

Jyri Hannila

Radiologisten työasemien laadunvalvonta

Metropolia Ammattikorkeakoulu

Insinööri (AMK)

Sähkötekniikan koulutusohjelma

Insinöörityö

3.5.2013



Alkulause

Haluan kiittää professori Sauli Savolaista HUS-Kuvantamisesta sekä lehtori Jukka Kuirkanvirtaa Metropolia Ammattikorkeakoulusta työni ohjauksesta, tiedoista ja monipuolisesta avusta.

Helsingissä 3.5.2013

Jyri Hannila

Tekijä Otsikko	Jyri Hannila Radiologisten työasemien laadunvalvonta
Sivumäärä Aika	17 sivua 3.5.2013
Tutkinto	insinööri (AMK)
Koulutusohjelma	sähkötekniikka
Suuntautumisvaihtoehto	terveydenhuollon tekniikka
Ohjaajat	professori Sauli Savolainen lehtori Jukka Kuikanvirta
<p>Tämä insinööri työ toteutettiin yhteistyössä HUS-Kuvantamisen kanssa osana radiologisten työasemien kuvankatselunäyttöjen vuosittaista laadunvalvontaa HUS:n alueella. Työssä tutustuttiin radiologisia työasemia koskeviin laatukriteereihin, niiden laadunvalvontaprosessiin sekä tarvittaessa tehtäviin radiologisten näyttöjen kalibrointiin. Työssä pyrittiin tuomaan esille nykyisessä laadunvalvonnassa mahdollisesti olevia ongelmakohtia sekä löytämään niihin parannusehdotuksia.</p> <p>Tämän työn mittaukset suoritettiin Hyvinkään aluesairaalan röntgenosastolla. Mittaukset suoritettiin yhteensä yhdelletoista työasemalle, ts. 22 näytölle. Näistä vain kaksi näyttöä piti kalibroida laatukriteerien saavuttamiseksi. Tämä osoitti, että radiologisten työasemien monitorit ovat pääasiassa hyvässä kunnossa, ja ne täyttävät vaadittavat laatukriteerit.</p>	
Avainsanat	kalibrointi, laadunvalvonta, radiologia, röntgen

Author Title	Jyri Hannila Radiology Workstations' Quality Control
Number of Pages Date	17 pages 3 May 2013
Degree	Bachelor of Engineering
Degree Programme	Electrical Engineering
Specialisation option	Medical Engineering
Instructors	Sauli Savolainen, Professor Jukka Kuikanvirta, Senior Lecturer
<p>This thesis was implemented in cooperation with HUS Imaging and it was part of the annual quality control of radiographic workstations. The goal was to get familiar with the criteria in quality of the workstations, quality control process and calibrations for the workstation displays. Another goal was to bring out possible faults or drawbacks in the current quality control process and try to create some ideas or alternative methods to improve the process.</p> <p>All the measurements were performed at the Radiographic department in Regional Hospital of Hyvinkää. 11 workstations were checked or 22 displays to be exact. Only two of these displays required a calibration to reach the quality criteria. This shows that the displays are primarily in good condition and within the required quality criteria.</p>	
Keywords	calibration, quality control, radiology, x-ray

Sisällys

Alkulause
Tiivistelmä
Abstract
Sisällys
Lyhenteet

1	Johdanto	1
2	Radiologian historia	1
2.1	Röntgensäteet	1
2.2	Röntgenkuvauksen kehitys	3
3	Radiologiset työasemat	3
3.1	PACS-tallennusjärjestelmä	4
3.2	Radiologiset näytöt	4
3.3	Kuvankatseluhuoneet	5
4	Radiologisen kuvan laatu	5
4.1	Radiologisen kuvan kirkkaus	6
4.2	Radiologisen kuvan kontrasti	6
4.3	Radiologisen kuvan terävyys	7
4.4	Radiologisen kuvan magnifikaatio	7
4.5	Kohina radiologisessa kuvassa	7
5	Radiologisten työasemien laadunvalvonta	8
6	Laadunvalvontamittaukset	8
6.1	Yleistä laadunvalvontamittauksista	8
6.1.1	Luminanssin voimakkuuden mittaus	8
6.1.2	Luminanssin tasaisuuden mittaus	10
6.1.3	Kontrastin ja gradientin määrittäminen	11

6.1.4	Kohinan määrittäminen	12
6.2	Laadunvalvontamittausten tarkoitus	13
6.3	Laadunvalvonnan mittaustulokset	13
7	Näytön kalibrointi	15
8	Yhteenveto	15
	Lähteet	17

Lyhenteet

AAPM	American Association of Physicists in Medicine; amerikkalainen lääketieteellisen fysiikan yhdistys
CCD	Charge-coupled Device; valoherkkä kenno
CMOS	Complementary metal–oxide–semiconductor; valoherkkä kenno
DICOM	Digital Imaging and Communication System in Medicine; digitaalisten kuvien tallennus- ja siirtostandardi lääketieteessä
HUS	Helsingin ja Uudenmaan sairaanhoitopiiri
MRI	Magnetic Resonance Imaging; magneettikuvaus
PACS	Picture Archiving and Communication System; digitaalisten kuvien arkistointi- ja siirtojärjestelmä
RMS	Root Mean Square; neliöllinen keskiarvo
RTG	röntgen
TT	tietokonetomografia (CT, Computed tomography); radiologinen kuvantamismenetelmä

1 Johdanto

Tämä insinööri työ on toteutettu yhteistyössä HUS-Kuvantamisen kanssa osana radiologisten työasemien kuvankatselunäyttöjen vuosittaista laadunvalvontaa. Työhön liittyvät mittaukset on tehty HUS:n alueella, Hyvinkään aluesairaalan röntgenosastolla.

Työssä käydään läpi radiologian historiaa ja kehitystä, tutustutaan radiologisiin työasemiin, työasemia koskeviin laatukriteereihin sekä laadunvalvontaprosessiin. Lisäksi työssä pohditaan myös osatekijöitä, jotka vaikuttavat radiologiseen kuvaan. Työssä pyritään myös tuomaan esille mahdollisia ongelmakohtia nykyisessä laadunvalvonnassa sekä löytämään niihin parannusehdotuksia.

2 Radiologian historia

2.1 Röntgensäteet

Röntgensäteily on elektromagneettista säteilyä, jolla on tietty aallonpituus ja energia. Sitä käytetään sekä lääketieteessä että teollisuudessa, kun halutaan läpivalaista asioita tai esineitä.

Vuonna 1895 Würzburgin yliopistossa saksalainen fyysikko Wilhelm Conrad Röntgen havaitsi tekemissään katodisädeputkikokeissa fluoresoivaa säteilyä putken läheisyydessä olleessa levyssä. Tätä uudenlaista säteilyä Röntgen kutsui x-säteilyksi, englanniksi *x-ray*. Myöhemmin Rudolph-Albert von Kölliker nimesi ne röntgensäteiksi.

Kun Röntgen teki lisää tutkimuksia, hän huomasi, että säteily läpäisi paksujakin materiaalikerroksia mutta lyijyä ei ollenkaan. Hän sai myös syntymään kuvan valokuvapaperille vaimonsa käden luista ja sormessa olevasta sormuksesta käyttämällä näitä uusia säteitä. (Kuva 1, ks. seur. s.)



Kuva 1. *Hand mit Ringen* (Käsi ja sormukset): Wilhelm Röntgenin ensimmäinen ns. lääketieteellinen röntgenkuva, otettu hänen vaimonsa kädestä 22. joulukuuta 1895 ja esitetty Freiburgin yliopiston fysiikan laitoksen professorille Ludwig Zehnderille 1. tammikuuta 1896. [2, s.19 - 22]

Röntgenin julkaistua keksintönsä Würzburgin fysikaalis-lääketieteelliselle seuralle joulukuussa 1895 uutinen uudesta keksinnöstä levisi sanomalehtiin tammikuussa 1896. Pian tämän jälkeen havaittiin keksinnön lääketieteellinen arvo ja ensimmäisiä röntgenlaitteita alettiin valmistaa nopeasti. Röntgensäteiden käyttö lääketieteessä laajeni nopeasti ja jo vuonna 1897 sillä hoidettiin mm. ihotuberkuloosia sekä iho- ja rintasyöpiä. Vuonna 1901 Wilhelm Röntgen palkittiin ensimmäisellä Nobel-palkinnolla.

Myös röntgensäteilyn vaarallisuus huomattiin melko nopeasti ja vuonna 1904 ensimmäinen ihminen kuoli säteiden haittavaikutuksiin. Ennen kuin säteilyltä osattiin suojautua kunnollisesti, siihen kuolleiden määrä oli jo suuri. [1, s. 4 - 6; 2, s. 14.]

2.2 Röntgenkuvauksen kehitys

Hyvin pian Wilhelm Röntgenin löydöksen jälkeen, jo vuonna 1896, ympäri maailmaa alettiin perustaa röntgenlaitoksia. Aluksi tehtiin vain natiivikuvauksia fluoresoivalle varjostimelle tai valoherkälle filmille. Myös ensimmäinen lääkärin johtama röntgenlaboratorio avattiin Berliiniin vuonna 1896 ja ensimmäinen röntgenlaitos Hampuriin vuonna 1897.

Thomas Edison kehitti ensimmäisen röntgensäteilyä hyödyntävän diagnostisen kuvauslaitteen vuonna 1896. Säteilylähteen ja fluoresoivan levyn väliin asetettiin potilas, jolloin potilaan läpäisemät röntgensäteet muodostivat levyille röntgenkuvan potilaasta. Ongelmana tässä menetelmässä oli potilaan saama suuri säteily määrä, sillä kuva oli reaaliaikaista. Tätä fluoroskopiaksi kutsuttua menetelmää käytetään myös nykyaikaisessa fluoroskopiassa, vaikkakin tekniikka on kehittyneempää. Samana vuonna Columbian yliopistossa työskentelevä Michael Pupin keksi, että normaalille valokuvauslevylle voitiin myös valottaa röntgenkuva, kun se asetettiin fluoresoivien levyjen väliin. Näin Pupin kehitti röntgenfilmikasetin. Tämä tekniikka mahdollisti huomattavasti pienemmät säteilyannokset potilaille, koska nyt säteilyä tarvittiin vain hetkeksi valottamaan valokuvalevy. [1, s. 7 - 9.]

Perinteistä filmille kuvattua röntgenkuvaa diagnosoitiin ja diagnosoidaan edelleen, asettamalla kehitetty kuva valotaulun eteen. Tässä on sama periaate, kuin jos katsotaisiin perinteisen filmikameran filmiä valoa vasten. Eri tavoin valottuneet kohdat päästävät valoa läpi eri tavoin ja näin nähdään valottuneella filmillä kuva. Nykyisin kuva muodostetaan pääasiassa digitaaliselle, valoherkälle, CCD- tai CMOS-kennolle, josta se luetaan tietokoneelle ja näytetään tietokoneen näytöllä.

3 Radiologiset työasemat

Radiologinen työasema on työasema, jolla radiologi tarkastelee otettuja RTG-, TT-, MRI-, tai ultraäänikuvia sekä *lausuu* kuvat. Kuvien *lausunnalla* tarkoitetaan radiologin tekemää diagnoosia, jonka hän nauhoittaa työasemaan liitettyllä digitaalisanelimella tai perinteisesti kasetille.

Työasemaan kuuluu perinteisesti keskusyksikkö, normaali tietokonenäyttö, kaksi radiologista näyttöä sekä digitaalisanelin. Työasema on liitetty PACS-järjestelmään (Picture Archiving and Communication System), johon kuvat tallennetaan kuvattaessa ja josta kuvat voidaan noutaa radiologin työasemalle PACS-ohjelmistoa käyttäen.

3.1 PACS-tallennusjärjestelmä

Yksinkertaistettuna PACS on keskitetty digitaalisten radiologisten kuvien tallennusjärjestelmä. Siihen tallennetaan esim. rtg-kuvat suoraan rtg-kuvauslaitteella, josta ne voidaan noutaa radiologiselle työasemalle PACS-ohjelmiston avulla.

PACSin hyvänä puolena voidaan ehdottomasti pitää järjestelmän helppoutta. Kuvat tallentuvat digitaalisesti DICOM-muodossa (Digital Imaging and Communications in Medicine) verkkolevyille, jolloin perinteistä filmiä ei tarvita. Filmien käsittely, kehitys sekä arkistointi vievät runsaasti aikaa ja tilaa, mutta PACSissa kuvien tallennus tapahtuu sekunneissa, ja ne ovat heti valmiita diagnosoitavaksi. [3.]

3.2 Radiologiset näytöt

Radiologiset näytöt tai niin kutsutut diagnostiset näytöt voidaan jakaa kahteen ryhmään; primääri-, ja sekundaarinäyttöihin. Primäärinäytöt (kuva 2, ks. seur. s.) ovat näyttöjä, joilta radiologi tai muu erikoislääkäri *lausuu* kuvat, toisin sanoen diagnosoi kuvista potilaan tilan.

Sekundaarinäytöt taas ovat näyttöjä, joita esimerkiksi röntgenhoitajat käyttävät röntgenlaitteiden yhteydessä. Sekundaarinäytöt ovat usein tavallisia tietokoneen näyttöjä eikä niiden avulla ole tarkoituskaan tehdä minkäänlaisia syvempiä diagnooseja.



Kuva 2. Primäärinäyttönä käytettävä Dome E3 -monitori

Radiologisilla näyttöillä on huomattavasti korkeammat laatuvaatimukset kuin tavallisilla tietokoneiden näyttöillä. Näytöt ovat erittäin tärkeä osa radiologisten kuvien diagnosointia, ja siksi niiden kuvanlaatua tulee valvoa säännöllisesti virheellisten diagnosointien vähentämiseksi. Esim. näyttöpaneelien heijastavuus on pyritty minimoimaan erilaisin materiaalein, sillä heijastukset voivat aiheuttaa epäselvyyksiä diagnosoitaessa röntgenkuvia.

3.3 Kuvankatseluhuoneet

Kuvankatseluhuone on huone, jossa radiologiset näytöt sijaitsevat. Huoneessa on tärkeää ottaa huomioon sen valaistus, ikkunat ja niiden sijainnit näyttöihin nähden sekä muut mahdolliset valolähteet kuten esim. perinteiset röntgenvalotaulut.

4 Radiologisen kuvan laatu

Se, mitä aistitaan silmillä, on vallitsevan valon heijastuksia esineistä ja pinnoista. Sillä ei ole merkitystä, onko valo auringon luonnollista valoa vaiko hehkulampun tai loisteputken keinotekoisista valoa. Kuten normaalin valokuvan laatuun, myös radiologiseen kuvaan vaikuttavat monet osatekijät.

4.1 Radiologisen kuvan kirkkaus

Kuvan kirkkaudella tarkoitetaan sitä, miten tumma tai vaalea kuva on. Valmiin kuvan kirkkauteen voidaan vaikuttaa säätämällä näytön luminanssia tai kuvan kirkkautta kuvankatseluohjelmiston avulla.

Kirkkautta mitataan valovoimana eli luminanssina, L (cd/m^2 , kandela/neliometri). Tässä tapauksessa luminanssi kuvaa näyttöruudulta säteilevän valon määrää. Koska mitataan heijastuvan valon määrää, huoneen vallitseva valaistuskin vaikuttaa mittatulokseen.

Digitaalisena aikakautena radiologisia kuvia katsotaan pääasiassa joko LCD- tai CRT-näytöltä. Tässä tapauksessa kuvan kirkkauteen vaikuttaa tietenkin näytölle säädetty luminanssiarvo.

4.2 Radiologisen kuvan kontrasti

Radiologinen kontrasti on suhteellinen ero tai suhde kahden vierekkäisen yksityiskohdan kirkkauksien välillä. Sitä mitataan suhteena jakamalla kirkkaudeltaan vaaleampi yksityiskohta tummemalla. Ts. jos yksi yksityiskohta esiintyy kaksi kertaa tummempana kuin toinen sen vieressä, kontrasti on $2/1 = 2,0$. Jotta objekti erotettaisiin taustasta ja päinvastoin, tarvitaan eri voimakkuuksisia kirkkaita sekä tummia sävyjä.

Mitä suurempi ero objektin ja taustan sävyillä on, sitä paremmin erotetaan objektin taustaa vasten. Esimerkiksi täysin musta objekti erottuu parhaiten täysin valkoista taustaa vasten. Musta objekti ei heijasta juurikaan valoa takaisin, kun taas valkoinen tausta heijastaa lähes kaiken siihen osuvan valon. Tätä eroa valon heijastusten intensiteetissä kutsutaan kontrastiksi. Mikäli ero on korkea, kuvaa kutsutaan korkea kontrastiseksi. Ilman minkäänlaista kontrastia ei siis synny myöskään kuvaa. [1, s. 230, s. 236.]

4.3 Radiologisen kuvan terävyys

Kuvan terävyydellä tarkoitetaan käytännössä sitä, että kuvassa olevan objektin rajat erottuvat selvästi taustasta sekä muista objekteista. Esim. valkoisen ja mustan raja on ns. *kuin veitsellä leikattu*. Vaikka kuvassa olisikin optimaalinen kontrasti, kuvan täytyy olla myös tarpeeksi terävä.

4.4 Radiologisen kuvan magnifikaatio

Kuvan magnifikaatiolla tarkoitetaan kuvan suurennosta tai pienennystä. Mikäli kuvaa suurennetaan tai pienennetään liikaa, kuvasta saattaa kadota oleellista informaatiota.

Radiologiassa magnifikaatiolla tarkoitetaan jonkin objektin, esimerkiksi elimen sekä siitä otetun radiologisen kuvan koon suhdetta. Kuvassa olevan objektin koko pyritään pitämään 1:1 suhteessa oikeaan objektiin. Näin ollen pyritään ehkäisemään myös mahdollisia virhediagnooseja, joita kuvan suurentaminen tai pienentäminen saattaisi aiheuttaa.

4.5 Kohina radiologisessa kuvassa

Kohinalla tarkoitetaan kuvassa esiintyvää, mahdollisesti jonkin toisen säteilylähteen tai hajasäteilyn aiheuttamaa, rakeisuutta. Näytöllä taas kohina johtuu pikselin aktiivisen alueen luminanssin muutoksista tai pikseleiden aktiivisten alueiden välillä olevista luminanssieroista. [4, s. 30.]

5 Radiologisten työasemien laadunvalvonta

Radiologisiin työasemiin sovelletaan säteilylakia aivan kuten kaikkiin lääketieteellisen röntgentoiminnan laitteisiin. Lain avulla turvataan laitteiden riittävät laatuksiteerit ja sitä kautta myös potilasturvallisuus paranee. Säteilylain § 40 mukaan lääketieteellisen röntgentoiminnan laadunvarmistuksessa

toiminnan harjoittaja on velvollinen toteuttamaan suunnitellut ja järjestelmälliset toimenpiteet sen varmistamiseksi, että säteilylähteet sekä niihin liittyvät laitteet ja välineet ovat kunnossa ja että niiden käyttöä koskevat ohjeet ja menettelyt ovat asianmukaiset (Säteilylaki 27.3.1991/592 2008).

HUS-kuvantaminen pyrkii valvomaan radiologisten työasemien laatua vuosittain tehtävillä mittauksilla. Kaikki primäärimonitorit mitataan ja näiden mittausten avulla pyritään löytämään mahdolliset puutteet kuvan tai monitorin laadussa.

6 Laadunvalvontamittaukset

6.1 Yleistä laadunvalvontamittauksista

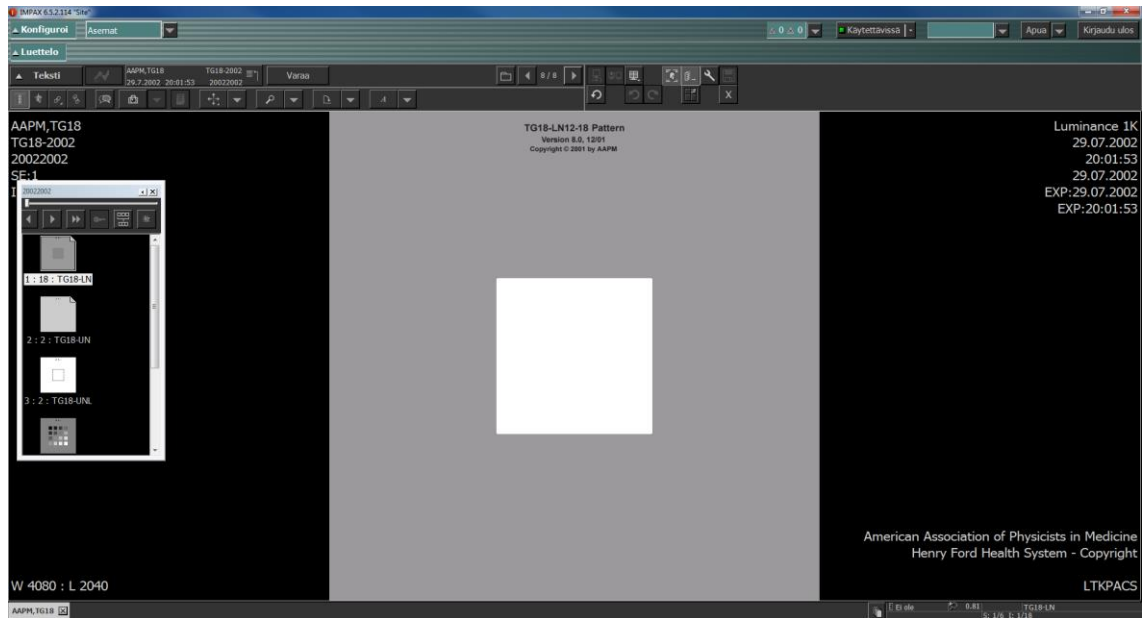
Näyttöjen laadunvalvonta suoritettiin sekä luminanssimittarilla että paljaan silmän avulla. Mittarina käytettiin LXchroma-luminanssimittaria, jolla mitattiin näytön luminanssiarvot eri harmaasävyillä. Silmämääräisesti tarkistettiin mm. näyttöjen kontrasti, gradientti sekä kohina.

Kuvasuhde kaikilla testikuvilla oli 1:1, jolloin kuvan mitat olivat 4 080 x 2 040 pikseliä. Testikuvina käytettiin AAPM:n testikuvasarjaa, joka löytyi HUS:n PACS-järjestelmästä valmiina.

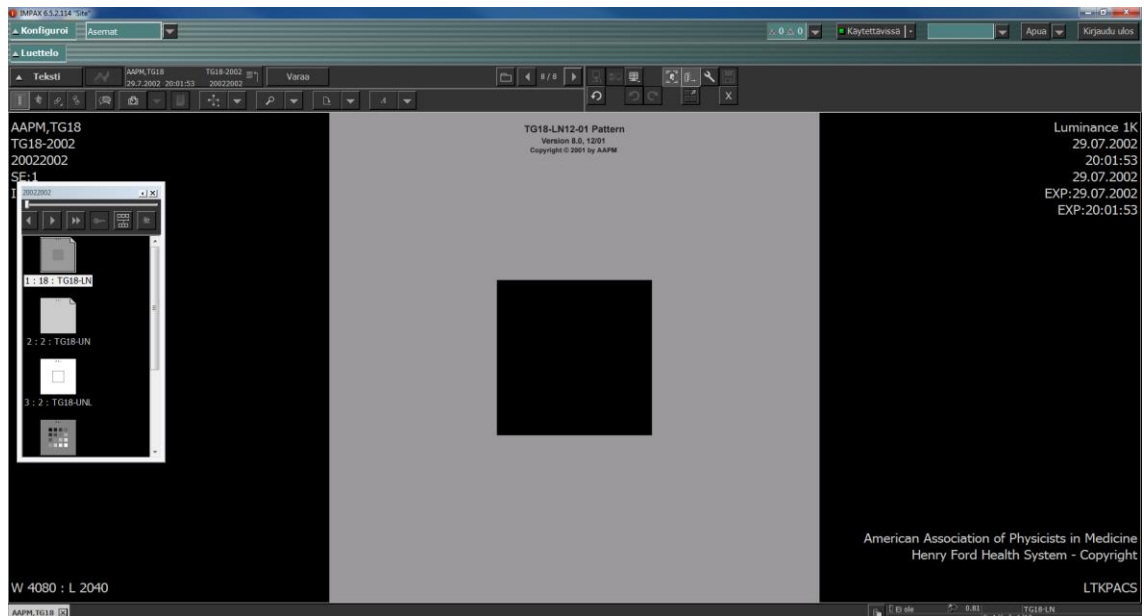
6.1.1 Luminanssin voimakkuuden mittaus

Luminanssi eri harmaasävyillä mitattiin kuvan keskellä olevasta neliöstä luminanssimittaria apuna käyttäen. Mittauksessa käytettyjä harmaasävyjä oli yhteensä 18, joista vaaletin ja tummin ovat mallikuvina. Tulokset kirjattiin valmiiseen lomakkeeseen, josta nähtiin olivatko saadut luminanssiarvot hyväksytyjen rajojen sisällä. (Kuva 3 ja kuva 4, ks. seur. s.)

Kun luminanssi mitataan pieneltä alueelta saadaan tulos useiden pikseleiden keskiarvosta, jolloin kohina vaikuttaa tulokseen. Tämä johtuu siitä, että vierekkäisillä pikseleillä on eri luminanssiarvo huolimatta samasta pikseliarvosta. [4, s. 30.]



Kuva 3. Vaalein (valkoinen) luminanssimittauksessa käytetty harmaasävy

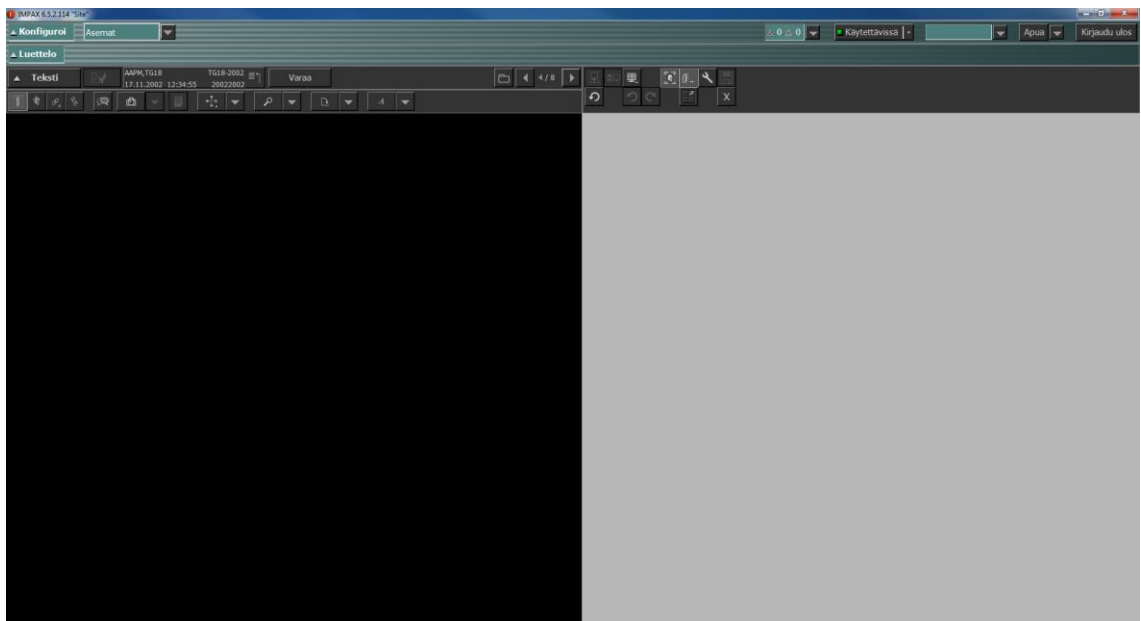


Kuva 4. Tummin (musta) luminanssimittauksessa käytetty harmaasävy

6.1.2 Luminanssin tasaisuuden mittaus

Luminanssin tasaisuudella tarkoitetaan luminanssin voimakkuuden tasaisuutta radiologisen näytön eri kohdissa. Se on yksi olennainen osa puhuttaessa diagnostiikkänäytön kuvanlaadun tasaisuudesta.

Luminanssin tasaisuus mitattiin yhdestä vaaleasta ja yhdestä tummasta koko näytölle laajennettavasta yksivärisestä kuvasta (kuva 5). Kuvasta mitattiin luminanssin voimakkuudet viidestä eri kohdasta; jokaisesta kulmasta sekä keskeltä.

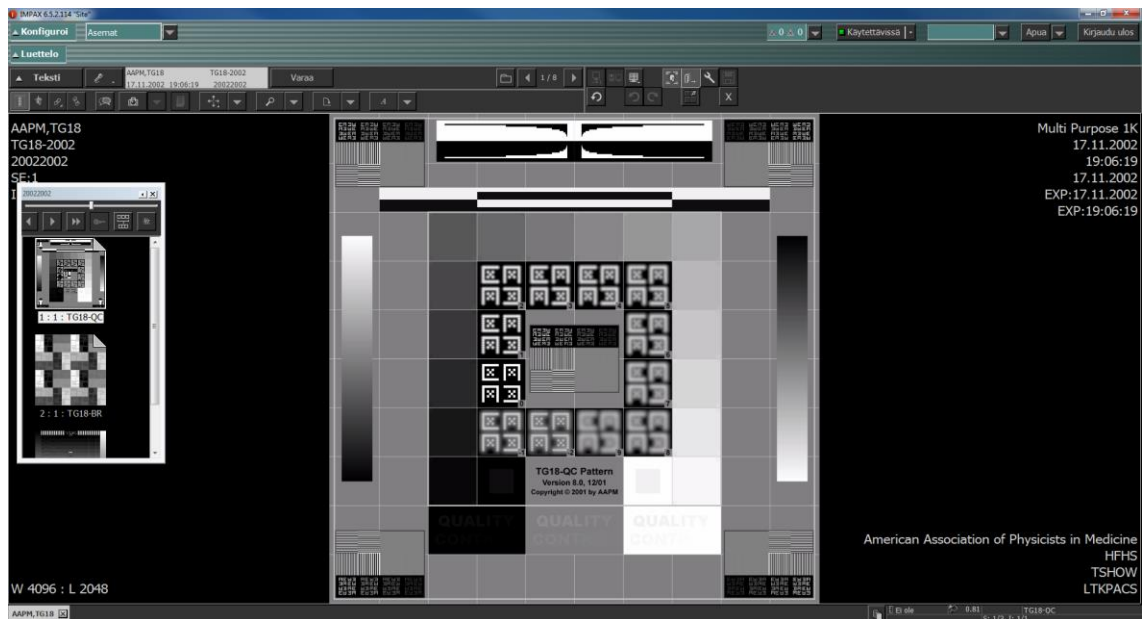


Kuva 5. Luminanssin tasaisuuden määrittämis -kuva; suuntaa antava kuva on yhdistetty tummasta ja vaaleasta kuvasta

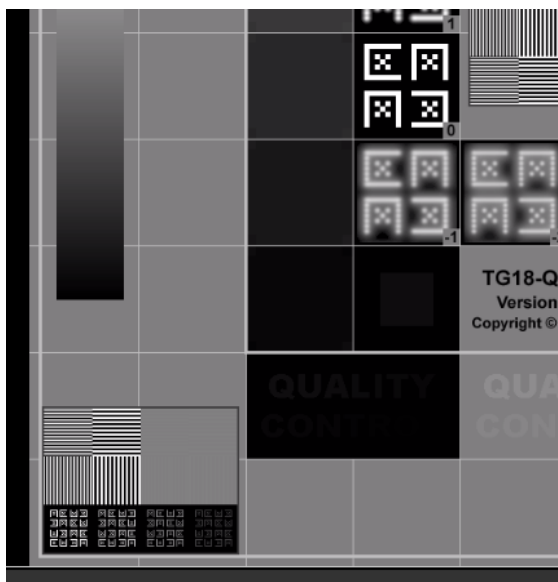
Mittauksessa siis tumma ja vaalea tasainen harmaasävyinen kuva levitettiin koko näytölle yksitellen ja niistä mitattiin luminanssin voimakkuus viidestä eri pisteestä. Näistä pisteistä mitattujen luminanssin voimakkuuksien tuli olla mahdollisimman lähellä toisiaan. Toisiaan lähellä olevat luminanssin voimakkuuksien arvot tarkoittavat sitä, että luminanssi on tasainen koko näytöllä, kun taas toisistaan selvästi poikkeavat arvot tarkoittavat, että luminanssin voimakkuus ei ole tasaista.

6.1.3 Kontrastin ja gradientin määrittäminen

Kontrasti sekä gradienttien portaattomuus tarkistettiin silmämääräisesti (kuva 6 ja kuva 7). Kuvasta tarkasteltiin kuvioiden selkeyttä, Quality Control -tekstin näkyvyyttä sekä sivuilla olevien gradienttiliukujen portaattomuutta.



Kuva 6. Koko kuva kontrastin ja gradientin portaattomuuden määrittämiseen

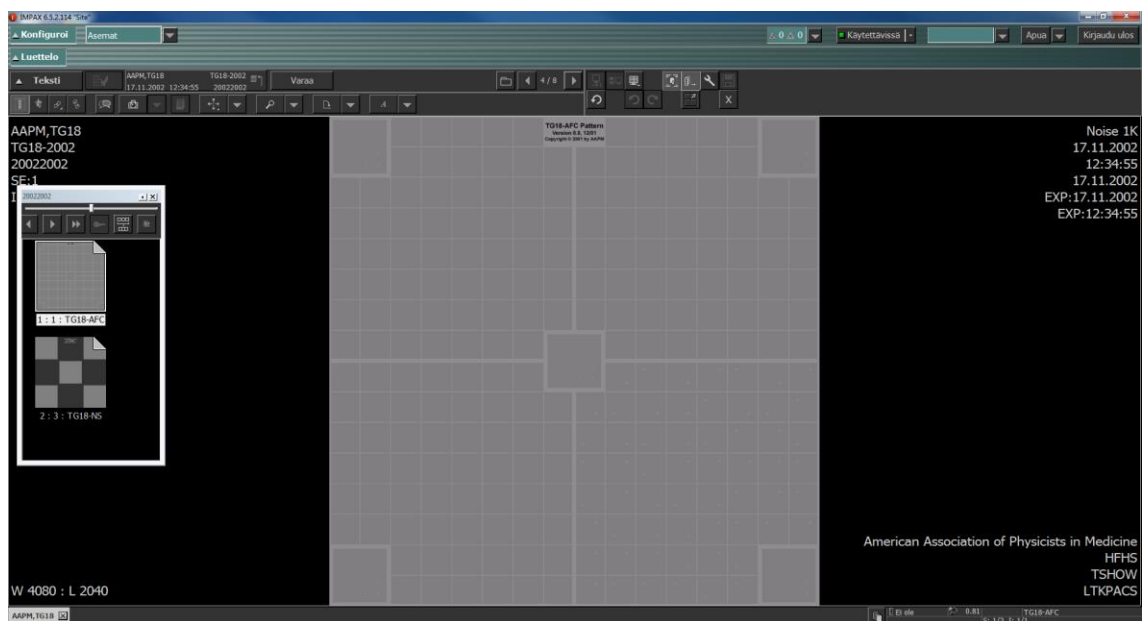


Kuva 7. Yksityiskohta kontrastinmäärittämis-kuvasta

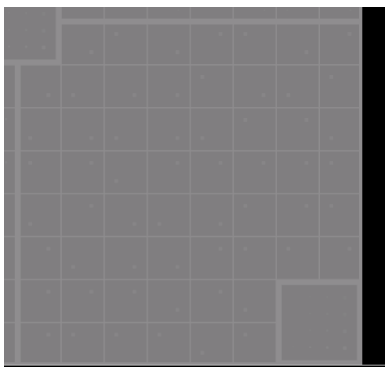
6.1.4 Kohinan määrittäminen

Niin kutsutun kohinan tarkastukseen käytettiin seuraavanlaista kuvaa (kuva 8 ja kuva 9). Niistä määriteltiin silmämääräisesti, miltä kuvan neljännekseltä vielä voidaan erottaa vaaleamman harmaita pisteitä tummemmalta pohjalta. Mitä harvemmalta neljännekseltä kohina erottui, sen parempi oli luonnollisesti myös kuvan laatu kohinan suhteen. Kuvassa 9 esitetään yksi kohinan määrittämiseen käytetyn kuvan neljänneksistä.

LCD-näytössä esiintyvää kohinaa arvioidaan havainnoimalla tasaista, yhdensävyyistä, kuvaa. Mikäli näyttö on tarpeeksi hyvä, kuva näyttää tasaiselta, ja kaikilla pikseleillä on sama harmaasävyarvo. [4, s. 30.]



Kuva 8. Kohinanmäärittäminen –kuva



Kuva 9. Yksi neljästä kohinanmäärittämisalueesta

6.2 Laadunvalvontamittausten tarkoitus

Laadunvalvontamittauksia tehdään vuosittain varmistamaan monitorien riittävä laatu ja kuvan erottelukyky. Huonolaatuisen monitorin, diagnosoitaessa potilaasta otettuja röntgenkuvia, erottelukyky saattaa johtaa virheelliseen diagnoosiin ja mahdollisesti väriin hoitotoimenpiteisiin.

6.3 Laadunvalvonnan mittaustulokset

Laadunvalvonnassa selvisi, että radiologisten työasemien näytöt ovat pääasiassa hyvässä kunnossa. Laadunvalvonnan avulla löydettiin myös muutamia sellaisia näyttöjä, joiden vaihtamista uusiin tulisi harkita.

Taulukoista 1 - 4 (ks. seur. s) nähdään eri monitorityyppien mitattujen arvojen keskiarvot. Illuminanssi kertoo, kuinka paljon huoneen vallitsevaa valoa heijastuu suljetulta näyttöruudulta. Ykkösluokan ylärajan arvona pidettiin 10 luksia. Mitatuista näytöistä vain taulukon 4 monitorityyppi (ks. seur. s) ylitti kyseisen raja-arvon, mutta jäi kuitenkin selvästi alle toisen luokan ylärajasta, joka oli 50 luksia.

Kohinan ykkösluokan raja-arvo oli 3. Numero tarkoittaa monenneltako kuvan neljännekseltä kohina alkoi näkyä. Tehdyissä kohinanmäärityksissä kaikki monitorityypit pääsivät ykkösluokkaan kohinan suhteen.

Kontrastivaste saatiin, kun näyttöjen luminanssivaste mitattiin kaikista kahdeksastatoista testikuvasta. Jokaista mitattua luminanssivastetta vastasi kontrastivaste. Näistä kontrastivasteista saatiin laskennallisesti arvo kontrastin RMS-poikkeamalle. Ylärajan arvona ykkösluokkaiselle laitteelle oli 10 %:n RMS-poikkeama. Mittaustulosten perusteella voitiin todeta, että kaikki monitorityypit kuuluvat ykkösluokkaan ja niissä on alhainen RMS-poikkeama.

Näyttöparien maksimiluminanssien ero saatiin jakamalla mitattujen maksimiluminanssien arvot keskenään. Maksimiluminanssien eron raja-arvo oli 10 %, joten näyttöparit olivat hyvin tasalaatuisia.

Taulukko 1. DOME E2 -monitorien mitattujen arvojen keskiarvot

Illuminanssi (luksia)	Kohina, kuvassa näkyvät neljännekset	Kontrastivasteen RMS-poikkeama	Näyttöparien maksimiluminanssien ero
2,57	3	3,98 %	3,47 %

Taulukko 2. DOME E5 -monitorien mitattujen arvojen keskiarvot

Illuminanssi (luksia)	Kohina, kuvassa näkyvät neljännekset	Kontrastivasteen RMS-poikkeama	Näyttöparien maksimiluminanssien ero
7,55	3	2,1 %	1,8 %

Taulukko 3. BARCO MDCG 2121 -monitorien mitattujen arvojen keskiarvot

Illuminanssi (luksia)	Kohina, kuvassa näkyvät neljännekset	Kontrastivasteen RMS-poikkeama	Näyttöparien maksimiluminanssien ero
5,057	3	7,325 %	1,65 %

Taulukko 4. BARCO MDCG 6130 -monitorien mitattujen arvojen keskiarvot

Illuminanssi (luksia)	Kohina, kuvassa näkyvät neljännekset	Kontrastivasteen RMS-poikkeama	Näyttöparien maksimiluminanssien ero
11,975	3	5,5 %	1,95 %

7 Näytön kalibrointi

Näytön kalibroinnilla varmistetaan, että näytön luminanssi sekä värit toistuvat oikein. Varsinkin ammattikäyttöön tarkoitetut monitorit tulisi kalibroida säännöllisesti kuvan riittävän laadun takaamiseksi. Nykyisin melkein kaikissa diagnostisissa näytöissä on sisäänrakennettu taustavalon luminanssia mittaava sensori, jonka avulla taustavalo voidaan pitää kalibroidulla luminanssitasolla taustavalon iän myötä tapahtuvasta himmenemisestä huolimatta. Joissain malleissa on myös näytön etupaneelissa sensori, jolla mitataan ulostulevan luminanssin voimakkuus ja näin ollen varmistetaan kalibroinnin pysyminen optimaalisena vaikka huoneen valaistus muuttuisi. Sensorit mittaavat taustavalon ja huoneen vallitsevan valon luminanssiarvot ja porrastavat harmaasävyt niiden mukaisesti. [6, s. 193 - 207.]

8 Yhteenveto

Näyttöjen luminanssi, kontrasti sekä värivirheet tarkistettiin ja tulokset kirjattiin ylös. Tarvittaessa näytöt kalibroidiin erillisellä kalibrointilaitteella. Mikäli näytöissä havaittiin huomattavia väripoikkeamia, heikkoa luminanssia tai muuta, joka haittasi mainittavasti kuvan diagnosointia, kirjattiin siitä huomautus mittausraporttiin.

Jo työn alkumetreillä kävi ilmi, että laadunvalvontamittauksille ei ollut mitään järjestelmällistä aikataulua. Mittausten tekemisestä sovittiin aina erikseen asiakkaan, esim.

Hyvinkään sairaalan röntgenosasto, kanssa. Mielestäni tähän tulisi kiinnittää myöhemmin enemmän huomiota ja sopia jokaista työasemaa koskevalle mittaukselle tietty päivä, jolloin mittaus tullaan suorittamaan.

Esimerkki: Työasema X:lle suoritetaan vuosittainen laadunvalvontamittaus joka vuosi huhtikuun 15. päivä klo 9.00 - 10.00. Tämän päivän osuessa esimerkiksi viikonlopuksi, mittaus tehdään heti seuraavana arkipäivänä.

Näin ollen sekä asiakkaalla että mittaajalla olisi etukäteen tiedossa, milloin mittaus tehdään. Tämä selkeyttäisi huomattavasti mittausten suunnittelua sekä toteutusta. Asiakas osaisi suunnitella työaseman käyttötarpeen ajoissa, ja mittaaja osaisi varata laadunvalvontaan tarvittavan ajan etukäteen.

Kun otetaan huomioon mittaamiseen käytössä olevat resurssit, olisi etukäteen suunnittelu sekä käytäntöjen yhtenäistäminen erittäin järkevää. Kaikilla, jotka mittauksia tekevät olisi tiedossa, milloin mittaukset tehdään ja kenen ne on tarkoitus toteuttaa.

On tietenkin huomattava, että tällaisen suunnitelman toteuttaminen ja täytäntöönpano ei tapahtuisi hetkessä, vaan sille pitäisi antaa aikaa. Oletetaan, että muutamassa vuodessa ja täsmällisellä tiedottamisella tämänkaltainen suunnitelma saataisiin jo osaksi käytäntöä HUS:ssa.

Lähteet

- 1 Quinn B. Carrol, M.Ed., R.T. 2011. Radiography in the digital age: Physics-Exposure-Radiation Biology
- 2 Säteilylaki 27.3.1991/592
- 3 Picture archiving and communication system. Verkkodokumentti. Wikipedia. <http://en.wikipedia.org/wiki/Picture_archiving_and_communication_system>
- 4 Camden, N.J.: Rutgers University Press, 1996. Naked to the Bone Medical Imaging in the Twentieth Century
- 5 Liukkonen Esa, 2010. Radiologisten kuvien katselussa käytettävien näyttöjen laatu
- 6 Fetterly KA, Blume HR, Flynn MJ & Samei E, 2008. Introduction to Grayscale Calibration and Related Aspects of Medical Imaging Grade Liquid Crystal Display