä täytettyjen pienten neliöiden rajaama alue. Neliöt alkavat kuvaan upotetun kuvaotsikon vierestä ja kiertävät kuvan keskiosan päättyen kuvaotsikon toiselle puolelle. Pienten neliöiden rajaama alue on niin ikään neliön muotoinen ja pysty- sekä vaakasivuiltaan kuuden sitä rajaavan pienen neliön mittainen, eli se kattaa 6x6 pienemmän neliön kokoisen alueen. Tämän 6x6 neliön alueen pysty- ja vaakasivujen pituudet mitattiin viivoittimella ja tulokset kirjattiin ylös. Mittauksia tehtäessä testikuva suurennettiin kattamaan mahdollisimman suuri osa näytön pinta-alaa muuttamatta sen kuvasuhdetta. Geometrasta vääristymää ei ollut havaittavissa, jos mitatut sivujen pituudet olivat joka suuntaan yhtä suuret.

Primaaristen näyttöjen tapauksessa hyväksyttävä poikkeama pituudessa pisimmän ja lyhimmän sivun välillä on 2 % (American Association of Physicists in Medicine 2005, 68-69).

#### **3.6.4 Resoluutio**

Näytön resoluutio kuvaa sen kykyä esittää kuvan yksityiskohtia. Resoluutio riippuu paitsi pikselien määrästä myös niiden fyysisestä koosta. Nestekidenäytön tapauksessa näyttöpaneelilla on lisäksi ominaisresoluutio, jota käytettäessä yksi näytön paneelin fyysinen kuvapikseli vastaa yhtä sille ohjatun kuvainformaation kuvapistettä. Tällä optimiresoluutiolla näytön tuottama kuva on tarkimmillaan ja siitä poikkeaminen heikentää usein selvästi kuvanlaatua. (American Association of Physicists in Medicine 2005, 15-20.)

Tässä työssä resoluution tarkkuutta tutkittiin TG18-QC-testikuvan niin sanottujen Cx-kuvioiden avulla, joita on kuvan keskellä sekä kulmissa. Lisäksi tarkistettiin, että kuvan keskellä olevat viivapariryhmien viivat näkyvät yhtä paksuina. Kuva suurennettiin näytölle niin, että yksi kuvan kuvapiste vastasi yhtä näytön kuvapistettä, eli kuvaa katseltiin 1:1 suurennuksella. Havainnot pisteytettiin Cx-kuvioiden osalta kuvaan liitetyn taulukon avulla. (Järvinen ym. 2008, 62-63.)

Hyväksyttävyyssraja primaarisille näytöille on pisteytysarvosana väliltä 0 – 4 ja viivaparien viivojen tulee olla yhtä paksut (American Association of Physicists in Medicine 2005, 96-97).

### **3.6.5 Kohina**

Kohinan vaikutuksia esitettyyn kuvaan tutkittiin TG18-AFC-testikuvan avulla, joka perustuu juuri havaittavissa olevien luminanssierojen vaikutukseen kohteiden koon funktiona. Testikuva on jaettu neljään osaan, joihin jokaiseen on sijoitettu hyvin pieniä ja taustaväriin nähden pienen kontrastieron omaavia kohteita (American Association of Physicists in Medicine, 55).

Kuvaa tarkastellaan 30 cm etäisyydeltä ja katsojan tulisi pystyä luotettavasti erottelemaan kohteiden sijainnit. Hyväksyttävyyssrajana primaariselle näytölle on kaikkien paitsi pienimpien kohteiden erottuminen testikuvasta. (American Association of Physicists in Medicine 2005, 102.)

### **3.6.6 Virheelliset pikselit**

Virheelliset tai toimimattomat pikselit ovat tyypillisiä nestekidenäyttöihin syntyviä valmistusvirheitä. Nestekidenäytön näyttöpinta-ala muodostuu jopa miljoonista pikseleistä, jotka koostuvat edelleen useista alipikseleistä, joita tarvitaan eri värisävyjen muodostamiseksi. Esimerkiksi 3 megapikselin värinestekidenäytössä on nimensä mukaisesti 3 miljoonaa pikseliä. Jokaista pikseliä kohden on vielä 3 erikseen ohjailtavaa värisuodatinta, joiden suhteellista kirkkautta säätelemällä näyttö tuottaa värit. Yksikin viallinen komponentti vaikkapa värisuodatinta ohjaavassa logiikassa aiheuttaa todennäköisesti näytöllä ainakin jossakin tilanteessa erottuvan virheen. Myös näytön altistuminen liian korkeille tai matalille lämpötiloille sekä näyttöön kohdistuvat iskut voivat aiheuttaa toimintahäiriöitä. (American Association of Physicists in Medicine 2005, 20-22.)

Virheelliset pikselit jaotellaan esimerkiksi ISO 13406-2 -standardin mukaisesti kolmeen eri luokkaan: kirkkaisiin pikseleihin, mustiin pikseleihin sekä välimuotoisiin pikseleihin (Tomminen 2006). Kirkkaat pikselit ovat jääneet pysyvästi päälle ja erottuvat näytöllä kirkkaan valkoisina pisteinä. Mustat tai kuolleet pikselit eivät puolestaan toimi lainkaan ja erottuvat siksi mustina pisteinä. Välimuotoisissa pikseleissä vika on yleensä yhdessä värisuodattimista tai niiden ohjauselementeissä, jolloin pikseli pystyy esittämään vain osan väri- tai harmaasävyistä. (American Association of Physicists in Medicine 2005, 115.)

Tässä työssä näytöt tutkittiin virheellisten pikselien varalta visuaalisesti käyttäen apuna AAPM:n TG18-UN10- ja TG18-UN80-testikuvia. TG18-UN10 on tummalla harmaasävyllä täytetty testikuva, jolta mahdolliset kirkkaat pikselit erottuvat mahdollisimman selvästi ja TG18-UN80 on puolestaan vaaleamman harmaasävyyn kuva, jolta täysin mustat pikselit erottuvat hyvin. Välimuotoisten pikselien havaitsemiseen ei ole olemassa yksittäistä sävyä, jolta ne saataisiin erottumaan varmasti. Tämä johtuu siitä, että välimuotoisissa pikseleissä osa niiden ohjauselementeistä toimii täysin normaalisti, ja siksi ne pystyvät myös toistamaan osan väri- tai harmaasävyistä oikein. Väärinä erottuvat sävyt riippuvat täysin siitä, mitkä elementit toimivat kyseisen pikselin tapauksessa viallisesti. Paras keino välimuotoisten pikselien havaitsemiseksi onkin käyttää useampaa erisävyistä testikuvaa. Tutkimalla harmaasävynekidenäyttöä käyttäen esimerkiksi kumpaakin AAPM:n testikuvaa on hyvin todennäköistä, että myös välimuotoiset pikselit erottuvat viallisina ainakin toiselta testikuvalta.

Näyttöjen laatuluokitukset ja valmistajan takuehdot määrittelevät virheellisten pikselien sallitut määrät näytöllä. Valmistajasta riippuen viallisten pikselien määrän lisäksi myös niiden sijainti ja etäisyys toisistaan ruudulla voivat täyttää takuehdot. Ajan myötä alun perin ehjät pikselit voivat luonnollisesti hajota, mutta toisaalta myös etenkin välimuotoiset pikselit voivat korjaantua omia aikojaan. Tilannetta kannattaa seurata säännöllisin väliajoin ja pitää huolta siitä, että näyttöjä käyttävä henkilökunta tietää virheellisistä pikseleistä, eikä luule niitä kuvassa oleviksi yksityiskohdiksi.

### 3.7 Tiedon keräys ja analysointi

Mittaustiedot sekä mitattavissa olevien ja visuaalisten testien tuloksista tallennettiin mittauspöytäkirjaan. Mittauspöytäkirjana tässä työssä käytettiin Microsoft Excel-taulukkolaskentaohjelmaa varten tehtyä ratkaisua. Unforsin Xi-mittalaitteen mukana tullut ohjelmisto kommunikoi Excelin kanssa ongelmitta, joten kyseisen mittalaitteen tulokset saatiin siirrettyä suoraan sen muistista Exceliin. Muut tulokset syötettiin mittauspöytäkirjaan käsin.

Excelin käytön hyötynä on luonnollisesti se, että tarvittava laskenta on helposti integroitavissa mittauspöytäkirjadokumentteihin, joten tulokset ovat välittömästi saatavilla mitattujen lukuarvojen syöttämisen jälkeen. Lisäksi tulosten analysoinnin helpottamiseksi mittauspöytäkirjasta löytyy ehtolausein toteutettu järjestelmä, joka tutkii automaattisesti, ovatko syötetyt lukuarvot tai visuaalisten testien tulokset hyväksyttävyyserojen sisällä.



## 4 TULOKSET JA YHTEENVETO

### 4.1 Tulokset

Tässä kappaleessa on esitelty Seinäjoen keskussairaalan radiologian ja Seinäjoen terveyskeskuksen röntgenin diagnostisille kuvankatselunäytöille suoritetun laadunvarmistusmittauksen tuloksia. Tulokset on jaoteltu tässä kappaleessa kolmeen osioon. Ensimmäinen osio käsittelee suljetuille näytöille suoritettujen kokeiden tuloksia eli lähinnä näyttöjen ympäristön aiheuttamia vaikutuksia. Toiseen kappaleeseen on koottu mittaamalla saatujen tulosten analysointia näyttöjen luminanssin toisto-ominaisuuksista. Viimeisessä osiossa on puolestaan käsitelty visuaalisten testien tuloksia.

#### 4.1.1 Ympäröivä valaistus, näytölle heijastuva valo, heijastukset

Ympäröivän valaistuksen, näytölle heijastuvan valon ja spekulaarisen heijastuksen laadunvarmistustestit muodostivat tässä työssä suljetuille näytöille tehtävien testien ja mittausten osion.

Ympäröivän valaistuksen osalta tulokset olivat hyviä kautta linjan. Normaaleissa katseluolosuhteissa tehdyissä mittauksissa suurin osa tuloksista asettui 15–30 luksin välille, joka vastaa hyvin eri järjestöjen antamia valaistuksen tason suosituksia. Poikkeuksen muodostivat työpiste, jossa valaistuksen himmentävä säätömekanismi oli tilapäisesti epäkunnossa ja valaistus siksi liian kirkas, sekä ultraäänitutkimustilan työasema, jolle ei kattovalaistuksen lisäksi ollut tarjolla muuta valaistusta lainkaan. Jälkimmäisen kohdalla kattovalaistuksen kanssa suositukset ylittyivät reilusti, sillä mitatut lukemat olivat 120–140 luksin välillä. Valaistuksen yleisen arvioinnin lisäksi tarkempien lukemien työpistekohtainen listaaminen on tässä koh-

taa turhaa, sillä työpisteiden valaistus on useimmissa tapauksissa hyvin pitkälti säädeltävissä.

Ympäröivän valaistuksen riittävän matala taso edesauttoi luonnollisesti myös näytölle heijastuvan valon määrän pysymistä hyväksyttävällä tasolla. Tyypillinen heijastuvan valon määrän suuruusluokka oli välillä 0,1 – 0,25 cd/m<sup>2</sup>. Poikkeuksen muodostivat jälleen ultraäänitutkimustilan sekä rikkinäisellä valolla varustetun työpisteen monitorit, joissa heijastuvan valon määrät olivat niin suuria, että luminanssivaste ajautui DICOM-standardin mukaisen harmaasävynäyttöfunktion hyväksyttävyyssrajojen ulkopuolelle etenkin tummimmilla sävyillä.

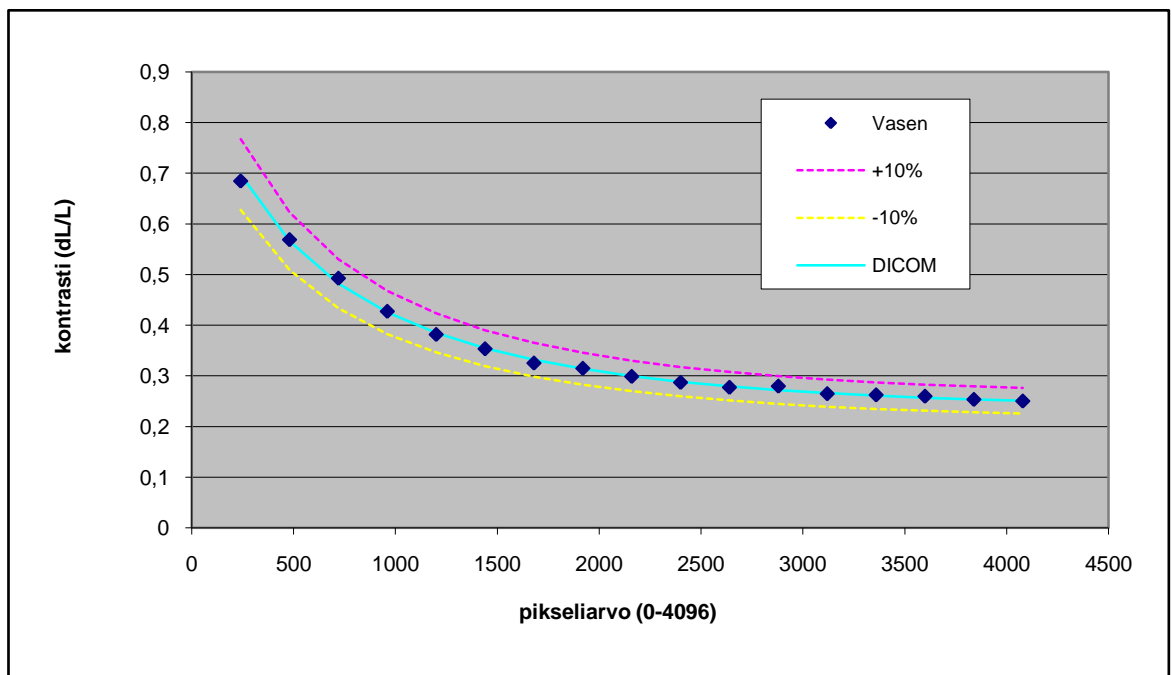
Heijastuksia tai korkeakontrastisia kohteita ei suljettujen näyttöjen pinnoilta ollut pääasiallisesti havaittavissa, joten näyttöjen sijoittelua voidaan pitää onnistuneena.

#### **4.1.2 Luminanssivaste, luminanssin tasaisuus ja luminanssisuhde**

Laadunvarmistusmittauksien kohteena olleiden näyttöjen tärkeimmät testit ovat niiden luminanssin toisto-ominaisuuksia käsittelevät kvantitatiiviset mittaukset. Luminanssivasteen, ja sen vastaavuuden GSDF-harmaasävynäyttöfunktion suhteen, lisäksi tarkastelun kohteena olivat myös luminanssin tasaisuus eri kohdissa näyttöaluetta sekä monitorien mittauksien mukaan tuottama kontrasti- eli luminanssisuhde.

Testatuista näytöistä kaikki paitsi ultraäänitutkimustilan työpisteen näyttö olivat varustettu automaattisilla kalibrointijärjestelmillä, joiden tarkoituksena on huolehtia näytön luminanssivasteen säätämisestä GSDF-harmaasävynäyttöfunktiota mukailtavaksi. Ultraäänitutkimustilan näyttöjen tapauksessakin kalibrointijärjestelmä ilmeisesti olisi löytynyt, mutta syystä tai toisesta se ei ollut toiminnassa mittaushetkellä. Tästä johtuen kyseisen näyttöparin tulokset olivat todella heikot ja näyttöpari toimiikin tässä yhteydessä lähinnä hyvänä esimerkkinä tai verrokkina huonoin aseuksin varustetusta näytöstä.

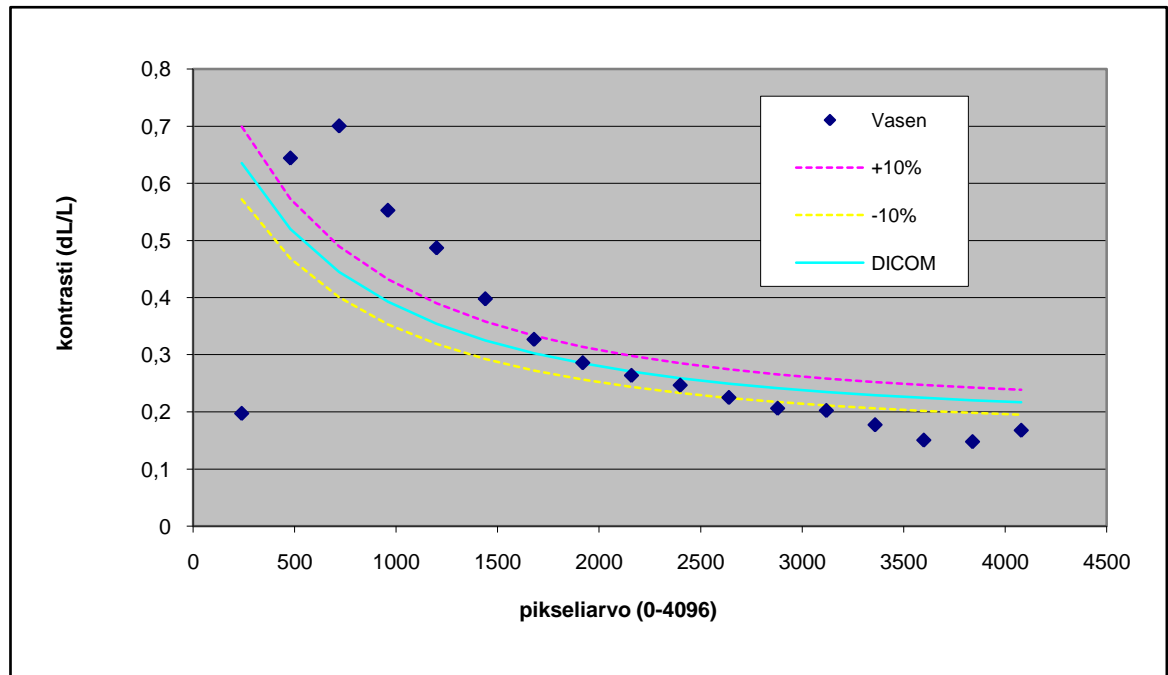
Muiden näyttöjen kalibrointijärjestelmät tuntuivat toimivan, sillä niillä varustettujen näyttöjen luminanssivasteet pysyivät pääasiallisesti AAPM:n suositusten mukais-  
ten  $\pm 10\%$  hyväksyttävyyssrajojen sisäpuolella. Poikkeukset muodostivat neljä tes-  
tatuista näytöistä, joilla ilmeni hankaluuksia tummimpien sävyjen toistossa ja mit-  
taustulos päättyi hyväksyttävyyssrajan alapuolelle. Kahdessa näistä tapauksista  
syytä oli mitä todennäköisimmin epäkunnossa olevasta kattovalaisimesta johtuva  
liian korkea huonevalaistus. Korkea huonevalaistus riitti luminanssivasteeseen  
liittyvässä laskennassa, jossa näytölle heijastuva valo summataan näytön tuotta-  
maan luminanssiin, heilauttamaan tuloksen juuri ja juuri asetettujen hyväksyttä-  
vyyssrajojen ulkopuolelle. Hankaluudet tummien sävyjen toistossa ovat jokseenkin  
tyypillinen ominaisuus nestekidenäytöille.



Kuvio 2. Automaattisella kalibrointijärjestelmällä varustetun lausuntomonitorin lu-  
minanssivaste.

Ultraäänitutkimustilan lausuntomonitoriparin, jonka kalibrointijärjestelmä ei ollut  
toiminnassa, osalta tulokset poikkesivat muista näytöistä huomattavasti. Kuviossa  
2 on mittausten joukosta satunnaisesti valittu esimerkkitapaus toimivalla kalibroin-  
tijärjestelmällä varustetun monitorin luminanssivasteesta. Kuvio 3 puolestaan ku-  
vaa toisen ultraäänitutkimustilan työpisteen lausuntomonitorin tuottamaa lumi-  
nanssivastetta. Kuvioissa yhtenäinen viiva kuvaa DICOM-standardin määrittele-

mää ihanteellista harmaasävynäyttöfunktioita skaalattuna monitorin tuottamalle luminanssialueelle ja katkoviivat kuvaavat  $\pm 10\%$  poikkeamaa tältä ihannekäyrältä rajaten väliinsä alueen, jolle timantinmuotoisella merkillä esitettyjen saatujen mitaustulosten tulisi osua. Kalibroitijärjestelmällä varustamattoman monitorin harmaasävyn toisto ei pysy DICOM-standardin määrittämässä rajoissa juuri lainkaan.



Kuvio 3. Ultraäänitutkimustilan lausuntomonitorin luminanssivaste.

Luminanssin tasaisuudessa eri kohdissa näyttöä oli yllättävänkin suuria eroja riippumatta siitä, oliko näyttö varustettu luminanssivastetta säätelevällä kalibroitijärjestelmällä vai ei. AAPM:n suosituksen mukaan suurimman ja pienimmän mitatun luminanssin ero saa poiketa peräti 30 % niiden keskiarvosta. Mittauksissa jopa yli 20 % poikkeama oli enemmänkin sääntö kuin poikkeus ja muutaman näytön kohdalla hyväksyttävyyssrajat jopa ylittyivät. Taulukossa 5 on maininta niiden näyttöjen kohdalla, joiden tapauksessa standardin asettamat vaatimukset eivät täytyneet.

Kontrasti- eli luminanssisuhteen osalta DICOM-standardi suosittelee primaarisille näyttölaitteille vähintään 250:1-luminanssisuhdetta. Suoritettujen mittausten perusteella muut kuin ultraäänitutkimustilan työpisteen monitorit ylittävät tämän tavoit-

teen selkeästi luminanssisuhteiden ollessa heikoimmillaankin suuruusluokassa 400:1. Ultraäänitutkimustilan työaseman kohdalla vasen näyttö kykeni 240:1 ja oikea vain 200:1 luminanssisuhteen tuottamiseen mittaushetken asetuksilla. Tämän työaseman kohdalla heikko suorituskyky johtuu sekä mittaushetkellä vallinneen liian korkean huonevalaistuksen että näytön tuottaman heikon maksimiluminanssin yhteisvaikutuksesta. Kun heikko maksimiluminanssin arvo jaetaan siihen nähden korkealla minimiluminanssin ja näytölle heijastuvan valon luminanssien summalla, saadaan tuloksena suosituksia matalampi luminanssisuhde.

#### 4.1.3 Visuaaliset testit

Visuaalisten testien osuus koostui luminanssin kulmariippuvuuden, diffuusiheijastuksen, geometrinen vääristymien, resoluution, kohinan sekä virheellisten pikselien määrän tutkimisesta.

Luminanssin kulmariippuvuuden pikainen visuaalinen tarkastus osoitti, että tällä tavalla tehdyssä tarkastelussa näytöillä ei ole ongelmia kuvien esittämisessä. Ultraäänitutkimustilan monitoreilla oli tosin erittäin hankala havaita aivan tummintaa kohdetta, mutta tämä johtui todennäköisesti suoraan huoneen liian kirkkaasta valaistuksesta.

Diffuusiheijastuksen testin läpäisivät kaikki testatut monitorit. Tiloissa, joihin näytöt oli sijoitettu, oli tyypillisesti jo riittävän matalatehoinen valaistus, joten sen pimittäminen ei vaikuttanut parantavasti tulokseen. Suurimmat ongelmat tässä testissä ilmenivät ultraäänitutkimustilan monitoreissa, joiden tapauksessa oli hankaluuksia pienikontrastisten kohteiden erottamisessa myös pimennetyssä tilassa suoritetussa tarkastelussa.

Geometrisia vääristymiä ei ennako-odotusten mukaisesti testatuista näytöistä ollut havaittavissa käytännössä lainkaan. Nestekidenäyttötekniikan ansiosta kuva on aina geometrialtaan erinomainen kilpaileviin vaihtoehtoihin nähden, kunhan näytön perusasetukset vain ovat kunnossa.

Näyttöjen resoluution visuaalisen tarkastelun puolesta tulokset olivat hyvin samansuuntaisia kuin geometrian tapauksessa. Nestekidenäyttöjen ominaisuus on, että näyttöpaneelin ominaisresoluutiolla kuva on erittäin tarkka. Lisäksi primaariset näytöt oli varustettu korkealla ominaisresoluutiolla, joka edelleen parantaa TG18-QC-testikuvan Cx-kuvioiden tyyppisten pienimpienkin yksityiskohtien piirtymistä tarkasti. Kaikki näytöt saavuttivat Cx-kuvioiden pisteytyksestä parhaan mahdollisen arvosanan ultraäänitutkimustilan näyttöparia lukuun ottamatta, joka arvioitiin toiseksi korkeimpaan luokkaan. Jokainen näyttö oli siis kirkkaasti hyväksyttävyyserajojen sisäpuolella. Myöskään testikuvan viivaparien paksuuksissa ei ollut havaittavissa eroavuuksia, joten tulokset tästä testistä olivat erinomaiset.

Kohinan määrä näytöissä oli yleisesti ottaen riittävän matalalla tasolla. Testikuva-  
na toimineesta TG18-AFC:stä erottui muilla paitsi ultraäänitutkimustilan työase-  
man monitoreilla hyväksyttävyyserajaan riittävät kolmen ruudukon kohteet. Ultraää-  
nitkimustilan monitoreilla myöskään toiseksi suurimmat kohteet eivät enää erot-  
tuneet, joten tulos tästä testistä jäi kyseisellä näyttöparilla AAPM:n hyväksyttä-  
vyyserajojen ulkopuolelle.

Virheellisiä pikseleitä tai muita näytössä esiintyviä häiriöitä näytöistä löytyi mones-  
takin näyttöparista. Useassa tapauksessa nämä pikselit tuntuivat olevan keskitty-  
neinä samaan kohtaan näytöllä, mikä viittaisi joko näytön kolhiutumiseen tai jo-  
honkin systemaattiseen virhetilanteeseen valmistusprosessissa, joka aiheuttaa  
useamman kuvapisteen kokoisen häiriön. Tilanteen ja näyttöjen takuuehtojen tar-  
kistaminen näiltä osin on suositeltavaa.

## **4.2 Tulosten yhteenveto ja arviointi**

Taulukkoon 5 on koostettu yhteenveto, jossa on listattu suoritettussa laadunvarmis-  
tustarkastuksessa läpikäytyt näytöt ja eritelty näyttökohtaisesti niissä mahdollisesti  
havaitut ongelmat.

Taulukko 5. Mittausten yhteenveto.

Näyttölaite	Havaitut ongelmat
Demonstratio 1, nurkka	Luminanssin tasaisuus oikealla näytöllä, näppäimistön alle asetettu hiiriohjain erottuu suljettujen näyttöjen pinnalta, oikeassa näytössä yksi kirkas pikseli
Demonstratio 1, ikkuna	Luminanssivaste testikuvalla LN12-2 aavistuksen GSDF:n hyväksyttävyyssrajan alapuolella kummallakin näytöllä (valaisin rikki, liian korkea valaistus)
Demonstratio 2, ikkuna	Maksimiluminanssien ero näyttöparin näyttöjen välillä, oikeassa näytössä kaksi ryhmää virheellisiä pikseleitä
Ultraääni	Huoneen valaistus, luminanssivaste, luminanssisuhde, luminanssin tasaisuus vasemmassa näytössä, luminanssin kulmariippuvuus, kohina
Mammografia	Vasemmassa näytössä yksi kirkas pikseli
Magneettikuvaus	-
Keskihuone, yksinäinen	Luminanssivaste testikuvalla LN12-2 aavistuksen GSDF:n hyväksyttävyyssrajan alapuolella oikealla näytöllä, oikeassa näytössä ryhmä kirkkaita pikseleitä
Keskihuone, parillinen oik.	-
Keskihuone, parillinen vas.	-
Terveyskeskus	Luminanssivaste testikuvalla LN12-2 aavistuksen GSDF:n hyväksyttävyyssrajan alapuolella vasemmalla näytöllä, vasemmassa näytössä ryhmä kirkkaita pikseleitä

Huomionarvoisia ongelmakohtia näistä ovat

- Demonstratio 1 -tilan nurkan työaseman oikean näytön luminanssin tasaisuuden poikkeamat, TG18-UNL10 40,9 % ja TG18-UNL80 31,1 % (hyväksyttävä poikkeama 30 %)

- Demonstratio 1 -tilan ikkunanpuoleisen työaseman luminanssivasteen poikkeama kummallakin näytöllä, TG18-LN12-02 14,7 % vasemmalla ja 14,1 oikealla monitorilla (hyväksyttävä poikkeama 10 %)
- Demonstratio 2 -tilan maksimiluminanssien ero näyttöparin näyttöjen välillä 12,3 % (suurin hyväksyttävä ero 10 %)
- Keskihuoneen yksinäisen parin oikeanpuoleisen näytön luminanssivaste-poikkeama, TG18-LN12-02 11,7 % (hyväksyttävä poikkeama 10 %)
- Terveyskeskuksen parin vasemmanpuoleisen näytön luminanssivaste-poikkeama, TG18-LN12-02 11,2 % (hyväksyttävä poikkeama 10 %)

Ultraäänitutkimustilan työaseman osalta tuloksia ei voida pitää huomionarvoisina, sillä näytössä oleva kalibroitajärjestelmä ei mittaushetkellä toiminut oikein. Näyttöpari edustaakin tässä yhteydessä lähinnä huonoilla asetuksilla varustettua verrokinäyttöä.

Taulukossa 5 näyttölaitteet on nimetty sairaalan tai terveyskeskuksen mittaushetken sijoituspaikkansa mukaan. Laadunvarmistusmittaukseen kuuluvan ehdottoman objektiivisuuden ylläpitämiseksi taulukossa, tai muuallakaan tulosten esittelyn yhteydessä, ei ole mainittu näyttölaitteiden valmistajia tai muita tuotemerkkejä. Erillisten mittauspöytäkirjojen avulla näyttölaitteet ovat tarvittaessa yksilöitävissä sarjanumeroidensa perusteella.

Taulukossa 6 on näyttöparien monitorien välistä vertailua laskennallisten maksimiluminanssien sekä luminanssisuhteiden osalta. Tieto näyttöparin näyttöjen suorituskyvyn keskinäisestä samankaltaisuudesta on olennainen, sillä lausuntomonitorin varustetun työaseman näyttöjen yksi keskeisimmistä käyttötarkoituksista on kahden kuvan vertaaminen toisiinsa, joka onnistuu kätevästi asettamalla verrattava kuva toiselle ja vertauksen kohteena oleva kuva toiselle näytölle. Yleensä näyttöjen sovittaminen pareiksi tapahtuu jo valmistajan toimesta, mutta tämänkaltaisen tutkimus antaa hyvää lisätietoa ajan myötä näyttölaitteissa tapahtuvista muutoksista, etenkin jos ensimmäinen vertailu suoritetaan jo näyttöjen vastaanoton yhteydessä.



Taulukko 6. Näyttöparien maksimiluminanssien ja luminanssisuhteiden vertailu.

Näyttöpari	L'max V/O	Ero L'max	Luminanssisuhde V/O
Demonstratio 1, nurkka	493,7 / 501,0	1,47 %	467,3 / 398,2
Demonstratio 1, ikkuna	389,2 / 399,5	2,66 %	452,8 / 470,1
Demonstratio 2, ikkuna	556,3 / 624,6	12,27 %	436,6 / 456,6
Ultraääni	250,6 / 265,2	5,85 %	239,6 / 202,0
Mammografia	723,8 / 719,2	0,64 %	523,5 / 538,7
Magneettikuvaus	517,4 / 536,3	3,65 %	398,0 / 423,4
Keskihuone, yksinäinen	500,9 / 489,5	2,34 %	472,4 / 489,6
Keskihuone, parillinen oik.	483,6 / 514,0	6,27 %	400,5 / 409,5
Keskihuone, parillinen vas.	447,8 / 466,1	4,09 %	403,5 / 414,8
Terveyskeskus	496,1 / 541,4	9,12 %	406,9 / 408,5

Taulukossa 6 L'max on mitatun näytön tuottaman maksimiluminanssin sekä näytölle heijastuvan valon testin mittaustuloksen summa. Sen yksikkö on  $\text{cd/m}^2$ . Merkintä V/O tarkoittaa, että taulukossa vinoviivan vasemmalla puolella ovat vasemasta näytöstä mitatut lukemat ja oikealla puolella oikean näytön tulokset. Ainoastaan demonstratio 2 -tilan mitattu näyttöpari ylitti maksimiluminanssien suurimman hyväksyttävän 10 % keskinäisen luminanssien eroavuuden raja-arvon. Luminanssisuhteiden keskinäisen vastaavuuden tärkeyttä ei teoria-aineistossa juurikaan käsitelty ja hyväksyttävään tulokseen riittääkin yli 250:1 saavutettu luminanssisuhde.

Taulukossa 7 on vielä vertailtu testissä näyttöjen saavuttamia kontrasti- tai luminanssisuhteen ja maksimiluminanssin arvoja valmistajan ilmoittamiin lukemiin. Etenkin kontrastisuhteen mittaamiseen on olemassa hyvinkin monia eri tapoja, eivätkä valmistajat normaalisti erittele, millä mittausten menetelmällä teknisissä tiedoissa ilmoitetut lukemat on saavutettu.

Taulukko 7. Mitatun kontrastisuhteen ja maksimiluminanssin vertailua valmistajan ilmoittamiin arvoihin.

Näyttötyyppi	Kontrastisuhde	Luminanssi (cd/m <sup>2</sup> )
	ilmoitettu/mitattu	maksimi/kalibroitu/mitattu
A	900:1 / 460:1	1 000 / 410 / 390
B	800:1 / 530:1	700 / 450 / 720
C	900:1 / 430:1	1 000 / 600 / 510
D	1 000:1 / 220:1	300 / - / 260

### 4.3 Työn hyödynnettävyys

Työ on luonnollisestikin sellaisenaan ammatillisesti hyödynnettävissä toimeksiantajan osalta. Työn voidaan katsoa hyödyttävän toimeksiantajaa sekä raporttimuotoisena selvityksenä käytössä olevien näyttölaitteiden tämänhetkisestä tilasta että suoritettujen mittausten osalta myös yhtenä säännöllisin väliajoin toistettavana laadunvalvontamittauksena. Tulosten esittelyn yhteydessä on mittausten perusteella näyttölaitteissa havaitut ongelmakohdat tiivistetysti eriteltynä, minkä ansiosta toimeksiantaja voi tarvittaessa kätevästi ryhtyä jatkotoimenpiteisiin kyseisten ongelma-kohtien ratkaisemiseksi.

Työ sisältää myös hyvin toistettavissa olevan mittausmallin ja teoriatietoa laadunvarmistukseen liittyvästä materiaalista. Myös keskeisimpiä tämänkaltaiseen laadunvarmistustyöhön liittyviä standardeja ja suosituksia on esitelty työssä. Työn teoriasisältöä voidaankin näin mahdollisesti hyödyntää tulevaisuudessa muissa saman aihepiirin tutkimustöissä tai nykyistä mittausproseduuria kehitettäessä edelleen.

Muutoin tai muilla toimialoilla tämän tyyppisen varsin suppeaan kohdeaineistoon liittyvän laadunvarmistustyön sisältö ja tulokset ovat melko huonosti hyödynnettävissä. Työn tutkimuksen kohteena olleiden korkealaatuisten harmaasävynekite-

denäyttöjen sovellutuksia ei muilta toimialoilta löydy käytännössä lainkaan. Harvalla muulla toimialalla on muutenkaan tarvetta suorittaa näin kattavaa ja tämän tyyppistä laadunvarmistusmittausohjelmaa käytettäville näyttölaitteille.

## 5 POHDINTA

### 5.1 Työprosessin arviointi

Kokonaisuutena tarkasteltuna työprosessia voidaan pitää onnistuneena. Työlle alun perin asetetut tavoitteet sekä suoritettavien testien että testattavien näyttöjen lukumäärän osalta saavutettiin suunnitelmien ja toimeksiantajan edustajan esittämien toiveiden mukaisesti.

Itse mittaus- ja testaustyö oli sinänsä melko suoraviivaista mittausprosessin sisäistämisen ja harjoitusmittausten jälkeen. Suuri osa työn haastavuudesta tulikin uuden teoreettisen tiedon soveltamisesta käytäntöön. Vaikka mittaustyön osuuden voisi periaatteessa suorittaa hyvinkin vähäisillä pohjatiedoilla, vaatii sen todellinen ymmärtäminen kuitenkin kykyä lukea ja omaksua teknisten julkaisujen ja muiden aihepiiriin kuuluvien laadunvarmistusaineistojen sisältöä. Aikaa kuluikin ennen työn aloittamista paljon aihealueeseen liittyvän tiedon analysoinnissa ja eri testien tarkoituksperiin tutustuessa. Myös käytetyn mittauslaitteiston tehokas ja oikeaoppinen käyttö vaativat hieman harjoitusta.

Varsinaisia ongelmia työn aikana esiintyi hyvin vähän. Työn ollessa jo loppusuoralla selvisi, että ultraäänitutkimustilan työpisteen lausuntomonitoriparin automaattinen kalibroitijärjestelmä ei ollut toiminnassa mittausten suorituksen aikana. Uusintamittausta ei suoritettu osaltaan työlle varatun ajan rajallisuuden takia ja toisaalta, koska ultraäänikuvauksen tulkinta tehdään käytännössä jo itse kuvantamislaitteistolla, eikä tässä työssä tutkittu näyttöpari ole näin enää periaatteessa primaarinen lausuntomonitori kyseisessä kuvantamisprosessissa. Työ siis epäonnistui tuomaan esille tavoiteltua konkreettista tietoa kyseisen näyttöparin nykytilasta, mutta näyttöparin tuloksia päätettiin käyttää työssä kuitenkin esimerkkinä tapauksesta, jossa kalibroitijärjestelmä ei syystä tai toisesta toimi oikein.

### 5.1.1 Menetelmien arviointi

Työssä käytettyjä testausmenetelmiä sekä mittauslaitteistoja voidaan pitää hyvin luotettavina. American Association of Physicists in Medicine, jonka materiaaleihin ja tutkimuksiin tässä työssä käytetty testausmenetelmä perustuu, on lääketieteellisen fysiikan ammattilaisista koostuva järjestö. Järjestön kehittämää materiaalia on käytetty pohjana monissa tämän aihealueen laadunvarmistusmittauksissa jo jonkin aikaa ja sitä tunnutaan yleisesti pitävän kaiken olennaisen kattavana pakettina.

Työssä ei käytetty läheskään kaikkia AAPM-järjestön esittelemiä testausmetodeja, vaan mittausproseduuriin on valittu eniten kuvanlaatuun vaikuttavien asioiden testaukseen tarkoitettuja mittauksia. Samoin huomiota on täytynyt kiinnittää myös käytettävissä olevaan mittauslaitteistoihin ja mittausten toteutettavuuteen niiden avulla.

Mittauslaitteistona käytettyjä mittareita eli Unforsin Xi -mittaria sekä Hagnerin Universal Photometer Model 2 -teleskooppimittaria, voidaan pitää myös tarkoituksenmukaisena ja riittävän laadukkaana kalustona tämäntyyppiseen työhön. Hagnerin valmistaman mittarin kanssa lukemat jouduttiin syöttämään mittauspöytäkirjaan käsin, mutta Unforsin mittarilla mittaustiedot siirtyivät suoraan mittauslaitteen muistista Bluetooth-yhteyden yli mittauspöytäkirjaan, mikä mahdollisti tarkkojen lukemien saamisen ja poisti mahdollisten virhepainallusten riskin lukemia mittauspöytäkirjaan syötettäessä. Unforsin valmistaman mittauslaitteen Bluetooth-yhteyden kanssa esiintyi tosin satunnaisia ongelmia, jotka hidastivat hieman mittaustyötä. Syynä olivat todennäköisesti yhteensopivuusongelmat vastaanottavana päänä toimineen kannettavan tietokoneen kanssa.

Visuaalisten testien tapauksessa on luonnollisestikin olemassa mahdollisuus, että yksi tarkkailija voi nähdä, ymmärtää ja arvioida testikuvat toisin kuin toinen tarkkailija. Jotkin yksityiskohdat, kuten esimerkiksi osittain virheellisesti toimivat näytön kuvapikselit, saattavat jäädä kokonaan huomaamatta. Visuaalisissa testeissä on siis oletettavasti suurempi riski saada epätarkkoja tuloksia kuin testeissä, joissa

mitataan fyysisiä suureita tarkoitukseen suunnitellulla mittauslaitteistolla. Työssä käytetyssä visuaalisten testien aineistossa oli kuitenkin useimmiten varsin suuret hyväksyttävyyssrajat, joten pienet erot kuvien analysoinnissa ovat vielä hyväksyttävissä, elleivät nämä rajat ylitä kummallakaan tulkintatavalla.

## **5.2 Jatkotutkimuksen mahdollisuuksia**

Tässä työssä esitellyn testausohjelman kehittäminen on jatkuvasti mahdollista, sillä aihealueesta on saatavilla runsaasti tietoa kirjallisuuden sekä erilaisten suositusten ja standardien muodossa.

Tässä kappaleessa on esitelty muutamia työn aikana ilmitulleita kehitysmahdollisuuksia, joita tässä työssä ei kuitenkaan lähdetty tutkimaan.

### **5.2.1 Teleskooppisen mittarin korvaaminen**

Toimeksiantajan nykyinen mittausproseduuri käyttää näytön pinnalta heijastuvan valon mittaukseen vanhahkoa teleskooppista luminanssimittaria, sillä uudemmallalla monitoimimittarilla ei mittaukseen pystytä suorittamaan. Teleskooppisen mittarin ongelmana on sen käytön kömpelyys, mikä lisää laadunvarmistusmittausten tekemiseen kuluvaan aikaa. Teleskooppista mittaria käytetään tällä hetkellä vain yhden mittauksen suorittamiseen.

Ennen tämän työn aloittamista pohdittiin mahdollisuutta arvioida näytöltä heijastuvan valon määrä perustuen ympäristön valaistukseen. Periaatteessa kaikki suljetun näytön pinnalta katsojan silmiin heijastuva valo on peräisin näytön ympäristön valaistuksesta. Ajatuksena olisi siis mitata ympäröivää valaistusta lukseissa ja luksimäärää vastaava näytöltä heijastuneen valon määrä kaneloissa. Tulokset taulukoitaisiin, jonka jälkeen tätä verrannollisuustaulukkoa voitaisiin käyttää näytöltä heijastuneen valon määrän arviointiin sen sijaan, että se mitattaisiin erikseen teleskooppisella mittarilla.

Tällaisessa mittauksessa on kuitenkin ongelmakohtansa, jotka tulisi perusteellisesti selvittää. Vaikuttavatko esimerkiksi eri valmistajien näyttöissään käyttämä pinta-materiaalit tai heijastuksia vähentävät pinnoitteet merkittävästi mittaustuloksiin?

### **5.2.2 Ajan vaikutus näyttöjen suorituskykyyn**

Lääketieteellisten näyttölaitteiden laadunvalvonnasta vastaavien tahojen olisi varmasti mielenkiintoista tietää, miten näytön ikä vaikuttaa sen suorituskykyyn. Nestekidenäyttöjen taustavalon heikkeneminen ajan myötä on tyypillinen ongelma, joka tulisi ottaa huomioon laadunvarmistusmittauksia tehtäessä. Toinen samantyyppinen ominaisuus on LCD-paneelin ominaisvärin muuttuminen hieman sen ikääntyessä, jolloin värien tai harmaasävyjen toisto-ominaisuudetkin saattavat kärsiä. Muutokset eivät tapahdu hetkessä, joten tämänkaltaiselle määrääjain toistettavalle tutkimukselle tulisi varata riittävästi aikaa.

Näyttöihin voi ilmaantua käytössä myös suoranaisia vikoja, kuten hajoitteiden tai toimimattomien pikseleiden määrän lisääntymistä ja näytön kalibroinnista vastaavien sensoreiden vikaantumista. Näiden ilmiöiden esiintymisen tutkiminen ajan funktiona on toisaalta todella vaikeaa.

### **5.2.3 IEC-standardiin tutustuminen**

Vuoden 2009 lopulla julkaistun kansainvälisen IEC-62563-1-standardin sisältöön sekä sen esittelemiin testausmetodeihin tutustuminen saattaa tuoda uusia näkökulmia laadunvarmistusmittauksiin ja päivittää edelleen nykyisiä testausmenetelmiä nykyaikaisemmiksi.

Sisällöltään ja laitteistovaatimuksiltaan IEC:n aineisto tuntuisi olevan hyvin lähellä AAPM:n vastaavaa, joten nykyinen mittausteollisuus kävisi oletettavasti sellaisenaan myös mahdollisiin uusiin IEC:n suunnittelemiin mittauksiin.

#### 5.2.4 Tarkempi tutustuminen tekniikkaan

Kuten kappaleessa 2.1.2 mainittu, myös esimerkiksi laitehankinnoissa tarvitaan yhä enemmän tietokonetekniikan tuntemusta, jotta kuvantamisketjusta saadaan lopulta ulos oikeanlainen kuva. Pelkästään korkea bittisyvyys näytössä ei takaa kuvan laadukkuutta, vaan vaaditaan myös ohjelmat, näytönohjaimet ja ajurit, joista löytyy tuki tällaisen tiedon välittämiseksi kuvantamislaitteesta radiologin työaseman näytöille.

Näyttöjen tekniset ratkaisut on muutenkin tässä työssä käsitelty hyvin pintapuolisesti. Yksi tutkimuksen kohde voisi olla esimerkiksi primaarisiin näyttöihin integroidut väriarvojen korjaustaulut ja niiden vaikutukset lopulliseen kuvaan. Korjaustaulu sisältää sen väriarvopaletin, josta esitettävä kuva on rakennettu, ja sitä käytetään näytölle lähetettävien signaalien väriarvojen korjaamiseen kohti esitystaroituksen kannalta ihanteellisempia arvoja. (Eizo Nanao Corporation 2004, 6-20.)

Lisäksi voisi olla mielenkiintoista tietää, mitä keinoja näyttövalmistajat käyttävät DICOM-standardin GSDF-harmaasävynäyttöfunktion mukaisen sävytoiston saavuttamiseksi automaattisissa kalibroitijärjestelmissään. Hyvin todennäköisesti tämänkaltaiset asiat ovat tuotesalaisuuksia, jolloin tietoakin on hyvin rajoitetusti saatavilla.



## LÄHTEET

- American Association of Physicists in Medicine (AAPM). 2005. Assessment of Display Performance for Medical Imaging Systems. [Verkkajulkaisu]. [Viitattu 20.3.2010]. Saatavissa: [http://www.aapm.org/pubs/reports/OR\\_03.pdf](http://www.aapm.org/pubs/reports/OR_03.pdf)
- American Association of Physicists in Medicine (AAPM) Task Group 18. 10.1.2006. Assessment of Display Performance for Medical Imaging Systems. [WWW-dokumentti]. [Viitattu 14.4.2010]. Saatavissa: <http://deckard.mc.duke.edu/~samei/tg18>
- Clunie, D. 4.4.2010. DICOM Standard Status. [WWW-dokumentti]. [Viitattu 21.4.2010]. Saatavana: <http://www.dclunie.com/dicom-status/status.html>
- Digital Imaging and Communications in Medicine. 30.3.2009. Strategic Document. [Verkkajulkaisu]. USA: Rosslyn, VA. [Viitattu 19.5.2010]. Saatavissa: <http://medical.nema.org/dicom/geninfo/Strategy.pdf>
- Eizo Nanao Corporation. Ei päiväystä. RadiForce G51. [WWW-dokumentti]. [Viitattu 31.3.2010]. Saatavissa: <http://www.radiforce.com/en/products/mono-g51.html>
- Eizo Nanao Corporation. 2004. Accurate Grayscale on Medical Display Monitors. [PDF-dokumentti]. [Viitattu 28.4.2010]. Saatavissa: [http://www.radiforce.com/en/support/pdf/wp\\_en\\_04\\_001\\_grayscale.pdf](http://www.radiforce.com/en/support/pdf/wp_en_04_001_grayscale.pdf)
- ezDICOM. Ei päiväystä. ezDICOM DICOM viewer. [WWW-dokumentti]. [Viitattu 5.5.2010]. Saatavissa: <http://www.cabiatl.com/micro/ezdicom/index.html>
- B Hagner AB. 1980. Hagner Universalljusmätare Modell 1 och 2: Beskrivning. Käyttöohje.
- Jauhiainen, J. 2003. Röntgenkuvaus, digitaalinen kuvaus ja tietokonetomografia. Oulun seudun ammattikorkeakoulu. Tekniikan yksikkö.
- Järvinen, H., Karppinen, J., Komppa, T., Miettinen, A., Nieminen, K., Parviainen, T., Pirinen, M., Tenkanen-Rautakoski, P., Tapiovaara, M., Toroi, P., Kortnesniemi, M., Kuusela, K., Laarne, P., Nieminen, M., Muotio, P. & Reponen J. 2008. Terveysthuollon röntgenlait-

teiden laadunvalvontaopas. [Verkkajulkaisu]. Säteilyturvakeskus. [Viitattu 30.3.2010]. Saatavissa:  
[http://www.stuk.fi/julkaisut\\_maaraykset/fi\\_FI/stuk\\_tiedottaa\\_files/1222632510022273/default/STUK-tiedottaa-2-2008.pdf](http://www.stuk.fi/julkaisut_maaraykset/fi_FI/stuk_tiedottaa_files/1222632510022273/default/STUK-tiedottaa-2-2008.pdf)

Lantto, E. 2002. Radiologia Keski-Suomessa: Alueellinen toimintamalli 2000-luvulle ja sen etukäteisarviointi. Kuopion yliopisto. Yhteiskuntatieteellinen tiedekunta. Väitöskirja.

Liukkonen, E., Niinimäki, J., Tervonen, O. & Nieminen, M. 2010. Terveyskeskusten työasemanäytöt riittämättömiä röntgendiagnostiikkaan. Duodecim 2010 (126), 650-658.

National Electrical Manufacturers Association. 2006. Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) Part 14: Grayscale Standard Display Function. [Verkkajulkaisu]. USA: Rosslyn, VA. [Viitattu 6.4.2010]. Saatavissa:  
[http://medical.nema.org/dicom/2006/06\\_14pu.pdf](http://medical.nema.org/dicom/2006/06_14pu.pdf)

NDS Surgical Imaging. 2009. Dome E3 Cut Sheet. [PDF-julkaisu]. [Viitattu 31.3.2010]. Saatavissa:  
<http://www.ndssi.com/products/dome/ex-grayscale/ds-NDS-Dome-E3.pdf>

Planar Systems, Inc. Ei päiväystä. PX212M 21,3-inch LCD Monitor. [WWW-dokumentti]. [Viitattu 14.4.2010]. Saatavissa:  
[http://www.planar.com/Products/flatpanel\\_monitors/px\\_flatpanel/PX212M.cfm](http://www.planar.com/Products/flatpanel_monitors/px_flatpanel/PX212M.cfm)

Suomen Radiologiyhdistys. 15.6.2004. Radiologia. [WWW-dokumentti]. [Viitattu 7.4.2010]. Saatavissa:  
<http://www.sry.fi/index.php?3>

Tomminen, J. 2006. Testissä 20-tuumaiset lcd-näytöt: Isoa näyttävää ja edullista. MikroPC (4), 35.

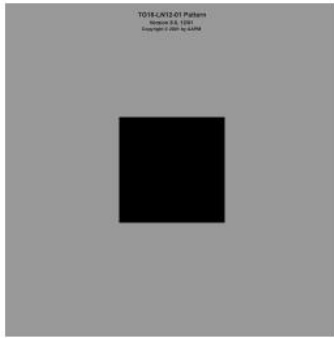
Totoku Electric Co. 2007. ME351i Product Catalogue. [PDF-julkaisu]. [Viitattu 31.3.2010]. Saatavissa:  
[http://www.totoku.com/display/support/pdf/me351i\\_e.pdf](http://www.totoku.com/display/support/pdf/me351i_e.pdf)

Unfors. 2009. Unfors Xi Platinum Edition Specifications. [PDF-julkaisu]. [Viitattu 28.3.2010]. Saatavissa:  
<http://www.unfors.com/mediacenter/5101050-Xi-Specifications-P.pdf>

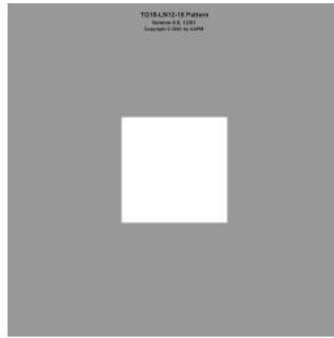
Unfors. 2010. Unfors Xi View. [WWW-dokumentti]. [Viitattu 19.5.2010]. Saatavissa:  
<http://www.unfors.com/products.php?catid=200>

LIITE 1: TG18-testikuvia

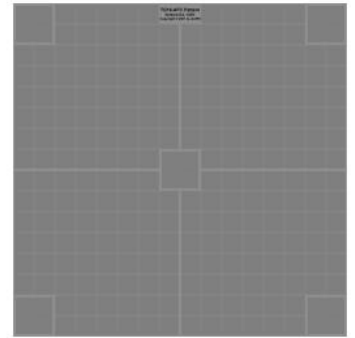
(American Association of Physicists in Medicine 2006.)



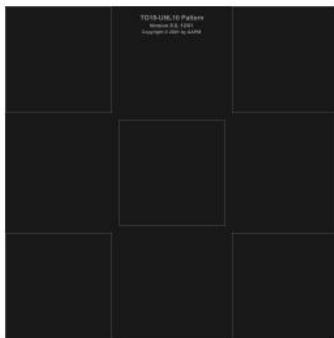
TG18-LN12-01



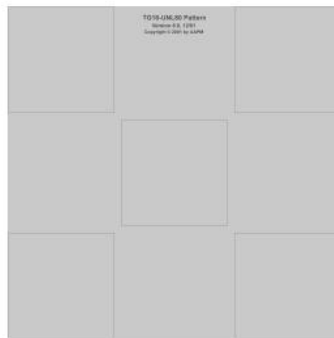
TG18-LN12-18



TG18-AFC



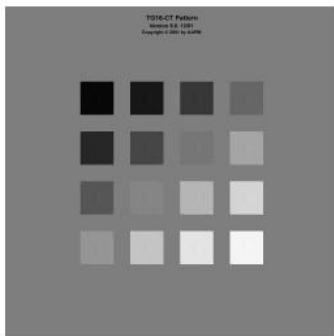
TG18-UNL10



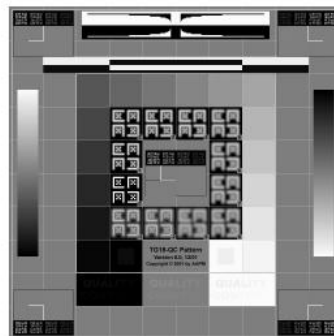
TG18-UNL80



TG18-UN10



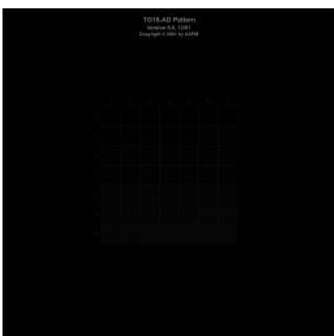
TG18-CT



TG18-QC



TG18-UN80



TG18-AD