

Nicholas Pawsey

# Ultraäänimonitoreiden laadunvalvontatellit

Metropolia Ammattikorkeakoulu

Insinööri (AMK)

Elektroniikan ja terveydenhuollon tekniikka

Insinöörityö

4.6.2020

Tekijä Otsikko	Nicholas Pawsey Ultraäänimonitoreiden laadunvalvontatellit
Sivumäärä Aika	53 sivua + 4 liitettä 4 June 2020
Tutkinto	insinööri (AMK)
Tutkinto-ohjelma	sähkötekniikka
Ammatillinen pääaine	elektroniikan ja terveydenhuollon tekniikka
Ohjaajat	sairaalfyysikko Juha Peltonen lehtori Matti Fischer
<p>Insinööritö tehtiin HUS-Kuvantamisen toimeksiannosta, tarkoituksena kehittää lääketieteellisessä käytössä olevien ultraäänilaitteiden kuvamonitoreiden laadunvalvontamenetelmiä sekä tutkia monitorien yleistä suorituskykyä.</p> <p>Ultraäänilaitteiden monitorien laadunvalvontaa ei virallisesti sido samat ohjeistukset kuin muita radiologisia kuvankatselumonitoria, joten niiden teknistä suorituskykyä ei ole tutkittu yhtä laajasti. Ultraäänimonitorien diagnostisen käytön takia on kuitenkin syytä selvittää, että vastaako näyttöjen kuvanlaatu diagnostisille monitoreille asetettuja klinisiä vaatimuksia.</p> <p>Työssä suunniteltiin ja toteutettiin laadunvalvontatellit yhteensä 26 eri ultraäänilaitteen monitorille HUSin eri kuvantamisyksiköissä. Testit perustuivat näytöiltä tarkasteltaviin testikuviin, joille suoritettiin luminanssimittarilla tehtäviä sähköisiä mittauksia sekä visuaalisia arviointeja. Vaikka kaikki testikuvat eivät välttämättä vastanneet radiologisten näyttöjen laadunvalvontaohjeistuksia, pyrittiin niille suorittamaan ohjeistuksia mukailevia sovellettuja testejä. Laadunvalvontatellitien tuloksia verrattiin radiologisten näyttöjen laadunvalvontaa koskevien ohjeistuksien hyväksyntäkriteereihin.</p> <p>Tuloksista nähdään, että näytöt eivät yleisesti ottaen täytä radiologisten monitorien vähimmäisvaatimuksia. Kerran vuodessa suoritettavilla luminanssimittauksilla ja kerran puolesta vuodessa suoritettavalla, testikuvaan perustuvalla visuaalisella arvioinnilla voitaisiin seurata näyttöjen suorituskykyä tehokkaammin. Suositeltavaa myös olisi, että kuvantamisyksiköt selvittäisivät mahdollisuuksia näyttöjen vaihtamiseen sekä päivittämiseen.</p>	
Avainsanat	ultraääni, radiologiset kuvankatselumonitorit, laadunvalvonta, DICOM, GSDF

Author Title	Nicholas Pawsey Quality Assurance Tests for Medical Ultrasound Displays
Number of Pages Date	53 pages + 4 appendices 3.6.2020
Degree	Bachelor of Engineering
Degree Programme	Electrical Engineering
Professional Major	Electronics and Medical Engineering
Instructors	Juha Peltonen, Medical Physicist Matti Fischer, Principal Lecturer
<p>The thesis work was commissioned by HUS Medical Imaging Center. The main purpose of this work was to develop quality control methods for medical ultrasound displays and to investigate their overall technical performance.</p> <p>The quality control of medical ultrasound displays is not officially bound by the same guidelines and recommendations as other medical displays, and therefore the performance of displays is less studied. However, due to their diagnostic use, it is necessary to determine whether the image quality of ultrasound displays meet clinical requirements set for medical displays.</p> <p>In this work, quality control tests were planned and implemented on 26 different ultrasound devices in various imaging units of HUS. The tests were based on test images and patterns displayed on the screen, which were subjected to quantitative electronic measurements with a luminance meter and visual evaluations. Although not all test images may necessarily be in accordance with the quality control guidelines for medical displays, efforts were made to perform the tests in an applied manner. The test results were then compared with the acceptance criteria used for medical displays.</p> <p>The results show that the monitors generally do not meet the minimum requirements for medical displays. Annual luminance measurements and biannual test pattern-based visual evaluation would provide more efficient means for monitoring display performance. It would also be recommendable for the imaging departments to investigate the possibilities for screen replacements and upgrades.</p>	
Keywords	Ultrasound, medical displays, quality control, DICOM, GSDF

# Sisällys

## Lyhenteet

1	Johdanto	1
2	Teoria	2
2.1	Ultraääni ja sen käyttö lääketieteellisessä kuvantamisessa	2
2.2	Näyttöpaneelityypit	4
2.2.1	LCD	4
2.2.2	OLED	9
2.3	Radiologisten näyttöjen luokittelu	10
2.4	Luminanssi- ja kontrastivaste	10
2.4.1	Fotometriset suureet	11
2.4.2	GSDF-funktio	12
2.4.3	Mitattujen arvojen graafinen esitys	14
2.5	Laadunvalvonta	15
2.5.1	Laadunvalvonta Suomessa	16
2.5.2	HUSin primaaristen monitorien laadunvalvonta	17
2.5.3	HUSin ultraäänimonitorien laadunvalvonta	18
3	Menetelmät	19
3.1	Ultraäänilaitteiden kartoitus	19
3.2	Mittauspöytäkirjan laatiminen	25
3.3	Suoritetut laadunvalvontatellit	33
3.3.1	Testeissä käytetyt apuvälineet	33
3.3.2	Mittaustapahtuman kulku	34
4	Tulokset	36
4.1	Luminanssin tasaisuus	36
4.2	Ilmakuva	37
4.3	Maksimi- ja minimiluminanssi	39
4.4	Luminanssivaste	41
4.5	Kontrastivaste	43
4.6	Visuaaliset poikkeamat	48

4.7	Yhteenveto tuloksista	49
5	Yhteenveto ja pohdintaa	51
	Lähteet	54
	Liitteet	
	Liite 1. Vanha primaaristen monitorien mittauslomake	
	Liite 2. Vanha ultraäänimonitorien mittauslomake	
	Liite 3. Uusi ultraäänimonitorien mittauslomake (GE Logiq E9)	
	Liite 4. Mitatut luminanssiarvot	

## Lyhenteet

AAPM	The American Association of Physicists in Medicine
ACR	American College of Radiology
CRT	Cathode Ray Tube
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
GSDF	Grayscale Standard Display Function
IPS	In-Plane Switching
JND	Just-Noticeable Difference
LCD	Liquid Crystal Display
HUS	Helsinki-Uudenmaan Sairaanhoidopiiri
OLED	Organic Light-Emitting Diode
PACS	Picture Archiving and Communication System
SIIM	Society for Imaging Informatics in Medicine
SMPTE	Society of Motion Picture and Television Engineers
STUK	Säteilyturvakeskus
TFT	Thin-Film Transistor
TG	Task Group
TN	Twisted Nematic
VA	Vertical Alignment

## 1 Johdanto

Suomessa tehdään vuosittain lähes 660 000 ultraäänitutkimusta, ja jatkuvasti kehittyvän laitetekniikkansa ansiosta se on alkanut osittain myös korvata perinteisimpiä röntgentutkimuksia [1]. Laittevalmistajat tulevat tekemään isoja harppauksia lähitulevaisuudessa innovoidessaan entistä kehittyneempiä ratkaisuja laitteisiinsa, muun muassa langattomien antureiden, täysin kannettavien kuvauslaitteiden tai liikkuvaa, kolmiulotteista kuvaa tuottavien 3D- ja 4D-ultraäänikuvantamismenetelmien muodossa [2]. Jatkuvasti nousevien diagnostisten vaatimusten takia on myös syytä alkaa tutkimaan, minkälaisilla menetelmillä voidaan mitata entistä tehokkaammin ultraäänilaitteissa käytettävien monitorien kuvanlaatua.

Tämän työn toimeksiantajana toimii HUS-Kuvantaminen, joka on Suomen johtava lääketieteellisen kuvantamisen, fysiologisten ja neurofysiologisten tutkimusten sekä niihin liittyvien toimenpiteiden ja asiantuntijapalveluiden tuottaja. Alueellisesti se vastaa palveluiden tuottamisesta perusterveydenhuollossa ja erikoissairaanhoidossa Uudellamaalla, sekä Carean (Kymenlaakson sairaanhoito- ja sosiaalipalveluiden kuntayhtymä) ja EKSOTEn (Etelä-Karjalan sosiaali- ja terveyspiiri) toimialueilla. HUS-Kuvantamisessa tehdään vuosittain n. 1,1 miljoonaa radiologista tutkimusta ja se työllistää n. 1 300 henkilöä. [4]

Radiologiseen tutkimuskäyttöön tarkoitettuja ultraäänilaitteita HUS-Kuvantamisella on omistuksessaan n. 100 kappaletta. Tämän lisäksi HUS:ille kuuluvia laitteita on toimialueellaan muissa sairaaloissa ja terveyskeskuksissa n. 300 kappaletta. Varsinainen kuvauslaitteiden elinkaarenhallinta tapahtuu Lääkintäteknikan toimesta. [5]

Tämän työn tarkoituksena on kehittää ultraäänilaitteiden monitoreille soveltuvia laadunvalvontamenetelmiä. Keskeisin lähestymistapa menetelmien kehittämiseksi on hyödyntää monitoreille näkyviin saatavia testikuvia, joista joko visuaalisella arvioinnilla tai suoraan kuvanlaatuun vaikuttavia parametreja mittaamalla arvioidaan monitorin soveltuvuutta kliiniseen käyttöön. Menetelmät muistuttavatkin hyvin pitkälti radiologien sanelutyöasemien monitoreille suoritettavia testejä.

Työ lähti liikkeelle tutkittavien ultraäänilaitteiden kartoittamisesta sairaaloissa, joissa erimerkkisiin ja -mallisiin laitteisiin tutustuttiin niiden testikuvatarjontaa tarkastelemalla. Hyvän yleiskuvan saamiseksi sairaanhoitopiirin laitekannasta laitteita vertailtiin keskenään näiden ominaisuuksien perusteella, ja näistä valittiin tarkemmin tutkittava osajoukko. Näille laitteille pyrittiin suorittamaan monitoritestit mahdollisimman laajasti. Lisäksi pyrittiin tekemään sovellettuja testejä jotka mahdollistaisivat jonkinlaisen vertailukelpoisuuden eri laitevalmistajien ja -mallien välillä. Monitoritestit pitivät sisällään sekä sähköisiä mittauksia että visuaalista näyttöjen suorituskyvyn arviointia. Monitoritestit suoritettiin kesällä 2018 Jorvin, Meilahden, Haartmanin, Peijaksen, Malmin ja Hyvinkään sairaaloiden röntgenosastoilla sekä Meilahden Syöpätautien klinikalla ja Postitalon röntgenissä.

Mittaustulokset analysoitiin vertailemalla tuloksia eri laitteiden välillä suositusten mukaisia hyväksyntärajoja silmällä pitäen. Tulosten avulla arvioitiin monitorien yleistä suorituskykyä ja pohdittiin, miten ultraäänimonitoreiden laadunvalvontaohjelmaa voitaisiin kehittää.

## 2 Teoria

Ultraäänilaitte koostuu itse kuvauslaitteesta sekä monitorista, jolle muodostuvaa kuvaa tulkitaan ultraäänitutkimuksen yhteydessä. Tässä luvussa käsitellään aluksi ultraäänikuvantamisen fysikaaliset ja sähköiset toimintaperiaatteet lyhyesti, jonka jälkeen radiologisessa käytössä olevien yleisempien näyttöpaneelityyppien toimintaperiaatteet selitetään keskeisten erojen ja kuvanlaatuun vaikuttavien tekijöiden ymmärtämiseksi. Radiologisten näyttöjen luokittelu käydään läpi ja pohditaan, mihin kategoriaan ultraäänimonitorit sijoittuvat. Lopuksi käsitellään laadunvalvonnan kannalta olennaisten, näyttöjen suorituskykyyn liittyvien parametrien teoreettinen perusta.

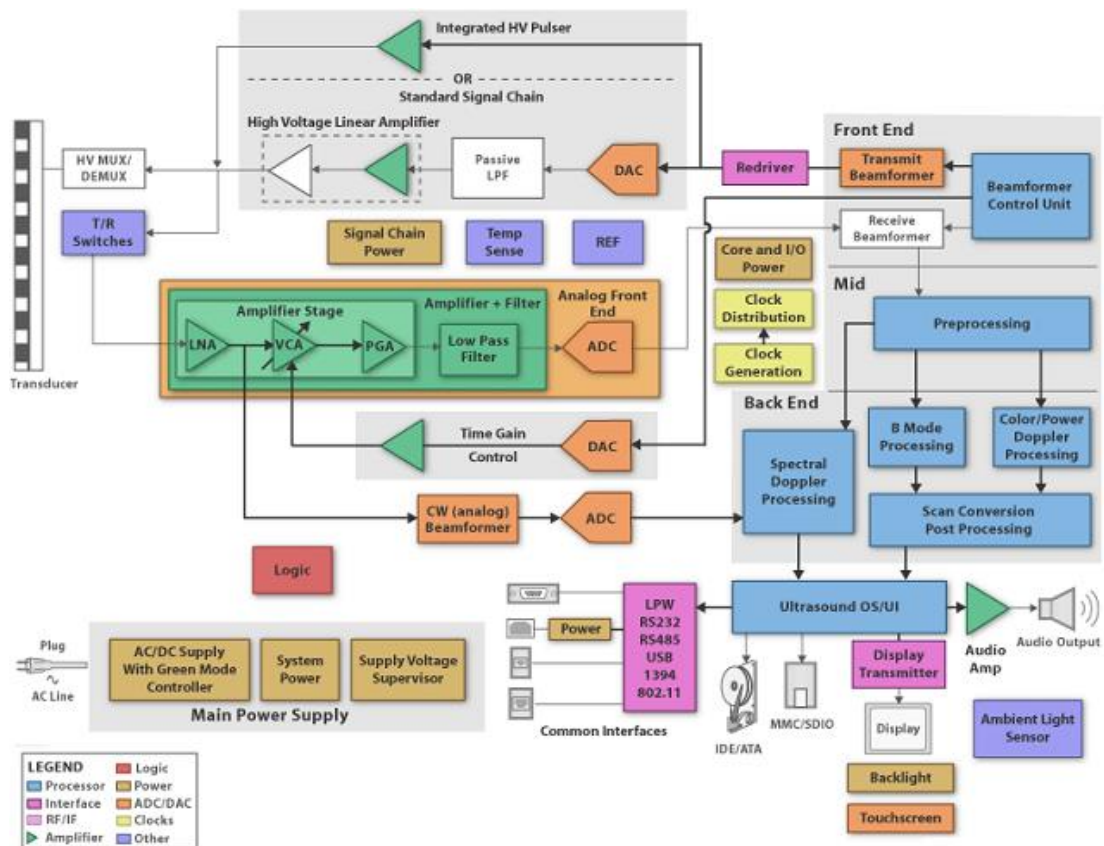
### 2.1 Ultraääni ja sen käyttö lääketieteellisessä kuvantamisessa

Ultraääni on mekaanista aaltoliikettä, joka etenee väliaineessa. Toisin kuin ihmisen kuuloalueella (20 Hz–20 kHz) havaittava ääni, ultraäänen taajuus on korkeampaa ja lääketieteessä käytettävät taajuudet ulottuvat kudoksesta riippuen 15 MHz:iin asti. Ultraääntä käytetään erityisesti pehmytkudosten tutkimiseen, jotka eivät



röntgenkuvissa erotu. Yleisimmät kuvantamiskohteet ovat lihakset, jänteet, sisäelimet ja verisuonet. Sitä käytetään myös säännöllisesti raskauden aikana sikiön kehityksen tutkimiseen. Ultraääni ei altista ionisoivalle säteilylle ja tutkimukset ovat verrattain edullisia. [6]

Ultraäänilaitteissa ääniaallot tuotetaan ultraäänianturissa sijaitsevilla pietsosähköisillä kiteillä. Kun kiteiden pinnassa sijaitseville elektrodeille tuodaan jännite, siitä syntyvän virran suunnasta riippuen kite joko laajenee tai puristuu kokoon. Korkeataajuisia vaihtovirtaa käytettäessä kite alkaa värähtelemään kyseisessä taajuudessa synnyttäen korkeataajuisia ääniaaltoja. Joko FPGA:lla (Field-programmable gate array) tai digitaalisella signaaliprosessorilla toteutettu säteenmuodostaja tuottaa sähköiset signaalit, jotka kulkevat suurjännitepulssittimen tai D/A-muuntimen läpi tuottaen energialtaan riittävän suuret virituspulssit anturielementeille. Lähetin-/vastaanotinkytkin suojaa vastaanotinelektroniikkaa lähetinyksikön suurjännitepulsseilta. Kuvassa 1 nähdään lohkokaavio ultraäänilaitteen sisäisestä elektroniikasta ja sähköisen signaalin kulusta. [7, 8, 9]



Kuva 1. Lohkokaavio, joka esittää visuaalisesti signaalin kulkua ultraäänilaitteessa [10].

Mekaanisen jännityksen kohdistuessa kiteisiin ilmiö toimii päinvastaisesti muodostaen jännitteen kiteiden yli, johon kaikujen vastaanottaminen perustuu. Anturi havaitsee takaisin heijastuvat aallot ja muuttaa ne takaisin sähköisiksi signaaleiksi. Ultraäänanturin muutettua palaavat kaiut matalajännitteisiksi signaaleiksi ne kulkevat useamman vahvistinasteen, alipäästösuotimen ja lopulta A/D-muuntimen kautta, jossa jatkuvien analogisten signaalien jännitearvot muunnetaan digitaalisiksi lukuarvoiksi. Tyypillinen näytteenottotaajuus vaihtelee 20 ja 40 MHz:n välillä ja resoluutio 8 bitistä 12 bittiin. Lisäksi laitteen käyttäjä pystyy itse säätämään paluusignaaleiden vahvistusta ja kohinan poistoa säätöpaneelissa sijaitsevien säätimien avulla. Nämä vaiheet yleensä toteutetaan yhdellä analog front end -piirillä. [7, 8, 9]

Vastaanotinpuolen säteenmuodostaja summaa digitaaliseen muotoon muunnetut signaalit, ja näin saadaan aikaiseksi yksi ulostulosignaali joka sisältää informaation takaisin heijastuneista ultraäänipulsseista. Tämän jälkeen signaali käy läpi useita digitaalisia käsittelyvaiheita, joissa sitä ensin pakataan sopivalle vahvistusasteikolle, tasasuunnataan ja demoduloidaan. Demodulaatiovaiheessa eri amplitudeja sisältävästä signaalista havaitaan verhokäyrä, jossa siitä saadaan muokattua sileää, yksittäinen pulssi. Kun pulsseista suodatetaan vielä ylimääräinen kohina, hyödynnetään tietoa niiden amplitudeista ultraäänikuvan muodostamisessa. [7, 8, 9]

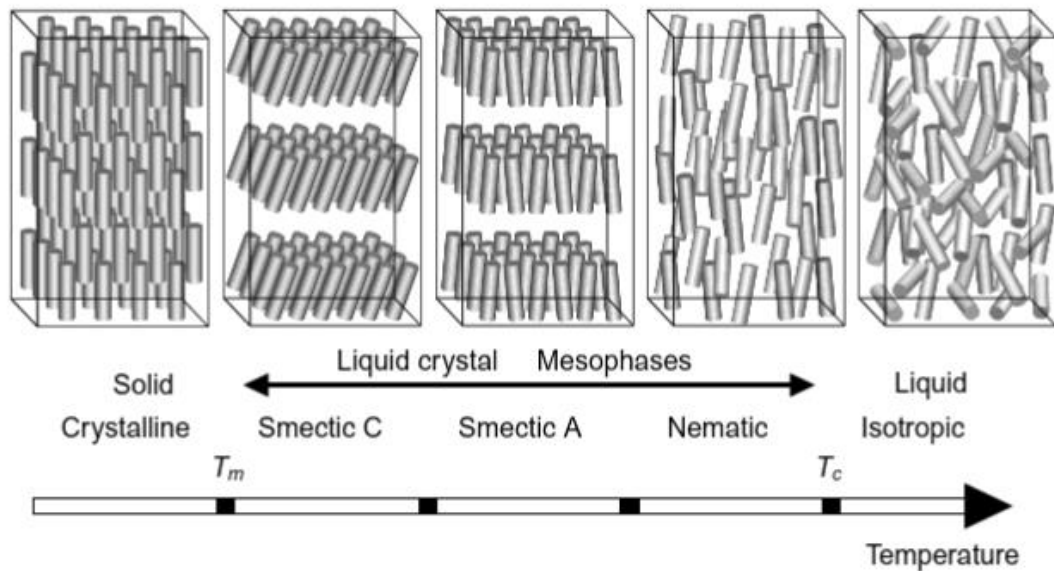
## 2.2 Näyttöpaneelityypit

Nykyään radiologisessa käytössä olevat näytöt ovat pääasiassa nestekide- eli LCD-näyttöjä (Liquid-Crystal Display). Nykyisten suositusten mukaan monitorien tulisi olla LCD- tai OLED-näyttöjä. LCD-näyttöpaneelityypeistä TN-tyypin (twisted nematic) näyttöjä ei kuitenkaan suositella käytettäväksi. Primaarisia eli diagnostisia monitoreja sitovat tiukemmat laatu- ja spesifikaatiovaatimukset mm. resoluution, kirkkauden, matriisikoon, ja kalibroituvedun osalta. LCD-näytöt ovat hyvin pitkälti syrjäyttäneet aiemmin käytössä olleet kuvaputki- eli CRT-näytöt (Cathode Ray Tube). [11, 12]

### 2.2.1 LCD

LCD-näyttöjen toiminta perustuu sauvan muotoisten nestekidemolekyylien optisiin muutoksiin altistuessaan ulkoisen sähkökentän vaikutuspiiriin. Itse nestekide on orgaaninen yhdiste, joka kiinteästä olomuodosta isotrooppiseksi nesteeksi

muuttuessaan käy useita välimuotoja eli mesofaaseja läpi. Mesofaasissa ollessaan nestekide vaikuttaa molekyyalitasolla eräänlaiselta nesteen ja kiinteän aineen välimuodolta, molekyylien järjestäytyessä kideäisesti, mutta aineen edelleen käyttäytyessä nesteelle ominaisin tavoin. Kuvassa 2 nähdään, miten lämpötilan kasvaessa molekyylien järjestäytyminen muuttuu.

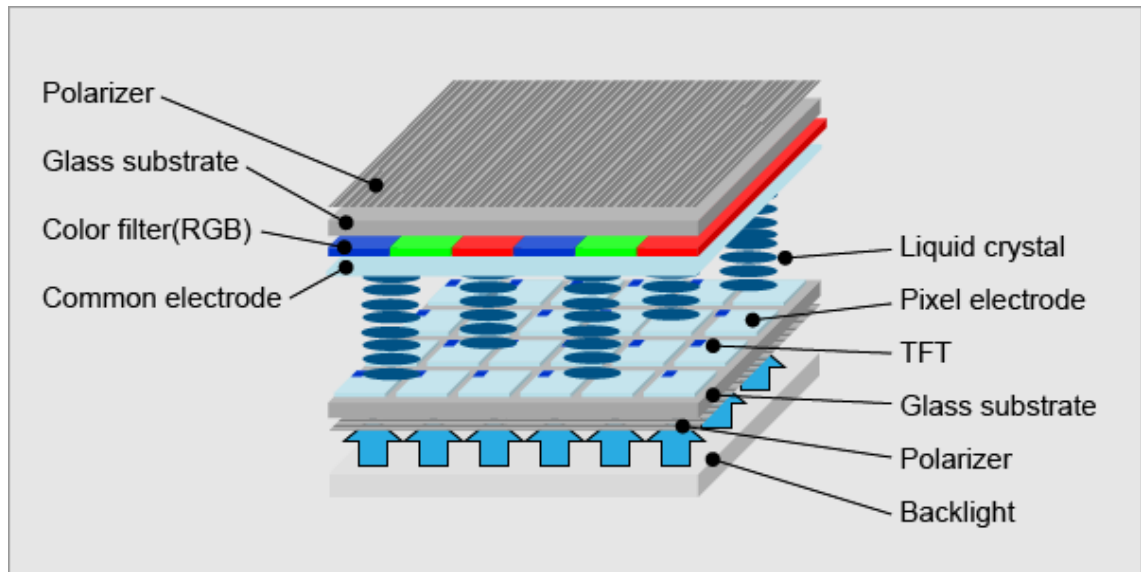


Kuva 2. Nestekidemolekyylien järjestäytyminen eri mesofaaseissa lämpötilan muuttuessa. Vasemmalla kiinteä nestekide, keskellä kolme mesofaasia ja oikealla nestekide isotrooppisena nesteenä. [13]

Näyttöpaneelisovelluksissa hyödynnettyä mesofaasia kutsutaan nemaattiseksi, joka on viimeinen vaihe ennen isotrooppiseksi nesteeksi muuttumista. Molekyylit ovat tällöin järjestäytyneet pystysuuntaisesti, mutta niiden sijainti on sattumanvaraista. Nemaattisessa tilassa ollessaan nestekide on herkimmillään ulkoisten sähkökenttien vaikutuksille, jolloin nesteen molekyylien aiheuttama valon kiertävä kahtaistaittuminen havaitaan valon polarisaation muutoksena. [13]

Näytössä oleva yksi pikseli vastaa yhtä nestekidesolua, ja kaikki solut ovat koottuna yhteen nestekidesolumatriisiin. Yksittäinen solu koostuu valoa polarisoivasta nesteestä, joka on suljettu kahden elektrodeilla varustetun, polarisoivan lasilevyn väliin. Nestekidesolun läpi kulkevan valon intensiteettiä kontrolloidaan polarisaation muutoksen avulla, joka saadaan aikaiseksi solun elektrodeihin syötetyllä jännitteellä. [11]

Kuvassa 3 nähdään yksinkertaistettu räjäytyskuva nestekidepaneelistä.



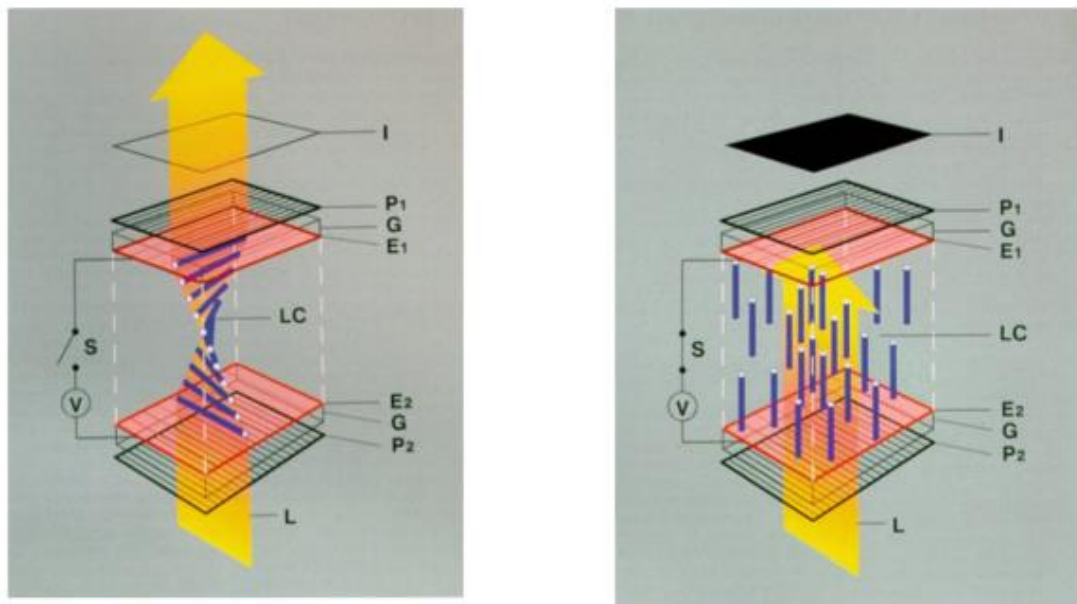
Kuva 3. Nestekidepaneelin osat. Vasemmalla järjestyksessä ylhäältä alas: polarisaatio-suodatin, lasieriste, värisuodatin ja elektrodikalvo. Oikealla järjestyksessä ylhäältä alas: nestekide, pikselin elektrodi, TFT (thin film transistor), lasieriste, polarisaatio-suodatin ja taustavalo. [14]

Näytön valo tuotetaan taustavalolla, joka on yleensä kylmäkatodiloisteputki. Värinäytöissä värit tuotetaan suodattimilla, joita on pikselissä kolme eri väriä: punainen, sininen ja vihreä. Käytännössä kaikki nykyaikaiset LCD-näytöt sisältävät TFT-matriisin (Thin film transistor) tai muun aktiivisista komponenteista koostuvan matriisin taustavalon ja nestekidematriisin välissä, jolla nestekidesoluja ohjataan. Transistoreiden toimiessa kytkiminä ja nestekidesolujen kapasitiivisten ominaisuuksien ansiosta yksittäisten pikselien tilaa pystytään säilyttämään kunnes se päivittyy, eivätkä muiden pikselien tilojen muutokset vaikuta yksittäisen pikselin tilaan. [11, 15]

LCD-näytöissä taustavalon vanhentuminen on merkittävä tekijä näytön kirkkauden ja kontrastin heikkenemisessä, minkä takia diagnostisista monitoreista usein löytyy käyttötuntilaskuri sekä taustavalolle että itse näytölle. Vaikka maksimiluminanssi heikkenisikin ajan mittaan, diagnostisten monitorien ns. DICOM-kalibroituvuus (Digital Imaging and Communications in Medicine) mahdollistaa eri harmaasävyjen skaalautumisen oikein minimi- ja maksimiluminanssiarvojen välille. Pikselitasolla nestekide-elementtien ohjauksjännitteitä säädetään soluja läpäisevän valon määrän muuttamiseksi, jolla saadaan aikaiseksi eri harmaasävyt vastaamaan kirkkaudeltaan laskennallisia arvoja. Sekundaarisissa monitoreissa ei tämänkaltaisia ominaisuuksia

välttämättä ole, joten taustavalon tai koko näytön vaihto sekä kirkkauden ja kontrastin manuaalinen säätäminen joudutaan suorittamaan visuaalisen arvion perusteella. [15]

TN-näyttöpaneelityypin (twisted nematic) näytöissä nestekidesolujen polarisaatiosuodattimet ovat kohtisuorassa toisiinsa nähden, ja lepotilassa ollessaan polarisaatiosuodattimien viereiset nestekidemolekyylit suuntautuvat samansuuntaisesti niihin nähden. Suodattimien välissä nestekidemolekyylit kiertyvät suoran kulman ääripäästä toiseen. Jännitteettömänä solu on "OFF"-tilassa, päästäen valon kulkemaan läpi jonka vaihe kääntyy nestekidesolujen orientaation mukaisesti. Solun ohjausjännitteen kytkeytyessä päälle nestekidesolut suoristuvat samansuuntaisiksi läpäisevän valon kanssa, joka pääsee kulkemaan ensimmäisen polarisaatiosuodattimen läpi, mutta absorboituu toiseen, kohtisuorasti polarisoivaan suodattimeen. TN-paneeleita ei suositella kliniseen käyttöön verrattain pienen katselukulman takia. Kuva 4 havainnollistaa molekyylien asettumista TN-nestekidesolussa jännitteettömässä tilassa sekä jännitteen kytkeytyessä päälle. [16]



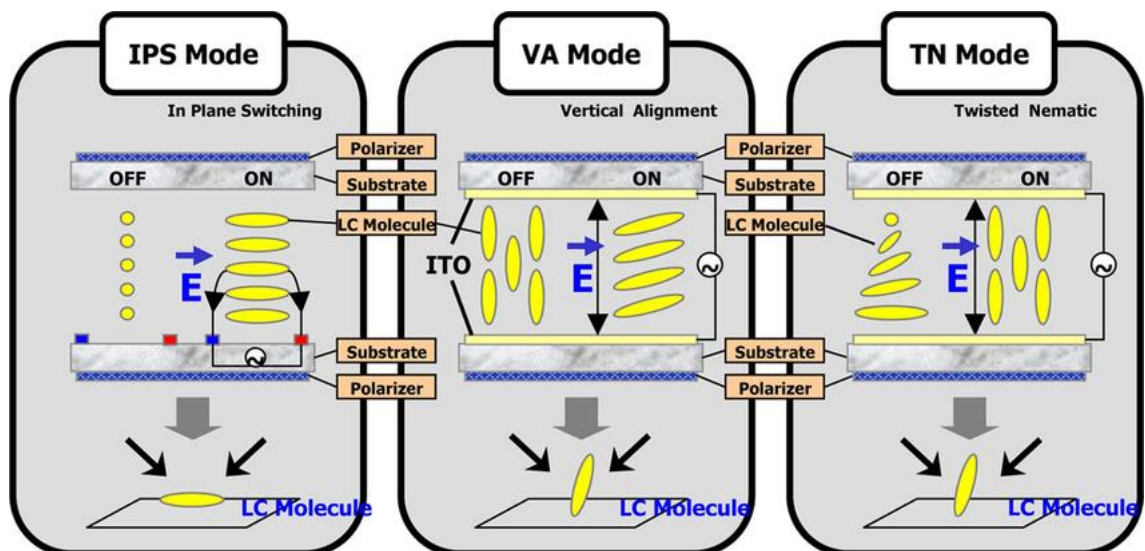
Kuva 4. TN-nestekidesolun toiminta. Vasemmalla solu "OFF"-tilassa, ja oikealla "ON"-tilassa. Sauvamaiset molekyylit järjestäytyvät uudelleen jännitteen kytkeytyessä polarisoiden valoa haluttuun suuntaan. [17]

IPS-näyttöpaneelissa (in-plane switching) nestekidemolekyylit ovat aina orientoituneet samansuuntaisesti jompaankumpaan polarisaatiosuodattimeen nähden. TN-tyypistä poiketen elektrodien luoma jännite muodostetaan suodattimen suuntaisesti, jolla

muutetaan nestekidemolekyylien orientaatiota 90 astetta. Solun ollessa "OFF"-tilassa nestekidemolekyylit eivät vaikuta valon polarisaatioon, eikä se tällöin pääse kulkemaan jälkimmäisen suodattimen läpi. "ON"-tilassa molekyylit muuttavat valon polarisaatiota ja päästävät valon kulkemaan läpi. Alunperin IPS-paneelit kehitettiin ratkaisuksi TN-paneeleille ominaiseen rajoittuneeseen katselukulmaan. [16]

VA-näyttöpaneelissa (vertical alignment) nestekidemolekyylit järjestäytyvät "OFF"-tilassa pystysuuntaisesti, kohtisuorassa polarisaatiosuodattimiin nähden. Tällöin valo läpäisee solun polarisoitumatta ja mutta sen kulku pysähtyy toiseen polarisaatiosuodattimeen, joka on asetettu 90 asteen kulmaan ensimmäiseen suodattimeen nähden. Solun ohjausjännitteen kytkeytyessä päälle nestekidemolekyylit järjestäytyvät vaakatasoon, eli samansuuntaisesti polarisaatiosuodattimiin nähden. Valo polarisoituu molekyylien suuntaisesti ja pääsee kulkemaan jälkimmäisen polarisaatiosuodattimen läpi. VA-tekniikalla saavutettava kontrastisuhde, eli näytön tuottaman kirkkaimman ja pimeimmän luminanssiarvon suhde, on parempi kuin mitä muilla näyttöpaneelityypeillä saadaan aikaiseksi. VA-paneelilla saavutetaan myös parempi vasteaika muihin LCD-paneelityyppeihin verrattuna. [16]

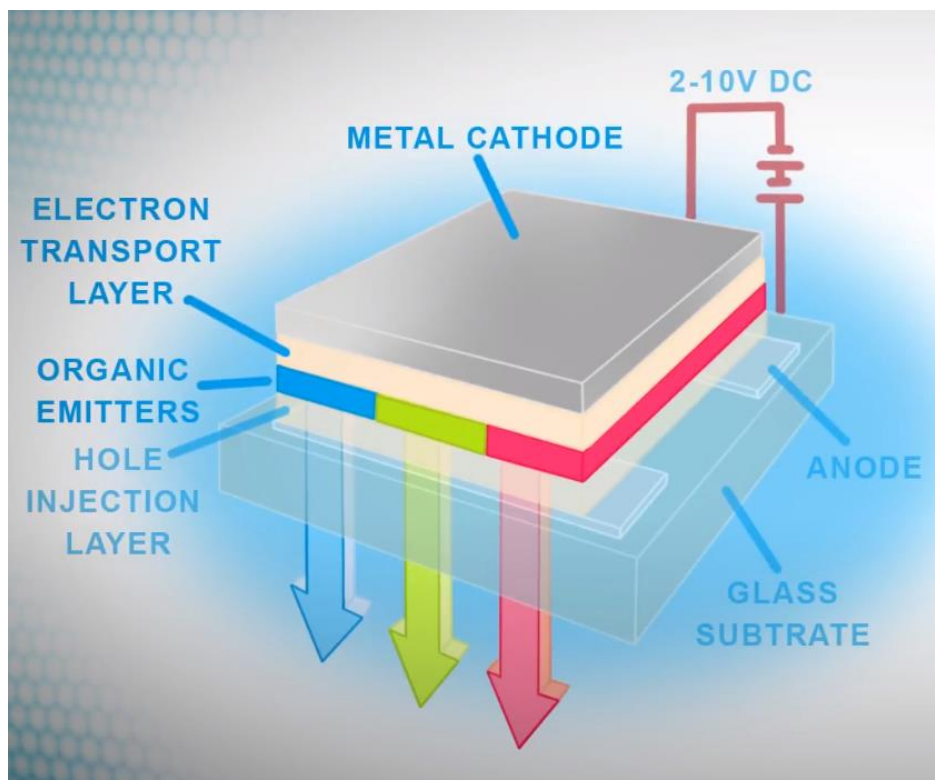
Kuvassa 5 nähdään, miten molekyylit käyttäytyvät erityyppisissä nestekidesoluissa jännitteettömässä tilassa sekä jännitteen kytkeytyessä päälle.



Kuva 5. Erityyppisten nestekidemolekyylien käyttäytyminen ennen jännitteen kytkemistä ja jännitteen kytkeytymisen jälkeen. Vasemmalla IPS-solu, keskellä VA-solu ja oikealla TN-solu. [18]

### 2.2.2 OLED

OLED-näyttöpaneelissa (organic light-emitting diode) valon tuottaminen perustuu orgaanisiin yhdisteisiin, joilla on elektroluminesenssisia ominaisuuksia. Kyseiset yhdisteet säteilevät valoa ulkoisen sähkökentän vaikutuspiirille altistuessaan. OLED-pikseli koostuu kahdesta elektrodista, anodista ja katodista, sekä orgaanisista kalvokerroksista, jotka sijaitsevat elektrodien välissä. Jännitteen kytkeytyessä päälle orgaanisiin kerroksiin siirtyy anodilta elektroniaukkoja, eli positiivisia varauksenkuljettajia, ja katodilta elektroneja, eli negatiivisia varauksenkuljettajia. Tästä aiheutuva varauksenkuljettajien uudelleen järjestäytyminen saa orgaanisen aineen molekyylit virittyneeseen tilaan, ja viritystilän purkautuminen havaitaan näkyvän valon säteilyinä. Orgaaniset kalvot jakautuvat vielä varauksia kuljettaviin kerroksiin sekä emissioviin kerroksiin, jotka säteilevät joko punaista, vihreää tai sinistä valoa. Kuvassa 6 nähdään OLED-pikselin rakenne. [19, 20]



Kuva 6. OLED-pikselin rakenne. Ylhäältä myötäpäivään: metallikatodi, jännitelähde, anodi, lasieriste, kerros positiivisten varauksenkuljettajien eli aukkojen syöttämiseksi, orgaaniset valonlähteet sekä kerros elektronien kuljettamiselle. [21]

Nykyään näyttösovelluksissa käytettävien AMOLED-paneelien (active-matrix OLED) pikseleiden ohjaus toteutetaan TFT-matriisilla, jokaisen pikselin toimiessa itse valonlähteenä. Tarvetta erilliselle taustavalolle ei tällöin ole, mikä on suuri etu LCD-paneelisiin verrattuna. Taustavalon heikkeneminen ajan mittaan sekä taustavalon vuotaminen mustien pikseleiden läpi ovat tyypillisiä LCD-paneelien ongelmia. [19, 20]

### 2.3 Radiologisten näyttöjen luokittelu

Lääketieteellisessä kuvantamisessa kuvien katseluun käytettävät kuvamonitorit voidaan jakaa kahteen ryhmään:

1. Primaariset eli diagnostiset monitorit
2. Sekundaariset monitorit

Primaarisilla eli diagnostisilla monitoreilla tarkoitetaan sanelutiloissa ja radiologien työhuoneissa sijaitsevia näyttöpäätteitä, jotka työaseman ja sanelulaitteen kanssa muodostavat sanelutyöaseman. Valtaosa radiologiassa tapahtuvasta kuvien tulkitsemisesta sekä diagnostiikasta tapahtuu primaarisilla monitoreilla. Sekundaarisilla monitoreilla tarkoitetaan kuvien tarkasteluun tarkoitettuja näyttöjä esim. sairauskertomuksen yhteydessä, tai kuvausjärjestelmien käyttöliittymän monitoreja eli konsolinäyttöjä. [3]

Toisin kuin suurimmassa osassa muita kuvantamismodaliteetteja, ultraäänikuvantamisessa kuvien tulkitseminen ja diagnostiikka tapahtuvat pääasiassa laitteen monitoreilla johtuen reaaliaikaisen videokuvan katselusta ja käsin liikuteltavasta anturista, jolloin tarkoista kuvauskulmista ei ole tietoa. Tämän takia ultraäänimonitorin luokittelu primaariseksi tai sekundaariseksi monitoriksi ei ole täysin yksiselitteistä.

### 2.4 Luminanssi- ja kontrastivaste

Näyttöjen toimintaa arvioitaessa hyödynnetään standardoituja luminanssiarvoja, joihin näytön pinnalta mitattuja arvoja verrataan. HUSin diagnostisille monitoreille



tarkoitettussa mittaustaulukossa on olemassa automaattiset toiminnot luminanssi- ja kontrastivasteiden kuvaajien piirtämiseen, joista pystytään silmämääräisesti arvioimaan, ovatko mitatut arvot lähellä teoreettisia viitearvoja. Kyseisten menetelmien ymmärtämiseksi mitattavat suureet, niistä johdetut suorituskyvyn parametrit sekä piirrettävien kuvaajien laskennallinen perusta käsitellään tässä aliluvussa.

#### 2.4.1 Fotometriset suureet

Luminanssi ( $L$ ) on fotometrinen suure, jolla tarkoitetaan tiettyyn suuntaan pinnalta emittoituvan näkyvän valon voimakkuutta. SI-järjestelmän mukainen suure luminanssille on kandela per neliometri ( $\text{cd}/\text{m}^2$ ). Näytön kirkkaus ilmaistaan luminanssiarvoina. [11]

Illuminanssilla ( $E_v$ ) eli valaistusvoimakkuudella tarkoitetaan pinnalle osuvan näkyvän valon suuruutta, joka tässä asiayhteydessä tarkoittaa ympäristön näytön pinnalle tuottamaa valoa. Illuminanssin yksikkö on luks (lx). [11]

Osa ympäristön valaistuksesta heijastuu näytön pinnalta ja summautuu näytöltä emittoituvaan valoon. Heijastuvan valon luminanssia merkitään tunnuksella  $L_{amb}$  (ambient light) ja summautunutta todellista luminanssia merkitään heittomerkillä ( $L'$ ). Näin ollen todelliset luminanssin minimi- maksimiarvot  $L'_{min}$  ja  $L'_{max}$  saadaan lisäämällä  $L_{amb}$  mitattuihin arvoihin:

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

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

Vastaavasti näyttöfunktion  $L(p)$  todelliset arvot saadaan summaamalla  $L_{amb}$  funktion arvoihin:

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

Funktio  $L'(p)$  kertoo, miten luminanssiarvojen tulisi kasvaa arvosta  $L'_{min}$  arvoon  $L'_{max}$ .  
Ns. GSDF-harmaasävyfunktiota (Grayscale standard display function) suositellaan käytettäväksi kaikkien radiologisten näyttöjen kunnon arvioimiseen ja harmaasävyjen kalibroimiseen. [11, 22]

Arvoista  $L'_{\min}$  ja  $L'_{\max}$  voidaan laskea näytön luminanssisuhde ( $L'_{\max}/L'_{\min}$ ). Suhdeluvun LR tulisi suositusten mukaan olla vähintään 250 ja enintään 450, 350:n ollessa optimaalinen arvo. Maksimiluminanssin tulisi olla vähintään 350 cd/m<sup>2</sup> primaarisille monitoreille, ja sekundaarisille monitoreille 250 cd/m<sup>2</sup>. [11, 22]

Luminanssin tasaisuuden arvioimiseksi käytetään testikuvia TG18-UN10 (tumma) ja TG18-UN80 (vaalea), jotka ovat yksivärisiä, koko näytön peittäviä testikuvia, joista mitataan luminanssi näytön keskeltä ja jokaisesta kulmasta. Molemmista lasketaan suurin tasaisuuspoikkeama jakamalla suurimman ja pienimmän mitatun arvon erotus kaikkien mitattujen arvojen keskiarvolla. Poikkeama ei saisi suositusten mukaan olla yli 30 %. [11, 12]

#### 2.4.2 GSDF-funktio

Jotta näytöt pystyttäisiin kalibroimaan keskenään vastaaviksi, eräs DICOM-työryhmä päätti standardissa DICOM 3.14 käytettäväksi Bartenin ihmisenäön kontrastikynnyksen malliin perustuvaa GSDF-funktiota. Funktio perustuu taulukoituihin luminanssiarvoihin, joita jokaista vastaa JND-indeksi (Just-noticeable difference). Luminanssiarvot kasvavat logaritmisesti ja JND-indeksit arvosta 1 arvoon 1023. Yhdellä JND:llä tarkoitetaan pienintä mahdollista luminanssieroa, jota ihmissilmä pystyy havaitsemaan kahden harmaasävyen välillä. Bartenin mallista johdettua 1023 luminanssitason matemaattisella interpolaatiolla määritellään funktio, jolla luminanssiarvo  $L$  esitetään JND-indeksin funktiona:

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

jossa  $j$  on taulukkoarvoon perustuva JND-indeksi ja vakiot  $a - m$  ovat arvoiltaan

$$\begin{aligned} a &= -1,3011877 \\ b &= -2,5840191 \cdot 10^{-2} \\ c &= 8,0242636 \cdot 10^2 \\ d &= -1,0320229 \cdot 10^{-1} \\ e &= 1,3646699 \cdot 10^{-1} \\ f &= 2,8745620 \cdot 10^{-2} \\ g &= -2,5468404 \cdot 10^{-2} \\ h &= -3,1978977 \cdot 10^{-3} \end{aligned}$$

$$k = 1,2992634 \cdot 10^{-4}$$

$$m = 1,3635334 \cdot 10^{-3}$$

Vastaavasti JND-indeksi  $j$  voidaan esittää luminanssin  $L$  funktiona

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

missä  $L$  luminanssiarvo ja vakiot  $A - I$  ovat arvoiltaan

$$A = 71,498068$$

$$B = 94,593053$$

$$C = 41,912053$$

$$D = 9,8247004$$

$$E = 0,28175407$$

$$F = -1,1878455$$

$$G = -0,18014349$$

$$H = 0,14710899$$

$$I = -0,017046845$$

[11, 23]

Havaittu kontrasti  $\delta'$  esitetään jokaisen kahden peräkkäisen luminanssitason  $L'_n$  muutoksella vastaavien JND-indeksien keskiarvojen funktiona:

$$\delta' = \frac{2(L'_n - L'_{n-1})}{(L'_n + L'_{n-1})(j_n - j_{n-1})} \quad (6)$$

missä  $L'_n$  on suurempi luminanssiarvo,  $L'_{n-1}$  on pienempi luminanssiarvo,  $j_n$  suuremman luminanssiarvon JND-indeksi ja  $j_{n-1}$  pienemmän luminanssiarvon JND-indeksi.

Vastaavasti GSDF:tä mukaileva kontrastivaste määritellään funktiolla:

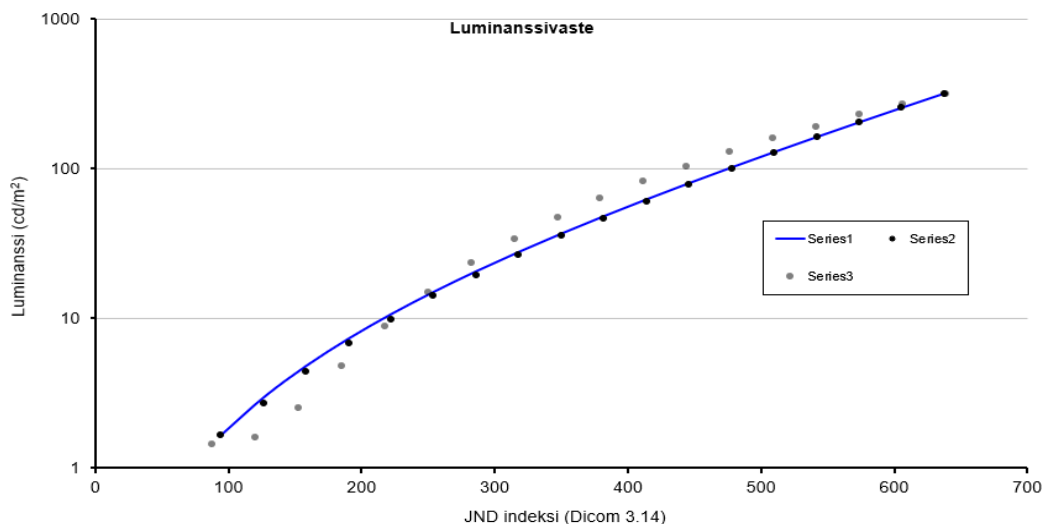
$$\delta^d = \frac{2(L_n^d - L_{n-1}^d)}{(L_n^d + L_{n-1}^d)(j_n - j_{n-1})} \quad (7)$$

jossa  $L_n^d$  on suurempi luminanssiarvo,  $L_{n-1}^d$  on pienempi luminanssiarvo,  $j_n$  suuremman luminanssiarvon JND-indeksi ja  $j_{n-1}$  pienemmän luminanssiarvon JND-indeksi.

Kontrastin yksikkö on  $\text{cd/m}^2$  JND:tä kohti. Primaaristen monitorien kontrastiarvot saavat suositusten mukaan poiketa enintään 10% standardiarvoista, ja vastaavasti sallittu poikkeama sekundaarisille monitoreille on 20%. [11, 12, 22, 23]

### 2.4.3 Mitattujen arvojen graafinen esitys

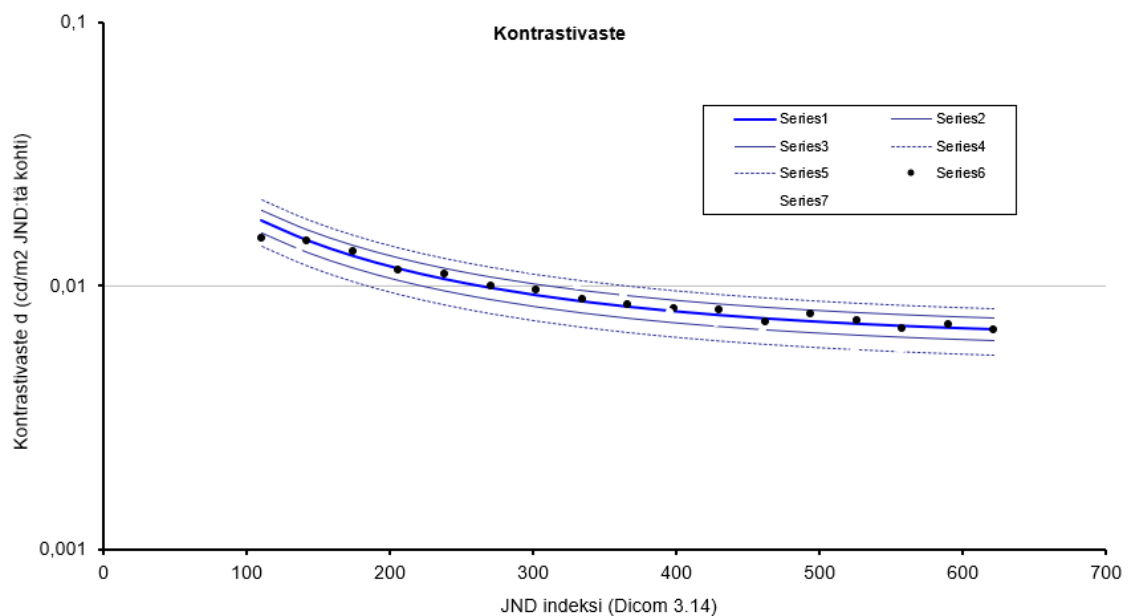
HUS:ssä käytössä olevassa mittaustaulukossa JND-indeksejä käytetään luminanssi- ja kontrastivasteiden kuvaajien piirtämiseen, joita hyödynnetään graafisena työkaluna näyttöjen suorituskyvyn arvioimiseen. Luminanssivasteen kuvaajassa on esitettynä näyttöparin luminanssiarvot vastaavien JND-indeksien funktiona. Kuvaajassa esitetty teoreettinen GSDF-käyrä on muodostettu siten, että mitattujen minimi- ja maksimiluminanssiarvojen välille on skaalattu loput arvot, jotka kasvavat tasaisin välein, sekä näille vastaavat JND-indeksit. 18 pisteen luminanssimittauksella tämä tarkoittaisi, että ensimmäinen arvo on 0 % maksimiarvosta, toinen arvo 6,7 %, kolmas arvo 13,3 %, ja niin edelleen. Kuvassa 7 nähdään tyypillinen luminanssivasteen kuvaaja.



Kuva 7. Luminanssivasteen kuvaaja. Luminanssivastekäyrät esitetään tyypillisesti logaritmisessa koordinaatistossa suhteellisen muutoksen havainnollistamiseksi. Käyrät 2 ja 3 (Series 2 & 3) esittävät näyttöjen 1 ja 2 luminanssivastekäyrien pisteitä.

Sininen käyrä (Series 1) esittää teoreettista GSDF-käyrää, jonka mukaisesti luminanssiarvojen tulisi asettua  $L_{min}$  ja  $L_{max}$  välille.

Kontrastivasteen kuvaajassa (kuva 8) on esitetty vastaaviin luminanssiarvoihin perustuvat kontrastiarvot peräkkäisten JND-indeksien keskiarvojen funktiona. Kontrastiarvot lasketaan kaavojen 6 ja 7 avulla, joiden lisäksi kuvaajaan muodostetaan käyrät, joiden arvot ovat +/-10 % ja +/-20 % teoreettisista arvoista. Näiden avulla pystytään nopeasti tarkistamaan, ovatko arvot luokkarajojen sisällä. Vaaka-akselille tulevat JND-arvot lasketaan ottamalla keskiarvo kahden peräkkäisen luminanssiarvon JND-indekseistä.



Kuva 8. Kontrastivasteen kuvaaja. Kontrastivastekäyrät esitetään tyypillisesti logaritmisessä koordinaatistossa suhteellisen muutoksen havainnollistamiseksi. Käyrät 6 ja 7 (Series 6 & 7) esittävät näyttöjen 1 ja 2 kontrastivastekäyrien pisteitä. Sininen käyrä (Series 1) esittää teoreettista GSDF-käyrää, ja käyrät 2-5 (Series 2-5) esittävät +/-10%- ja +/-20%-luokkarajoja.

## 2.5 Laadunvalvonta

Maailmanlaajuisesti radiologisten näyttöjen laadunvalvonnallisissa menetelmissä noudatetaan melko yleisesti samoja suosituksia. AAPM:n kokoaman, TG-18-työryhmän (Task Group 18) vuonna 2005 julkaisema raportti "Assessment of Display Performance

for Medical Imaging Systems" määritteli kuvanlaatuun vaikuttavat parametrit sekä testit niiden tarkistamiseen ja toimi vallitsevana ohjeistuksena yli vuosikymmenen.

Alunperin ACR:n (American College of Radiology) vuonna 2007 julkaisema, ja myöhemmin AAPM:n, ACR:n, ja SIIM:n (Society for Imaging Informatics in Medicine) päivittämä tekninen standardi "Technical Standard for Electronic Practice of Medical Imaging" antaa uudempia ohjeistuksia mm. käytettävistä näyttöpaneelityypeistä sekä luminanssivasteen hyväksyntärajoista. AAPM:n kokoama TG-270-työryhmä julkaisi vuonna 2019 nykyajan laadunvalvontatarpeita vastaavan raportin "Display Quality Assurance", johon on päivitetty uudet suositukset ja lisätty mm. OLED-näyttöille sopivia testikuvia. [24]

Varsinaisten radiologisten kuvien siirtämiseen ja tallentamiseen liittyvät toiminnot perustuvat DICOM-standardiin, joka on maailmanlaajuisesti käytössä. Standardia noudattavia ohjelmistoja on käytössä suurella osalla laitevalmistajista, mikä mahdollistaa saumattoman työskentelyn eri laitevalmistajien, kuvantamismodaliteettien ja PACS-järjestelmän välillä. Standardista vastaava komitea on kehittänyt DICOM-harmaasävyfunktion, jonka avulla diagnostiset monitorit on mahdollista kalibroida yhteisen vastaavuuden saavuttamiseksi. Funktio määrittelee luminanssivasteet eri harmaasävyille, jotta pikseliarvot olisivat yhtenäisiä sekä näytön eri pisteissä että eri monitorien välillä. Useimmilla valmistajilla on diagnostisissa monitoreissaan valmiit kalibrointiohjelmistot. [11, 25]

### 2.5.1 Laadunvalvonta Suomessa

Suomessa radiologisten näyttöjen laadunvalvonnassa noudatetaan ainakin toistaiseksi STUKin (Säteilyturvakeskus) vuonna 2008 julkaisemaa Terveystieteiden tutkimuskeskuksen röntgenlaitteiden laadunvalvontaopasta, joka perustuu AAPM:n TG18-työryhmän raporttiin. Huomionarvoista on, että STUKin opas ottaa ainoastaan kantaa ionisoivaa säteilyä käyttäviin kuvantamismodaliteetteihin.

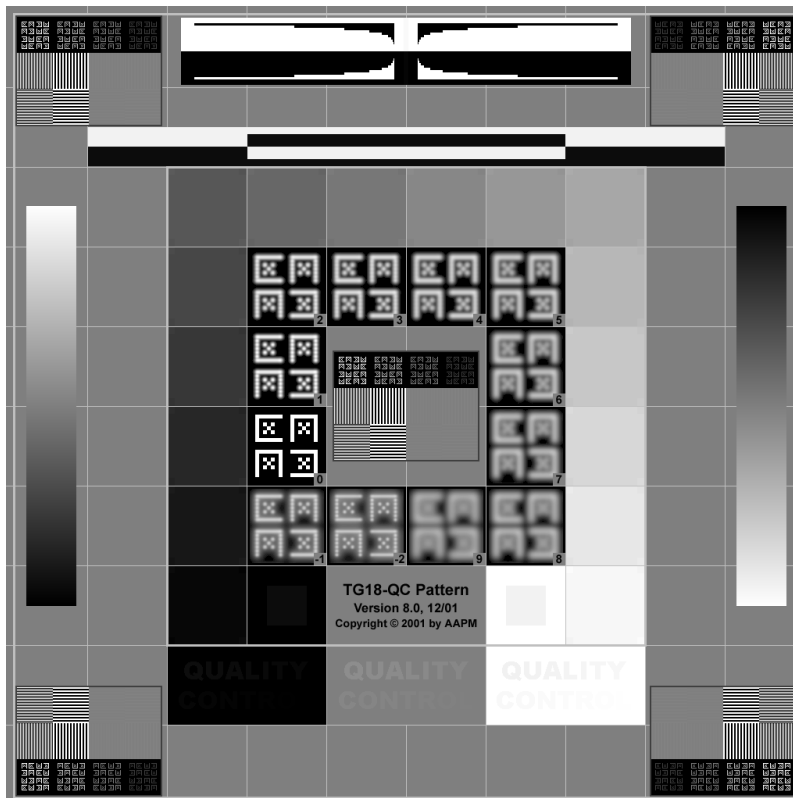
Säteilylaki (859/2018) sekä sosiaali- ja terveysministeriön asetus (1044/2018) ionisoivasta säteilystä edellyttävät, että radiologiset laitteet omistava toiminnanharjoittaja on laatinut kirjalliset ohjeet laadunvalvontatestejä varten jokaiselle röntgenlaitteelle, jonka alle myös kuvamonitorit lasketaan kuuluviksi. STUKin oppaassa on kohdassa 4.6 kerrottu suositellut monitoreille tehtävät määräaikaistestit

suoritusväleinen. Ohje perustuu osittain AAPM:n raporttiin, joskin STUKin oppaaseen on sisällytetty vain osa monitoritesteistä, ja ne koskevat vain primaarisia monitoreja. STUKin uudemmassa määräyksessä S/5/2019 on määritelty kuvanlaatutestien tarkastusvälit sekä primaarisille että sekundaarisille monitoreille. Määräyksen mukaan primaarisille monitoreille tulisi suorittaa testikuvaan perustuva kuvamonitorin suorituskyvyn arviointi 1 kk välein, ja luminanssimittaukset on suositeltu suoritettavaksi 12 kk välein. Sekundaarisille monitoreille tulisi suorittaa testikuvaan perustuva kuvamonitorin suorituskyvyn arviointi 6 kk välein. [3, 26]

### 2.5.2 HUSin primaaristen monitorien laadunvalvonta

Monitorien suorituskyvyn silmämääräinen arviointi sekä näyttöjen pinnan puhdistus tehdään viikottain työasemien käyttäjien toimesta, mutta vuosittaiset monitoritestit suorittaa Lääkintäteknikka. Vuositarkastus sisältää sekä luminanssimittarilla tehtävät mittaukset näytön pinnalta että AAPM:n testikuviin pohjautuvan näytön visuaalisen suorituskyvyn arvioinnin. Testeihin tarvittavat AAPM:n testikuvat ovat ladattavissa HUSin PACS-järjestelmästä, joita tarkastellaan koko näytön kokoisina.

Näyttöön asetetuista testikuvista mitataan luminanssi 18 eri testipisteeltä, luminanssin tasaisuutta näytön eri kohdista ja kromaattisuus. TG18-QC-testikuvan (kuva 9) avulla näytön suorituskykyä arvioidaan silmämääräisesti tarkastelemalla kontrastia ja resoluutiota sekä havaitsemalla mahdolliset artefaktat. Sammutetun näytön pinnalta mitataan ympäristön valaistus sekä siitä heijastuvaa valoa. Mitatut arvot syötetään mittausraporttina toimivaan taulukkoon (liite 1), joka vielä lisäksi laskee tasaisuuspoikkeamat, näyttöparin kromaattisuuseron, luminanssi- ja kontrastivasteet mitatuille luminanssiarvoille, RMS-poikkeaman (root mean square) kontrastivasteelle, minimi- ja maksimiluminanssiarvojen välisen suhteen, sekä näyttöparien maksimiluminanssien eron. Taulukko myös piirtää luminanssi- ja kontrastivasteiden käyrät, Bartenin malliin perustuvat teoreettiset GSDF-käyrät sekä laskee näille tarvittavat JND-indeksit. [27]



Kuva 9. AAPM:n TG18-QC-testikuva monitorien visuaaliseen suorituskyyyn arvioimiseen. Kuvasta tarkastellaan kontrastikohteista mm. Quality Control-tekstien sekä mustan ja valkoisen ruutujen sisällä olevien pienempien ruutujen erottuvuus. Resoluutiokohteista tarkastetaan Cx-kuviot ja viivaparit kuvan keskeltä sekä kulmista. Kuvan sivuilla olevista gradienteista tarkastetaan sävyjen portaattomuus.

### 2.5.3 HUSin ultraäänimonitorien laadunvalvonta

Kuten diagnostisille monitoreille, myös ultraäänimonitoreille suoritetaan viikottaiset näyttöjen pinnan puhdistus sekä suorituskyyyn silmämääräinen arviointi. Lisäksi ultraäänilaitteita käyttävät sonograaferit sekä sairaalafyysikot testaavat ultraääniantureiden toimintaa ihmiskudosta jäljittelevän vesifantomien avulla, samalla tarkastellessa näytölle muodostuvaa kuvaa. Ultraäänilaitteiden vuosihuoltojen yhteydessä suoritettavat testit pitävät sisällään mm. antureiden muodostamien ilmakuvioiden tarkastelua, vuotovirtamittauksia sekä laitteen osien visuaalista tarkistamista. Antureiden sähköistä suorituskyykyä yksittäisten pietsokiteiden tasolla on myös mahdollista testata sille erikseen tarkoitetun testilaitteen avulla. Vaikka laitteen sähköisten osien kunto voi vaikuttaa merkittävästi kuvanlaatuun, aihetta ei tässä työssä käsitellä sähköisten laadunvalvontatestien näkökulmasta. [28]



Testikuvien avulla tehtäviä vuosittaisia monitoritestejä tehdään niille laitteille, joissa on joko ennestään olemassa, tai jälkikäteen ladattuna AAPM:n raportin mukaisia kuvia. HUSin käytössä olevassa ultraäänilaitteen kuvanlaadun mittausraportissa (liite 2) on viisi kohtaa, jotka tarkistetaan TG18-QC-testikuvasta. Lisäksi raportissa on kohdat laitteen yleiskunnon ja antureiden toiminnan tarkistamiseen. [5]

### **3 Menetelmät**

Tässä luvussa kerrotaan työssä tutkittavien laitteiden kartoittamisesta ja kuvataan niihin sovelletut laadunvalvonnalliset menetelmät. Työtä varten räätälöity mittauspöytäkirja osoittautui hyödylliseksi työkaluksi mittadatan keruussa. Sen avulla pystyttiin heti laadunvalvontatestien yhteydessä huomaamaan, millä tavoin näytöltä mitatut ja havaitut parametrit käyttäytyivät. Lisäksi mittauspöytäkirjasta oli helppo poimia tulokset myöhempää analyysia varten.

#### **3.1 Ultraäänilaitteiden kartoitus**

Monitoritestien perustuessa testikuvilla tehtäviin mittauksiin ja visuaalisiin arviointeihin oli varsin johdonmukaista lähteä selvittämään, minkälaisia testikuvia ultraäänilaitteiden laadunvalvonnassa voisi hyödyntää. Toisin kuin radiologien työasemilla, ultraäänilaitteen PC:lle ei välttämättä ole erikseen PACS-ohjelmistoa tai tarvittavia yhteyksiä asennettuna, jonka kautta AAPM:n testikuvat olisi mahdollista ladata. Vaihtoehtoisiksi jäi ladata kuvat itse laitteelle tai turvautua laitevalmistajan tarjoamiin testikuviin.

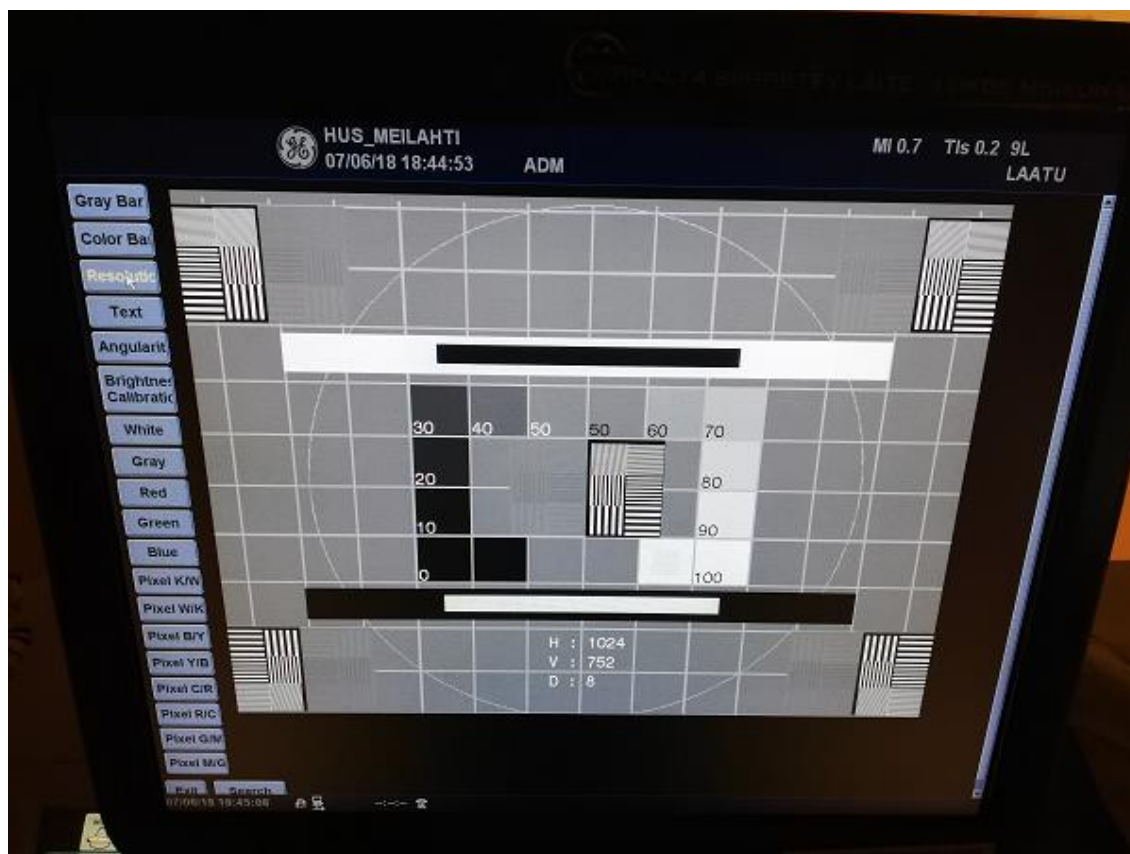
Työssä tarkasteltiin seuraavia laitemalleja:

- GE Healthcare Logiq E9
- GE Healthcare Logiq P6
- GE Healthcare Logiq S8
- Samsung RS80A Prestige

- Toshiba Xario 200

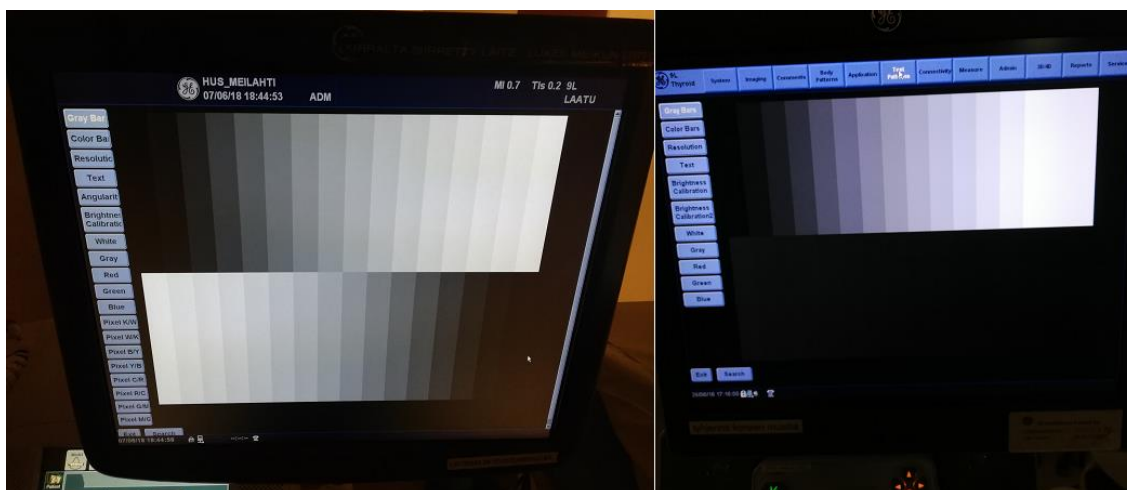
Laitteiden kartoittamisen ja niiden vertailun jälkeen päätettiin valita monitoritestiominaisuuksiltaan sellainen laite tai laitteiden osajoukko, joka soveltuu tarkemman tutkimuksen kohteeksi. Näiden mittaustuloksia verrataan keskenään työn loppuvaiheessa. HUSin valmiista monitorimittauslomakkeesta räätälöityä, ultraääninäytölle tarkoitettua mittauslomaketta hyödynnettiin mittausdatan keruussa ja näyttöjen toiminnan arvioimisessa. Laitteiden kartoittaminen tapahtui Jorvin ja Meilahden sairaaloiden radiologisilla osastoilla sairaalafysiikan opastuksella. Sairaaloiden koon ja monipuolisen laitekannan takia ne sopivat hyvin tähän tarkoitukseen.

GE Healthcare osoittautui tässä otannassa ainoaksi valmistajaksi, joka oli asentanut laitteilleen valmiita testikuvia sekä toiminnon niiden tarkasteluun. Logiq E9- ja P6-malleissa kuvat ovat samalta pohjalta suunniteltuja, joskin P6:ssa tarjonta oli hieman niukempi. Molemmista löytyvä SMPTE:n (The Society of Motion Picture and Television Engineers) vuonna 1986 ohjeistukseen (RP 133) perustuva, radiologisten monitorien laadunvalvontaan kehitetty mustavalkoinen testikuva mahdollistaa kirkkauden, kontrastin sekä resoluution visuaalisen tarkistamisen. AAPM:n uudemman raportin mukaan SMPTE-testikuva on peräisin CRT-näyttöjen ajalta, ja sitä tulisi käyttää ainoastaan, jos muita testikuvia ei ole käytettävissä. Raportissa myös ehdotetaan 11 pisteen luminanssimittausta SMPTE-testikuvan erisävyisistä ruuduista, mutta tässä työssä testikuvaa käytettiin pelkästään visuaalisiin testeihin. Kuvassa 10 nähdään erään GE:n laitteen SMPTE-testikuva.



Kuva 10. Resolution-välilehden alta löytyvä SMPTE-testikuva.

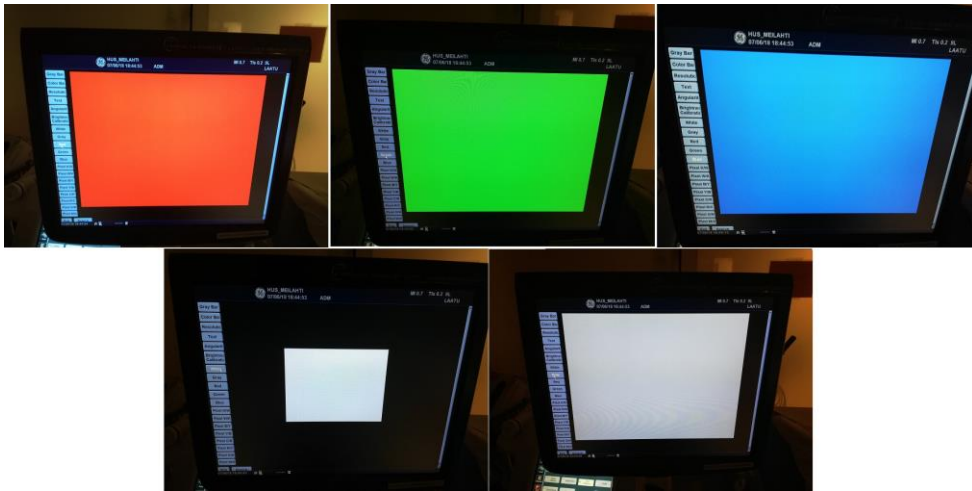
E9- ja P6-malleista löytyvät -kuviot muodostuvat 16 erisävyyisestä pystysuorasta suorakulmion muotoisesta palkista, jotka levittyvät näytön vasemmasta reunasta oikeaan alkaen mustasta vaalentuen asteittain valkoiseen. Kuviota käytetään kontrasti- ja kirkkauserojen tarkastamiseen samalla periaatteella kuten SMPTE-testikuvan neliöitä, mutta palkeista pystyy myös arvioimaan, muuttuuko kirkkaus hallitusti portaittain ilman, että sävyt sekoittuvat toisiinsa. E9-mallissa palkit levittyvät toisiinsa nähden päinvastaisesti näytön ylä- ja alareunassa, P6-mallissa kuvio esiintyy ainoastaan näytön yläreunassa. Kuvaa päätettiin käyttää 16 pisteen luminanssimittaukseen näyttöjen luminanssi- ja kontrastivasteiden muodostamiseksi. Gray bar -kuviot nähdään kuvassa 11.



Kuva 11. Gray bar -välilehden alta löytyvät testikuvat. Vasemmalla Logiq E9, oikealla Logiq P6.

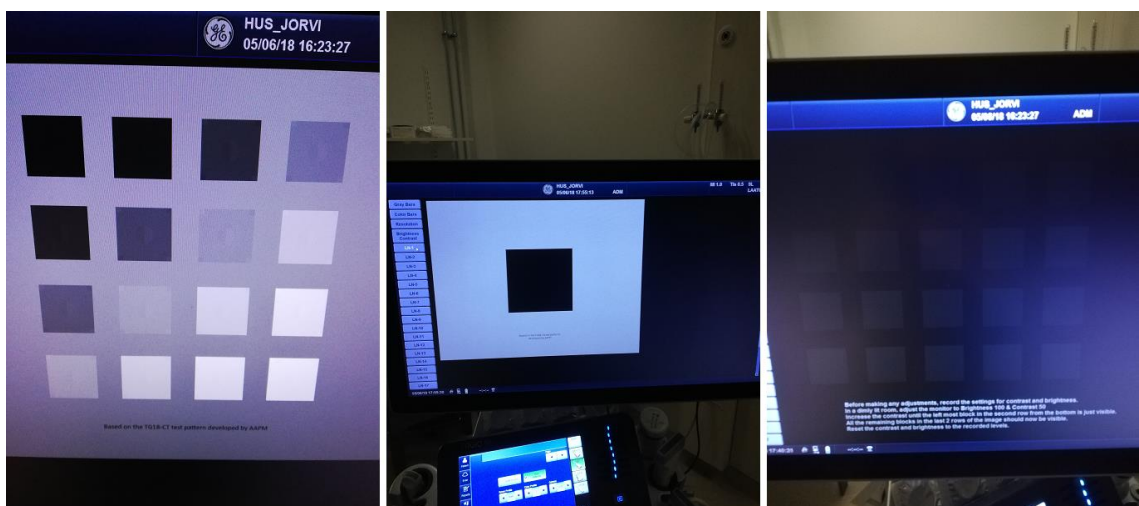
E9- ja P6-malleissa oli myös yksivärisiä, koko näytön kuvanmuodostusalueen peittäviä testikuvia. Kuvat soveltuvat hyvin luminanssin tasaisuuden mittaamiseen näytön eri pisteistä sekä pikselivirheiden tarkastamiseen. Myös mahdolliset artefaktat näkyvät hyvin yksiväristä taustaa vasten. Testikuvista punainen, vihreä, sininen ja harmaa ovat kooltaan mielekkäitä tasaisuusmittauksien tekemiseen, mutta epäselväksi jää, miksi valkoinen on kooltaan pienempi asettuen keskelle näyttöä. Valkoinen testikuva vaikutti olevan kirkkaudeltaan suurempi kuin Gray bar -kuvan kirkkain osa, joten siitä päätettiin mitata näytön maksimiluminanssi  $L_{max}$ .

Diagnostisten monitorimittauksien vastaavuuden näkökulmasta ihanteellisinta olisi, jos isot yksiväriset testikuvat löytyisivät mustana ja valkoisena, kuten AAPM:n TG18-standardin kuvat TG18-UN10 ja TG18-UN80. Värikköiden LCD-näyttöjen pikseleiden koostuessa punaisesta, sinisestä sekä vihreästä suodattimesta nämä testikuvat ovat hyvin soveltuvia työkaluja näytön suorituskyvyn tarkastamiseen. Yksiväriset testikuvat nähdään kuvassa 12.



Kuva 12. Logiq E9 ja Logiq P6 malleista löytyvät yksiväriset testikuvat.

GE Healthcaren S8-mallissa on puolestaan otettu nykyaikaiset laadunvalvontamenetelmät huomioon, ja testikuvaosion alta löytyikin sekä TG18-QC-testikuva että luminanssimittauksiin käytettävä TG18-LN-kuvasarja. Tuntemattomasta syystä testikuvat sijoittuvat kuitenkin näytön vasempaan reunaan sen sijaan, että sijaisivat keskellä normaaliin tapaan. Laitteesta löytyy myös eri harmaasävyisistä neliöistä koostuva TG18-CT testikuva sekä tummista neliöistä koostuva testikuva kirkkauden ja kontrastin manuaalisen säätämiseksi. S8 oli tässä työssä kartoitetuista laitteista paras laadunvalvonnan näkökulmasta, mutta kyseistä mallia ei tullut kartoituksessa vastaan kuin yksi kappale. Mallin S8 testikuvat nähdään kuvassa 13.



Kuva 13. Mallin Logiq S8 testikuvia.

Toshiban Xario 200- sekä Samsungin RS80A Prestige-laitteissa ei kummassakaan ollut valmistajan toimesta asennettuja testikuvia. Toshiba laitteelle TG18-QC-testikuva oli ladattu näytön visuaalista tarkastamista varten. Tämä on saatu aikaiseksi muuttamalla kuvan bittisyvyyttä laitteelle sopivaksi sekä lataamalla se potilastiedostona, jotta se olisi tutkimuskuva laitteen näkökulmasta.

Laitteita kartoittaessa päätettiin kokeilla ilmakuvamittausta, jossa ultraäänianturin ollessa telineessä kiinni säädettiin sen vahvistus maksimiarvoon ja näin saatiin näytölle aikaiseksi ilmakeku ilman toimiessa väliaineena. Ultraääniaallot eivät tällöin etene, ja näytölle muodostuu anturin kohinaprofiili. Myös kirkkaus säädetään maksimiarvoon, ja kuvan pysäytystoimintoa hyödyntäen pystyi suorittamaan luminanssimittaukset eri kohdista kuvan yläreunasta, jonne reverbaatiorenkaksi kutsutut kuviot muodostuvat. Tämä kyseinen metodi mahdollistaa yhden vertailukelpoisen mittauksen eri laitevalmistajien ja -mallien välillä. Kuvassa 14 nähtävissä ilmakeku eräältä ultraäänilaitteelta.



Kuva 14. Erään anturin aikaansaama ilmakeku sen vahvistuksen ollessa säädettynä maksimiarvoonsa. Reverbaatiorenkaid nähtävissä näytön yläreunassa.

Yhteenvetona laitteiden testikuvaominaisuuksista voidaan laatia taulukko, josta selviää, minkälaisia tarkastuksia niille on mahdollista suorittaa. Sarakkeet ovat jaoteltu sen

mukaan, että löytyykö laitteelta visuaalista tarkastamista varten SMPTE- vai TG18-QC-testikuva, onko luminanssimittauksia mahdollista suorittaa tasaisuus- tai luminanssi- ja kontrastivastemittauksina, sekä onko kohinakuvaa saatavilla.

Taulukko 1. Laitteiden testikuvatarjonta taulukoituna.

Laite	Kpl	SMPTE	TG18-QC	Tasaisuus	Luminanssi	Kohinakuva
GE Logiq E9	9	x		x	x	x
GE Logiq P6	1	x		x	x	x
GE Logiq S8	1		x		x	x
Toshiba Xario 200	1		x			x
Samsung RS80A Prestige	2					x

GE Logiq-sarjan laitteet osoittautuivat mielekkäimmiksi testikuvatarjonnan perusteella ja Logiq E9 valikoituikin perusteellisemman tutkimuksen kohteeksi. Laadunvalvontatestejä suoritettiin jo laitteiden kartoittamisen yhteydessä, ja ne pyrittiin toteuttamaan niin laajasti kuin kunkin laitteen kohdalla oli mahdollista.

### 3.2 Mittauspöytäkirjan laatiminen

Laitteiden kartoittamisen jälkeen suunniteltiin mittauspöytäkirja, johon HUSin alueelta etsittävien Logiq E9-laitteiden mittadata kirjattaisiin. Mittauspöytäkirja on laadittu HUSin monitorimittauslomakkeen pohjalta, hyödyntäen lomakkeessa olemassa olevia ehdollisen muotoilun kaavoja sekä piilotettujen solujen alta löytyviä sarakkeita GSDF-laskentaa varten. Logiq E9-laitteen testikuviin perustuen luminanssimittauspisteitä on 16 kappaletta TG18-LN kuvasarjan 18 mittapisteen sijaan, ja tasaisuusmittauksille tarkoitettuja sarakkeita on mahdollista täyttää useaan eriväriseseen testikuvaan perustuen. Visuaalinen arviointi suoritetaan SMPTE-testikuvasta löytyvien resoluutio- ja kontrastikohteiden avulla. Mittauspöytäkirja on nähtävissä kokonaisuudessaan liitteessä 3.

Mittauspöytäkirjan alusta (kuva 15) löytyviin soluihin täytetään laitteen yleistiedot sekä mittaustapahtuman aika, paikka sekä suorittajat.

HUS-Röntgen	
Ultraäänimonitorien laadunvarmistus	
<b>Mittauslomake</b>	
Mittaaja(t)	
Pvm	
Sijainti	
<b>Laitteen yleistiedot</b>	
merkki ja malli	
toimittaja	
HUS inv.numero	
hankintapäivä	
takuuaika (kk)	
tuumakoko	
OLED/LCD/CRT	
harmaasävyväri	
käyttöluokka (1/2)	
resoluutio	
käyttömäärä BL	
käyttömäärä DL	
kontrastisäätö	
kirkaussäätö	
virkistystaajuus	
värimäärä	
liitäntä-/käyttötyyppi	

Kuva 15. Mittauspöytäkirjan osio laitteen perustietojen täyttämiseen.

Sammutetun monitorin pinnalta tarkistetaan näytön puhtaus ja mahdolliset peiliheijastukset, jotka merkitään "k"- tai "e"-merkinnällä mittauspöytäkirjaan (kuva 16). Pimeään näytön pinnalta lisäksi mitataan luminanssimittarilla illuminanssi, eli näytön pinnalle osuva ympäristön valaistus, sekä L-amb, eli näytön pinnalta heijastuva valaistus. Arvot merkitään mittarin ilmoittamina sellaisinaan mittauspöytäkirjaan.

<b>Ympäristön valaistus ja heijastukset (pimeä näyttö)</b>			
Näytön pinta	k/e		2-luokkaraja
puhdas	k		k
peiliheijastukset	e		e
illuminanssi ja L-amb	lux	1-luokkaraja	2-luokkaraja
illuminanssi (lux)	4,6	10	50
L-amb (cd/m <sup>2</sup> )	0,01	0,01	0,02

Kuva 16. Osio pimeältä näytöltä tarkastettavien kohteiden tarkastamiseen.

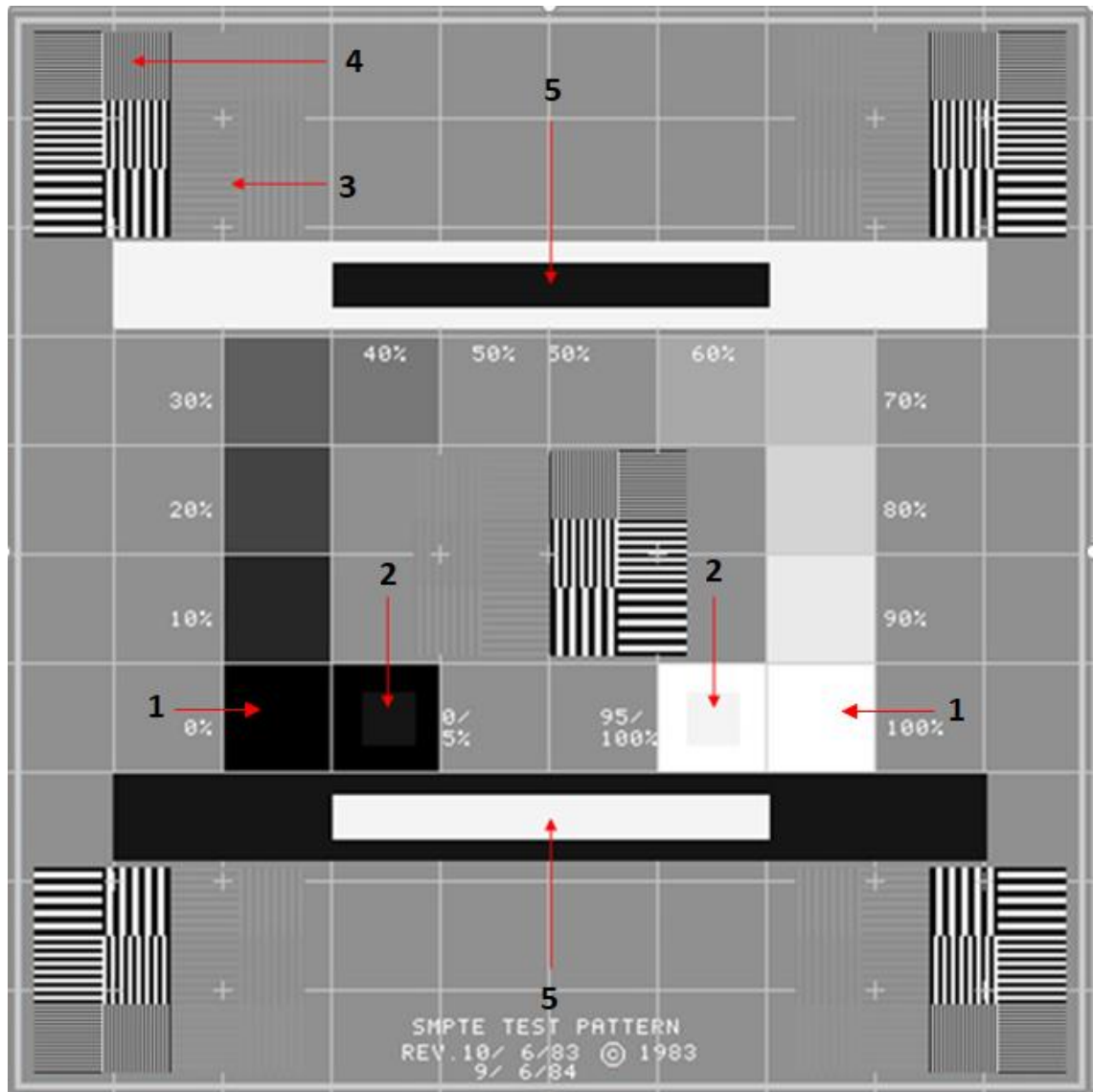
SMPTE-testikuvasta (kuva 17) tarkastettavia kontrasti- ja resoluutiokohteita otettiin mittauspöytäkirjan kohdiksi viisi kappaletta. Kaikki kohdat kirjataan k/e-merkinnällä mittauspöytäkirjaan. Kuvan keskiön alapuolella sijaitsevien, valkoisien ja mustien ruutujen sisällä olevien 5%- ja 95%-ruutujen erottuvuus isommista ruuduista tarkastetaan. Mittauspöytäkirjaan merkitään "k" mikäli erottuvat, ja "e", mikäli eivät erotu.



Ruudun keskiön ympärillä kulkevat, portaittain mustasta valkoiseen muuttuvien ruutujen sävyeroissa tulee olla selkeä ero viereisiin ruutuihin nähden. Mittauspöytäkirjaan merkitään "k", mikäli sävyero on selvästi nähtävissä kahden eri ruudun välillä, ja "e", mikäli kyseinen ehto ei täyty.

Testikuvan keskellä ja kulmissa olevia viivaparikuvioita on kahdenlaista; matalan kontrastin viivaparikuvioita sekä korkean kontrastin viivaparikuvioita. Molemmista tarkastetaan, ovatko viivaparit yhtä kirkkaita keskenään ja erottuvatko toisistaan. Mittauspöytäkirjaan merkitään "k", mikäli molemmat ehdot täyttyvät, ja "e", mikäli toinen tai kumpikaan ehdoista eivät täyty.

0–100-ruutujen ylä- ja alapuolella sijaitsevista suorakulman muotoisista palkeista tarkastetaan, ovatko niiden kirkkaus tasaista kuvion jokaisessa kohdassa. Kuvioiden keskellä sijaitsevat pienemmät, vastakkaisävyiset suorakulmion muotoiset palkit helpottavat kirkkauden tasaisuuden erottamista kontrastieron avulla. Mittauspöytäkirjaan merkitään "k", mikäli kirkkaus on tasaista, ja "e", mikäli näin ei ole.



Kuva 17. SMPTE-testikuva. Kuvassa numeroituna tarkastettavat kohteet: 1. 0-100-ruudut. 2. 5%- ja 95%-ruutu. 3. Matalan kontrastin viivaparit. 4. Korkean kontrastin viivaparit. 5. Palkit.

Toiselta välilehdeltä löytyvästä Gray bar -kuvasta (kuva11) on nähtävissä sekä ylä- että alareunassa 16 erisävystä, pystysuoraa suorakulmion muotoista palkkia. Ylemmän puoliskon palkit järjestyvät vasemmalta oikealle portaittain mustasta valkoiseen, ja alemman puoliskon palkit järjestyvät vastakkaiseen suuntaan. Kuvasta tarkastetaan visuaalisesti, onko palkkien sävyeroissa havaittavissa selkeä portaallisuus siirryttäessä mustasta valkoiseen. Kaikkien palkkien tulee olla selkeästi erotettavissa toisistaan, eivätkä niiden värit saa sekoittua toisiinsa. Mittauspöytäkirjaan merkitään "k" mikäli kaikki näistä ehdoista täyttyvät, muuten merkitään "e".

Mittauspöytäkirjan visuaalisen tarkastuksen osioon (kuva 18) merkitään myös kaikki artefaktat, mikäli sellaisia on havaittavissa. Näitä ovat videoartefaktat, läiskät tai pisteet, haamukuvat, kaiut, epätasaisuudet, sekä geometriset vääristymät. Artefaktujen tarkastamiseen voi mittaja halutessaan käyttää SMPTE- ja Gray bar -testikuvien lisäksi yksivärisiä testikuvia sekä muilta välilehdiltä löytyviä testikuvia riippuen siitä, mitä taustaa vasten artefakta erottuu parhaiten. LCD-näytöissä esiintyvien virheiden samankaltaisuuden takia tämä osio on kopioitu sellaisenaan diagnostisten monitorien mittauspöytäkirjasta. Artefaktat merkitään mittauspöytäkirjaan merkinnällä ”k”, mikäli sellainen on havaittavissa, tai ”e”, mikäli sellaista ei ole.

<b>Monitorin suorituskyvyn yleisarvio (SMPTE ja Gray Bar)</b>			
<b>Matalakonstrastikohteet</b>		k/e	2-luokkaraja
5% ja 95% ruutu		k	k
<b>Resoluutiokohteet</b>		ref.luokka	1-luokkaraja
hi-con. Viivaparit		k	2-luokkaraja
lo-con. Viivaparit		k	k
0-100-neliöt		k	k
palkit		k	k
gray bar		k	k
<b>Artefaktat</b>		k/e	2-luokkaraja
videoartefaktat		e	e
läiskät/pisteet		e	e
haamukuvat		e	e
kaiut		e	e
epätasaisuus		e	e
geometriset vääristymät		e	e

Kuva 18. Mittauspöytäkirjan solut SMPTE-testikuvasta löytyvien visuaalisten kohteiden tarkastamiseen.

Luminanssin tasaisuus mitataan luminanssimittarilla näytön pinnasta näytön keskeltä, oikeasta yläkulmasta, vasemmasta yläkulmasta, oikeasta alakulmasta sekä vasemmasta alakulmasta. Eri välilehdiltä löytyviä yksivärisiä testikuvia hyödynnetään tätä mittauspöytäkirjassa varten, väreinä harmaa, punainen, vihreä ja sininen. Mittauspöytäkirjassa on myös osio valkoista testikuvaa varten, mutta muut sarakkeet kuvan keskikohtaa lukuun ottamatta ovat piilotettujen solujen alla testikuvan pienen koon johdosta. Mitatut luminanssilukemat merkitään niille tarkoitettuihin soluihin, ja jokaisen värin maksimi- ja minimiarvosta otetaan erotus ja jaetaan kaikkien arvojen keskiarvolla. Hyväksyntäraajaksi valittiin 30%, mukailen AAPM:n suosituksia luminanssin tasaisuuspoikkeamasta mustalle ja valkoiselle testikuvalla. Jokaisen yksivärisen testikuvan avulla myös tarkastetaan kyseisen värin virheelliset pikselit, ja merkitään niiden määrä niille tarkoitettuihin soluihin. Kuvassa 19 nähdään mittauslomakkeen osio luminanssin tasaisuusmittauksia varten.

<b>Pikselivirheet ja tasaisuus (yksiväriset testikuvat)</b>		
<i>Pikselivirheet</i>	kpl	2-luokkaraja
valkoiset pikselit	0	2
harmaat pikselit	0	2
punaiset pikselit	0	2
vihreät pikselit	0	2
siniset pikselit	0	2
<i>Valkoinen tasaisuus</i>	cd/m <sup>2</sup>	
keskellä		
<i>Harmaa tasaisuus</i>	cd/m <sup>2</sup>	
keskellä	28,31	
oik ylä	26,56	
vas ylä	28,84	
oik ala	25,41	
vas ala	27,16	1-luokkaraja
Suurin tasaisuuspoikkeama	12,6 %	30%
<i>Punainen tasaisuus</i>		
keskellä	13,06	
oik ylä	11,97	
vas ylä	12,38	
oik ala	11,61	
vas ala	12,18	1-luokkaraja
Suurin tasaisuuspoikkeama	11,8 %	30%
<i>Vihreä tasaisuus</i>		
keskellä	46,93	
oik ylä	42,57	
vas ylä	45,15	
oik ala	41,01	
vas ala	43,37	1-luokkaraja
Suurin tasaisuuspoikkeama	13,5 %	30%
<i>Sininen tasaisuus</i>		
keskellä	6,35	
oik ylä	5,82	
vas ylä	5,85	
oik ala	5,69	
vas ala	5,77	1-luokkaraja
Suurin tasaisuuspoikkeama	11,2 %	30%

Kuva 19. Luminanssin tasaisuusmittauksiin tarkoitetut mittauspöytäkirjan solut.

Ilmakuva saadaan aikaiseksi kytkemällä yksi laitteen antureista päälle siten, että anturi osoittaa ilmaan muodostaen näytön yläreunaan reverbaatiorenkaksi kutsutun kuvion. Kuten muissakin luminanssin tasaisuusmittauksissa, ilmakuvasta mitataan luminanssi useasta kohtaa ja merkitään mitatut arvot niille tarkoitettuihin soluihin. Kuvan vasemmasta reunasta, keskeltä ja oikeasta reunasta mitatuista arvoista lasketaan suurin tasaisuuspoikkeama ja merkitään niille tarkoitettuun osioon mittauspöytäkirjasta (kuva 20). Tasaisuuspoikkeama lasketaan kuten yksivärisille testikuville ja hyväksyntäraajaksi valittiin 30%.

<b>Ilmakuvan tasaisuus (freeze-kuva anturin kohinaprofiilista)</b>		
<i>Ilmakuvan tasaisuus</i>	cd/m <sup>2</sup>	
vasemmalla	8,54	
keskellä	9,26	
oikealla	8,93	1-luokkaraja
Suurin tasaisuuspoikkeama	8,1 %	30%

Kuva 20. Ilmakuvasta mitatuille luminanssiarvoille tarkoitetut solut.

Gray bar -kuvan pystysuorista palkeista mitataan luminanssit järjestyksessä mustasta valkoiseen; yläreunan kuviosta vasemmalta oikealle ja alareunan kuviosta päinvastaisesti oikealta vasemmalle. Mitattavia arvoja tulee näytön molemmasta puoliskosta 16 kappaletta. Arvot kirjataan niille tarkoitettuihin soluihin, joista sitten lasketaan keskiarvot varsinaista luminanssi- ja kontrastivasteelle tarkoitettua osiota varten. Kyseinen osio on muokattu diagnostisten monitorien mittauspöytäkirjasta 16 mittapisteelle sekä yhdelle monitorille sopivaksi, alkuperäisen ollessa tarkoitettu käytettäväksi TG18-LN-testikuvasarjasta mitatuille monitoriparin luminanssiarvoille. Tämä mittauspöytäkirjan osio nähdään kuvassa 21.

<b>Luminanssi- ja kontrastivasteen mittaukset (Greybar)</b>				
Yläreunan palkit vasemmalta oikealle		cd/m <sup>2</sup>	Alareunan palkit oikealta vasemmalle	cd/m <sup>2</sup>
B <sub>1</sub>		0,05	B <sub>1</sub>	0,04
B <sub>2</sub>		0,23	B <sub>2</sub>	0,18
B <sub>3</sub>		0,84	B <sub>3</sub>	0,72
B <sub>4</sub>		1,92	B <sub>4</sub>	1,72
B <sub>5</sub>		3,68	B <sub>5</sub>	3,39
B <sub>6</sub>		5,85	B <sub>6</sub>	5,44
B <sub>7</sub>		8,68	B <sub>7</sub>	8,11
B <sub>8</sub>		12,14	B <sub>8</sub>	11,37
B <sub>9</sub>		16,25	B <sub>9</sub>	14,95
B <sub>10</sub>		21,61	B <sub>10</sub>	20,28
B <sub>11</sub>		27,57	B <sub>11</sub>	25,71
B <sub>12</sub>		33,83	B <sub>12</sub>	32,35
B <sub>13</sub>		40,94	B <sub>13</sub>	38,78
B <sub>14</sub>		47,62	B <sub>14</sub>	47,64
B <sub>15</sub>		53,54	B <sub>15</sub>	54,15
B <sub>16</sub>		60,37	B <sub>16</sub>	62,08
<b>Luminanssi- ja kontrastivasteen mittaukset (ka ylä- ja alareunan arvoista)</b>				
Luminanssiarvot	cd/m <sup>2</sup>	Lum.vaste	Kontrastivaste	
L <sub>1</sub>	0,045	99,6 %	10,2 %	
L <sub>2</sub>	0,205	79,8 %	32,0 %	
L <sub>3</sub>	0,78	115,9 %	22,0 %	
L <sub>4</sub>	1,82	136,6 %	21,3 %	
L <sub>5</sub>	3,535	154,4 %	3,0 %	
L <sub>6</sub>	5,645	156,7 %	0,5 %	
L <sub>7</sub>	8,395	157,0 %	4,3 %	
L <sub>8</sub>	11,755	154,6 %	11,5 %	
L <sub>9</sub>	15,6	148,9 %	0,4 %	
L <sub>10</sub>	20,945	148,7 %	12,8 %	
L <sub>11</sub>	26,64	143,5 %	16,6 %	
L <sub>12</sub>	33,09	137,4 %	24,6 %	
L <sub>13</sub>	39,86	129,2 %	24,7 %	
L <sub>14</sub>	47,63	121,8 %	46,0 %	
L <sub>15</sub>	53,845	109,7 %	41,6 %	
L <sub>16</sub>	61,225	100,0 %		
RMS poikkeama kontrastivasteelle	22,7 %	1-luokkaraja 10%	2-luokkaraja 20%	
L' <sub>min</sub> (cd/m <sup>2</sup> )	0,06	0,8	1	
L' <sub>max</sub> (cd/m <sup>2</sup> )	61,24	171	100	
Luminanssisuhde	1113,36	350	250	

Kuva 21. Mittauspöytäkirjan osio Gray bar -kuvasta mitattuja luminansseja varten.

Mitattuja, portaittain kasvavia luminanssiarvoja käytetään luminanssi- ja kontrastivasteen käyrien piirtämiseen niille tarkoitettuihin kuvaajiin. Kuvaajien alapuolella sijaitsevien piilotettujen solujen alla on GSDF-laskentaan tarkoitettuja toiminnallisuuksia, jotka laskevat tarvittavat arvot kuvaajien pysty- ja vaaka-akseleille. Laskenta perustuu AAPM:n ohjeessa esiteltyihin, DICOM-standardin määrittelemiін kaavoihin, jotka ovat selitetty yksityiskohtaisemmin kappaleessa 2.4.2. Taulukon laskentasolut ovat siis laskentaperiaatteiltaan samanlaiset kuin diagnostisten monitorien mittauspöytäkirjassa, sillä erotuksella että laskenta toteutetaan 16 mittapisteelle 18 sijaan ja vain yhdelle monitorille.

Mitatuista luminanssiarvoista taulukko laskee kaavan 4 avulla niille JND-indeksit luminanssivastekäyrää varten, sekä minimi- ja maksimiluminanssin välille skaalantuvat prosentuaaliset luminanssit ja näille vastaavat JND-indeksit teoreettista Barten-käyrää varten. Luminanssiarvot ( $\text{cd/m}^2$ ) sijoittuvat kuvaajassa pystyakselille ja JND-indeksit vaaka-akselille.

Kontrastiarvot lasketaan vastaavasti kaavojen 6 ja 7 avulla sekä mitatuille arvoille että Bartenin mallin mukaisille arvoille. Näiden kahden käyrän lisäksi kuvaajaan piirretään katkoviivalla verhoikäyrät, jotka ovat +/-10 % ja +/-20 % Barten-käyrän arvoista. Kontrastiarvot ( $\text{cd/m}^2$  JND:tä kohti) sijoittuvat kuvaajassa pystyakselille ja JND-indeksit vaaka-akselille.

Kontrastivasteen RMS-poikkeama saadaan laskemalla aluksi jokaiselle kontrastille  $\delta_1 - \delta_{15}$  prosentuaaliset poikkeamat vastaavista Bartenin mallin mukaisista arvoista. Näistä prosentuaalisista poikkeamista lasketaan laitekohtainen RMS-poikkeama kaavalla

$$RMS \delta_d = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{15} (\delta_i^{\%})^2}{15}} \quad (8)$$

jossa  $\delta_i^{\%}$  on yksittäisen kontrastiarvon prosentuaalinen poikkeama. Poikkeamaprosenttien neliöt summataan, jaetaan kontrastipisteiden lukumäärällä ja saadusta osamäärästä otetaan neliöjuuri. RMS-poikkeama kertoo, kuinka suuri laitteen kontrastivasteen virhe on optimaaliseen kontrastivasteeseen nähden.

Kuten diagnostisten monitorien mittauspöytäkirjassa, ideana luminanssi- ja kontrastivasteen graafisessa esittämisessä on helpottaa mitattujen arvojen vertaamista standardoituihin, Bartenin mallin mukaisiin viitearvoihin. Toisin sanoen kuvaajista pystytään nopealla vilkaisulla arvioimaan, miten lähellä mitatut arvot ovat sellaisia arvoja, mitä niiden tulisi olla ihanteellisen monitorin suorituskyvyn kannalta.

### 3.3 Suoritetut laadunvalvontatellit

Mittaukset kestivät ajallisesti 5–30 minuuttia. GE Healthcaren Logiq E9-mallin valikoituessa perusteellisemmän tutkimuksen kohteeksi päätettiin, että niitä otetaan mukaan muistakin kuvantamisyksiköistä riittävän tutkimusmateriaalin saamiseksi. Loput mittauksista kirjoittaja suoritti itsenäisesti Postitalon röntgenissä, Haartmanin sairaalassa, Peijaksen sairaalassa, Meilahden Syöpätautien klinikalla, Malmin sairaalassa sekä Hyvinkään sairaalassa. Mittauspäivät sovittiin erikseen jokaisen sairaalan röntgenosaston tai kuvantamisyksikön toiminnasta vastaavan osastonhoitajan kanssa. Mittaustapahtuma kyseiselle laitteelle kesti ajallisesti 20–30 minuuttia.

#### 3.3.1 Testeissä käytetyt apuvälineet

Luminanssimittauksiin käytettiin HUSin Lääkintäteknikalta lainattua IBA Dosimetryn Lxcan-luminanssimittaria. Mittarille tulee suorittaa kalibrointi kerran vuodessa, viimeisin kalibrointi on tarran mukaan suoritettu maaliskuussa 2018. Kyseinen mittari on erityisesti suunniteltu käytettäväksi radiologisten monitorien laadunvalvontamittauksiin. 1,2-tuumainen värinäyttö tekee mitattujen arvojen lukemisesta vaivatonta. Mittarin päähän asetettava pehmustettu maski mahdollistaa kontaktimittaukset suoraan näytön pinnalta, ja ilman maskia käyttäjä pystyy kameran ja sisäänrakennettujen kallistus- ja etäisyysantureiden avulla kohdistamaan mittausalueen valonlähdettä kohti myös etäältä. Mukana tulevat myös anturi illuminanssin mittaamista varten, joka asetetaan näytön pinnalle tarkoituksena mitata näytön alalle kohdistuvan valaistusvoimakkuuden suuruus, sekä USB-kaapeli mittarin akun lataamista varten. Kuvassa 22 nähdään testeissä käytetty luminanssimittari.



Kuva 22. Mittauksissa käytetty IBA Dosimetry Lxcan-luminanssimittari.

Mittaustulosten kirjaamiseen oli käytössä kannettava tietokone, jolla täytettiin mittausslomakkeena toimiva Excel-taulukko. Mittauslomake on laadittu hyödyntäen HUSin diagnostisille monitoreille tarkoitettua mittausslomaketta, jota on soveltuvin osin muokattu GE Healthcare Logiq E9 -ultraäänimonitorien laadunvalvontamittauksille sopivaksi. Excelin ehdollista muotoilua hyödyntäen on asetettu mitatuille arvoille hälytysrajat, jotka perustuvat AAPM:n ohjeistuksiin (kappale 2.4).

### 3.3.2 Mittaustapahtuman kulku

Alla esitetyt yksityiskohtaiset mittaustapahtuman vaiheet koskevat GE Healthcaren Logiq E9-mallia.

Mittaus alkoi saapumalla tutkimushuoneeseen, jossa ensimmäisenä suoritettiin sammutetun laitteen näytön visuaalinen tarkastus sekä päivämäärän, mittauspaikan ja laitteen inventaarionumeron lisääminen kannettavalla tietokoneella avattuun mittausslomakkeeseen. Näyttö puhdistettiin suihkuttamalla antistaattista näytönpuhdistusainetta mikrokuituliinaan ja pyyhkimällä näyttö puhtaaksi, mikäli sille oli tarvetta. Samalla tarkistettiin näkykö näytöltä peiliheijastuksia. Huoneen valaistus säädettiin hämäräksi, jotta mittauksien aikana se vastaisi potilastutkimustilannetta.



Ennen virran kytkemistä laitteeseen mitattiin myös näytölle kohdistuva illuminanssi asettamalla siihen tarkoitettu anturi näytön pinnalle kiinni.

Laitteen käynnistyttyä valittiin kosketusnäytöltä Utility-välilehden alta Test Patterns, jolloin monitorille ilmestyi vasemmalle reunalle pystysuora valikko eri testikuvista. Ennen luminanssimittauksien aloittamista tarkistettiin Resolution-painikkeen SMPTE-testikuvasta löytyvien geometrinen kuvioiden avulla visuaalisesti mahdollisia kontrastivirheitä ja sävyjen tasaisuutta sekä erottavuutta. Gray bar -painikkeen alta löytyvän eri harmaasävyjen muodostaman palkkikuvioiden avulla voitiin tarkastella kontrastieroja vielä tarkemmin. Visuaaliseen tarkastukseen kuului myös mahdollisten artefaktien ja pikselivirheiden havaitseminen näytöltä. Tämä tapahtui tarkastelemalla yksivärisiä, koko näytön tilan vieviä testikuvia. Täysin mustaa testikuvaa ei kyseiselle laitteelle ollut saatavilla, ja valkoinenkin oli kooltaan liian rajallinen peittääkseen koko tarkastelualueen. Mustien ja valkoisten pikselivirheiden tarkastaminen ei siten ollut täysin luotettavaa.

Luminanssimittauksia aloitettaessa kiinnitettiin pehmustettu maski mittarin päähän kontaktimittauksien helpottamiseksi ja näytön pinnan naarmuuntumisen estämiseksi. Tasaisuusmittaukset suoritettiin harmaalle, punaiselle, vihreälle ja siniselle testikuvalla mittaamalla luminanssi näytön keskeltä ja jokaiselta ylä- ja alakulman kohdalta. Valkoisen testikuvan pienestä koosta johtuen luminanssi oli mahdollista mitata vain keskeltä. Lisäksi Gray bar-testikuvan muodostavan jokaisen 16 eri harmaasävyisen palkin kohdalta mitattiin myös luminanssi sekä näytön ylemmältä puoliskolta että alemmalta.

Lopuksi suoritettiin tasaisuusmittaus ultraäänianturin muodostamalle kohinakuvalle. Kosketusnäytöltä valittiin Imaging-välilehden alta 9L-lineaarianturi suorakaiteen muotoisen kuvan muodostamiseksi ja kuvauskohteeksi ABD (abdomen). ABD-välilehden alta löytyi erillinen Laatu-ohjelma laadunvalvonnalle tarkoitettun kuvan muodostamiseksi. Pysäytystoiminnolla kuva saatiin pysäytettyä, ja luminanssi mitattiin kuvan yläreunaan muodostuvien reverbaatiorenkaiden keskeltä sekä oikeasta ja vasemmasta reunasta siten, että mittaria liikuteltiin pystysuunnassa kyseisen kohdan kirkkaimman pisteen mittaamiseksi. Mittauksien saatettua päätökseen kytkettiin laitteesta virta pois ja tallennettiin mittauslomake tietokoneelle nimeämällä Excel-tiedosto laitteen inventaarionumeron mukaan.

## 4 Tulokset

Tässä luvussa käsitellään mittaustulokset. Tulosten esittämistä varten laitteet on numeroitu seuraavasti:

- Laitteet 1—21: GE Logiq E9
- Laite 22: GE Logiq P6
- Laite 23: GE Logiq S8
- Laite 24: Toshiba Xario 200
- Laitteet 25—26: Samsung RS80A Prestige

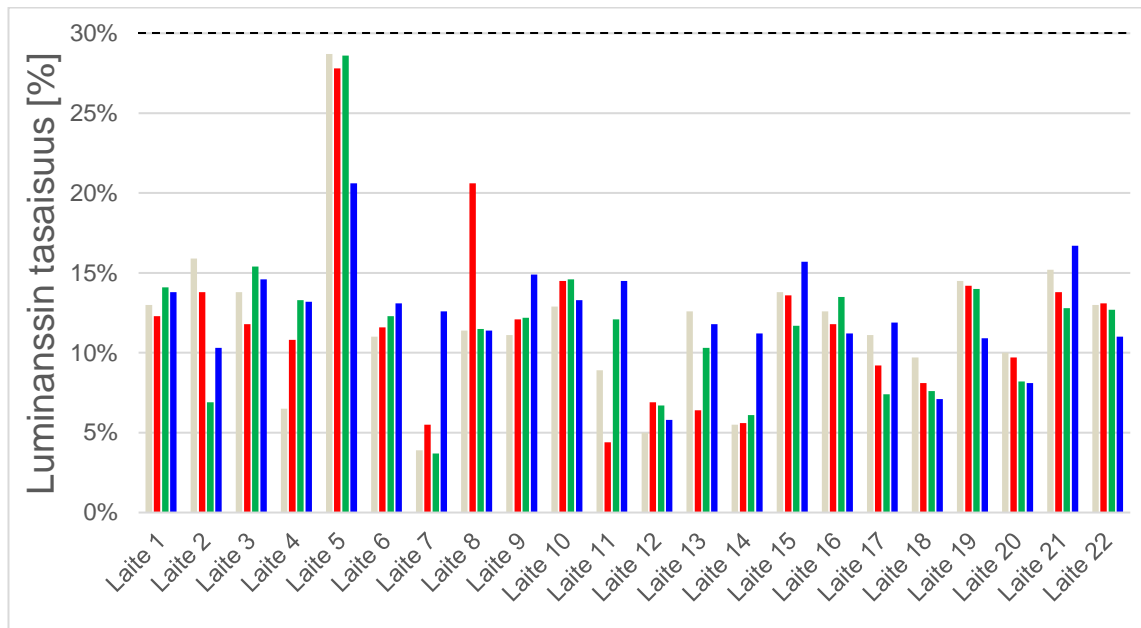
Värillisistä testikuvista mitattu luminanssin tasaisuus mitattiin laitteilta 1—22. Ilmakuvista mitatut luminanssien tasaisuus mitattiin laitteilta 1—26. Maksimi- ja minimiluminanssit mitattiin laitteilta 1—23; laitteilta 1—22 nämä mitattiin laitteille valmiiksi asennetuista testikuvista, laitteelta 23 AAPM:n TG18-testikuvista. Luminanssimittaukset suoritettiin laitteille 1—23; laitteilta 1—22 luminanssit mitattiin laitteiden Gray bar -testikuvista, laitteelta 23 TG18-LN-testikuvasarjasta. Luminanssi- ja kontrastivasteiden käyrät esitetään laitteilta 1—22. Laitteiden 1—22 käyrät esitetään samoissa kuvaajissa käyräparvena, joista näkee parametrien vaihtelun eri laitteiden välillä. Kuvaajiin on myös muodostettu keskiarvo- ja Barten GSDF-käyrät. Kontrastivasteista lasketut RMS-poikkeamat esitetään laitteilta 1—23. Lopuksi tarkastellaan visuaalisia poikkeamia kaikilta laitteilta 1—26.

Tulosten esittämiseen käytettävät kuvat löytyvät vastaavista aliluvuistaan. Tuloksia tarkastellaan sekä vanhoihin että uusiin suosituksiin perustuvien hyväksyntärajojen avulla. Laitteilta mitatut luminanssiarvot  $L_1 - L_{16}$ ,  $L_{max}$  ja  $L_{min}$  ovat esitettynä liitteessä 4.

### 4.1 Luminanssin tasaisuus

Luminanssin tasaisuusmittaukset erivärisistä testikuvista ovat esitettynä kuvassa 23. Mittaukset suoritettiin laitteille 1—22, joissa oli valmiiksi asennettuna yksivärisiä

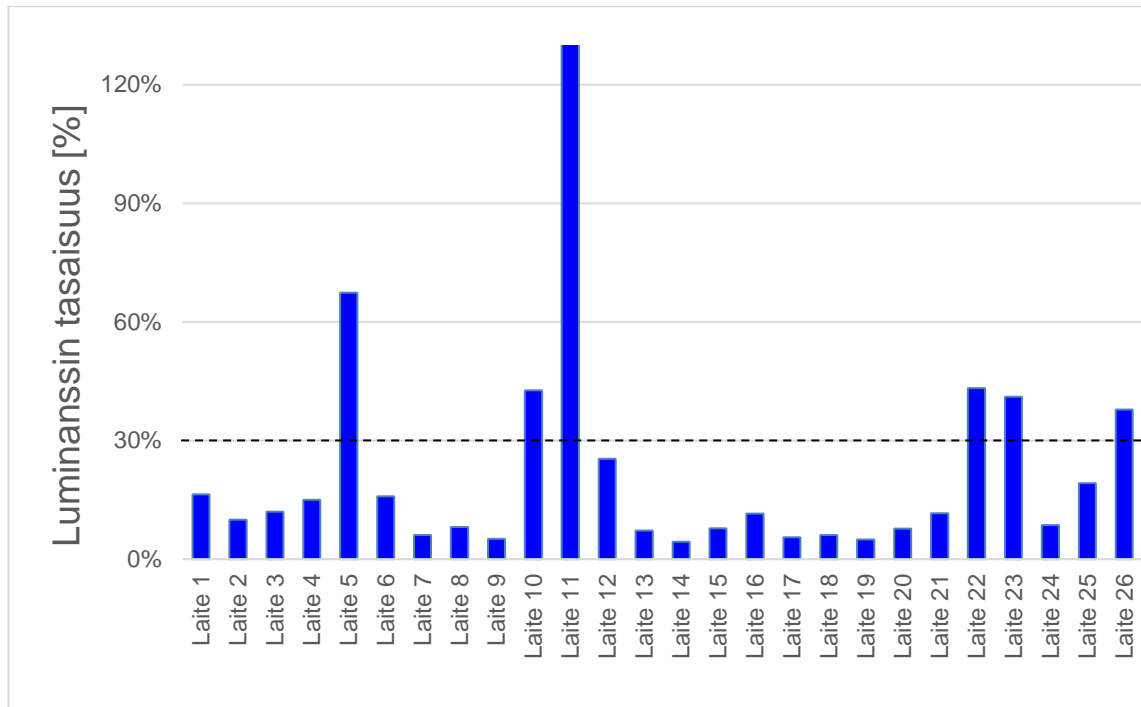
testikuvia harmaalle, punaiselle, vihreälle ja siniselle värille. Prosentuaalinen poikkeama laskettiin joka värille erikseen jakamalla suurimman ja pienimmän mitatun luminanssiarvon erotus mitattujen luminanssiarvojen keskiarvolla. Hyväksyntärajaksi valittiin 30 %, joka on kuvattu katkoviivalla kuvan yläreunassa. Kaikki laitteet pysyvät tämän rajan sisällä, ja ainoastaan yksi laite on rajan lähellä. Suurta vaihtelua yksittäisten laitteiden värien tasaisuuksien välillä ei ole havaittavissa.



Kuva 23. Laitteiden 1—22 yksivärisistä testikuvista mitattujen luminanssien prosentuaaliset tasaisuuspoikkeamat. Testikuvat merkitty väreillä vasemmalta oikealle: harmaa, punainen, vihreä, sininen. Yläreunassa oleva katkoviiva kuvaa hyväksyntärajaa tasaisuuspoikkeamalle.

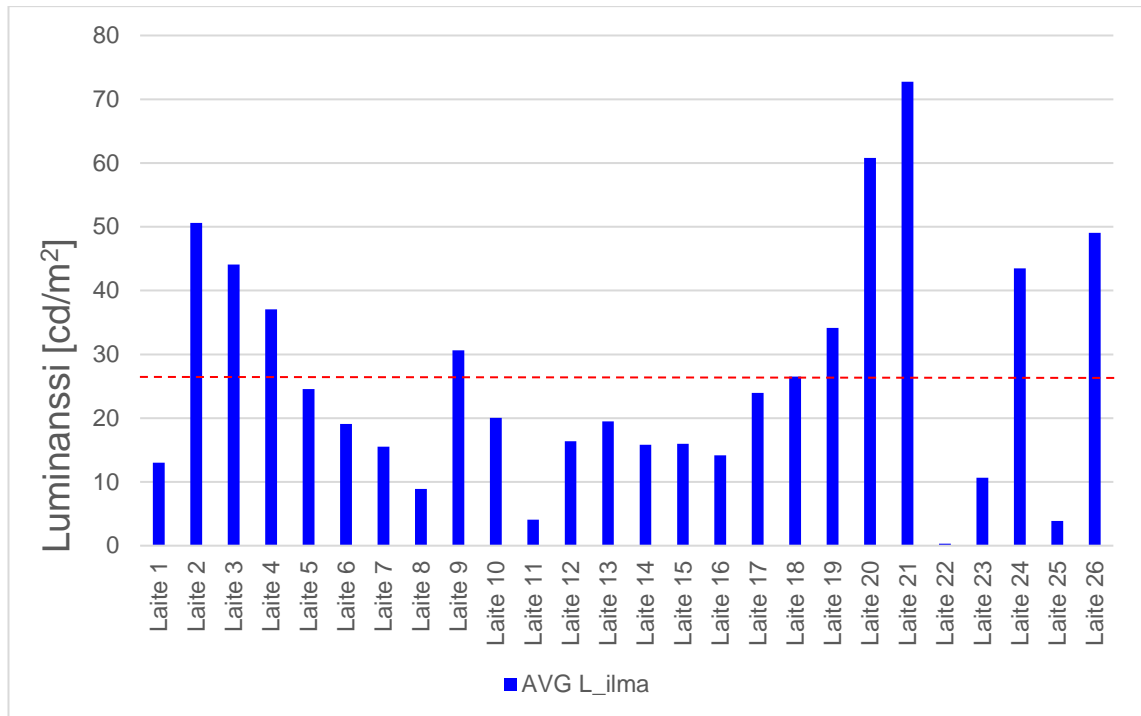
#### 4.2 Ilmakuva

Luminanssin tasaisuusmittaukset ilmakuvista ovat esitettyinä kuvassa 24. Mittaukset suoritettiin laitteille 1—26. 6 laitetta menevät tämän rajan yli, joista 2 huomattavasti.



Kuva 24. Laitteiden 1—26 ilmakuista mitattujen luminanssin prosentuaaliset tasaisuuspoikkeamat. Katkoviiva 30% kohdalla kuvaa hyväksyntärajaa tasaisuuspoikkeamalle.

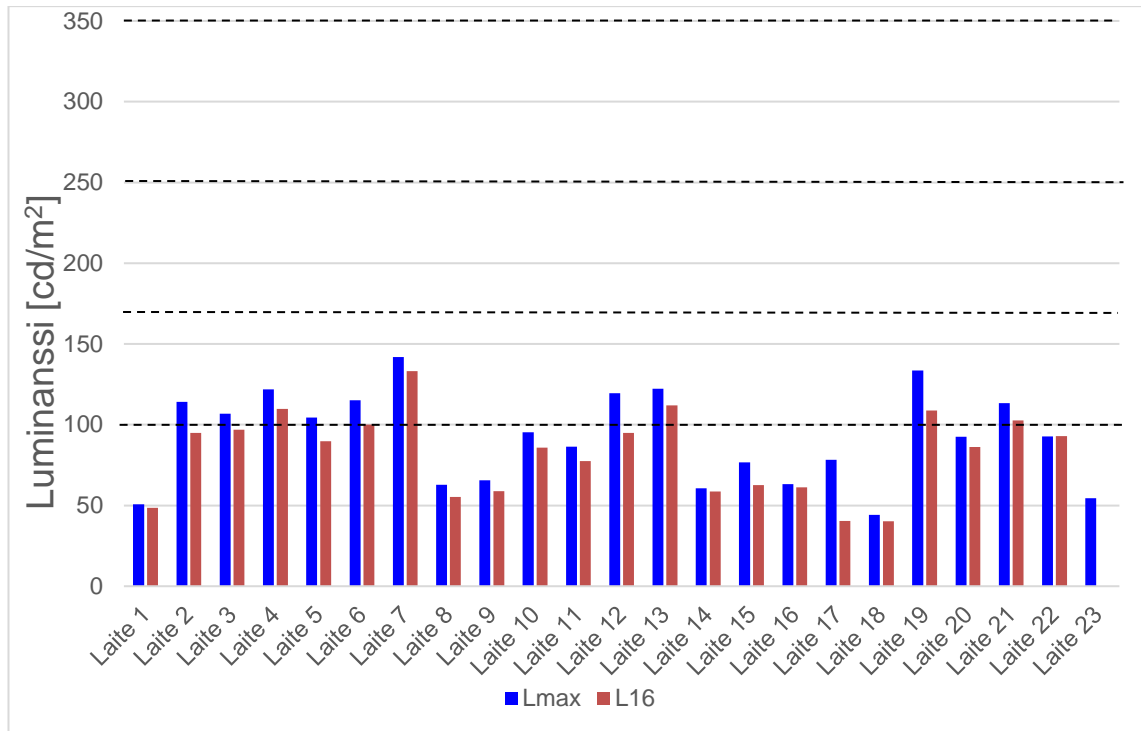
Ilmakuista mitattujen luminanssin keskiarvo esitettynä laitteittain kuvassa 25. Punainen katkoviiva kuvaa laitteiden välistä keskiarvoa. Kuvasta nähdään, että vaihtelu ilmakuista mitatussa luminanssissa on varsin suurta eri laitteiden välillä.



Kuva 25. Laitteiden 1—26 ilmakuvista mitattujen luminanssien keskiarvot AVG L\_ilmä. Punainen katkoviiva kuvaa kuvaajassa esitettyjen luminanssien välistä keskiarvoa.

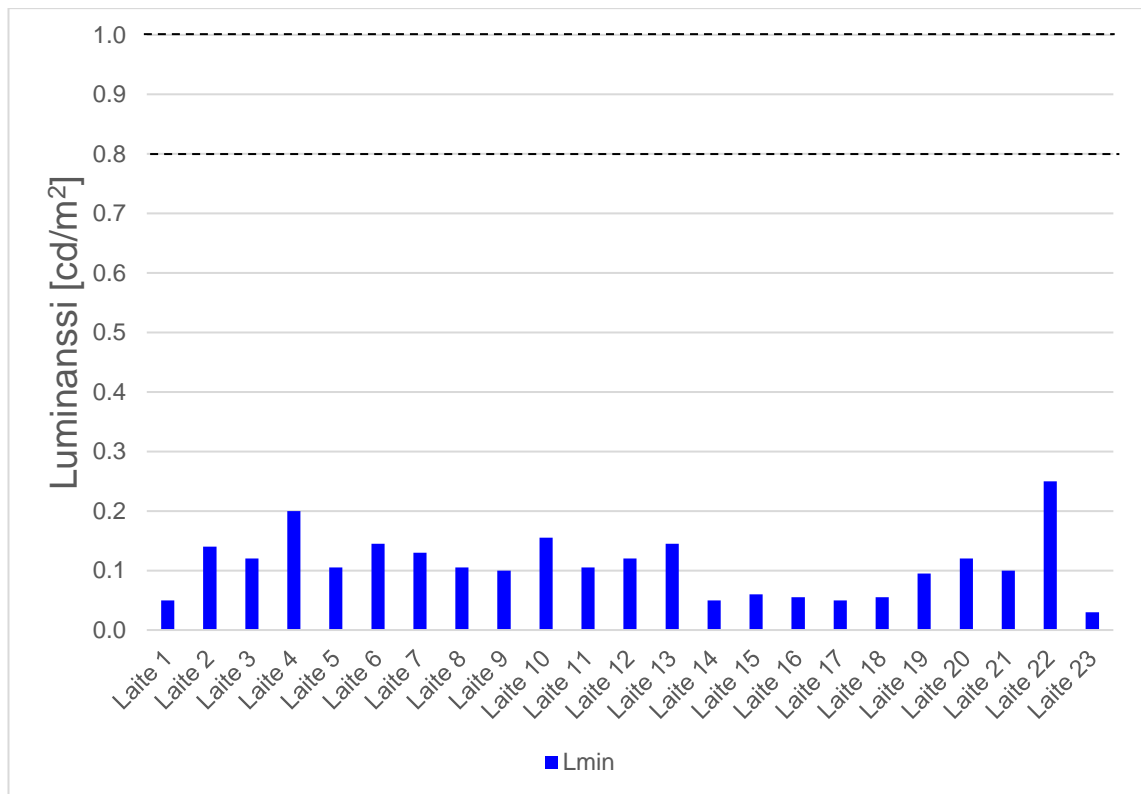
#### 4.3 Maksimi- ja minimiluminanssi

Laitteilta 1-23 mitatut maksimiluminanssit  $L_{max}$  sekä laitteilta 1—22 Gray bar -kuvasta mitatut mittapisteen 16 luminanssit  $L_{16}$  esitettyinä kuvassa 26.  $L_{max}$  mitattu laitteilta 1—22 yksivärisestä, valkoisesta testikuvasta, ja laitteelta 23 TG18-LN-18-testikuvasta. Kuvassa olevat katkoviivat kuvaavat uusia sekä vanhoja hyväksyntärajoja. AAPM:n TG18-raportissa on määritelty, että  $L_{max}$  tulisi olla primaarisille monitoreille vähintään  $170 \text{ cd/m}^2$  ja sekundaarisille monitoreille vähintään  $100 \text{ cd/m}^2$ . Uudistettujen hyväksyntärajojen mukaan  $L_{max}$  tulisi olla primaarisille monitoreille vähintään  $250 \text{ cd/m}^2$  ja sekundaarisille monitoreille vähintään  $350 \text{ cd/m}^2$ . Kuvasta 26 nähdään, että ainoastaan kymmenen laitetta täyttävät sekundaarisille monitoreille asetetut vanhat vaatimukset, loppujen jäädessä tämän rajan alapuolelle.



Kuva 26. Laitteilta 1—23 mitatut maksimiluminanssit  $L_{max}$  sekä laitteiden 1—22 Gray bar -testikuvista mitatut mittapisteen L16 luminanssit. Kuvajaan katkoviivat kuvaavat maksimiluminanssin hyväksyntärajoja primaarisille ja sekundaarisille monitoreille: 100  $cd/m^2$  ja 170  $cd/m^2$  vanhoihin suosituksiin perustuen, 250  $cd/m^2$  ja 350  $cd/m^2$  uusiin suosituksiin perustuen.

Laitteilta 1—23 mitatut minimiluminanssit  $L_{min}$  esitettynä kuvassa 27.  $L_{min}$  mitattiin laitteilta 1—22 Gray bar -kuvan pisteestä  $L_1$  ja laitteilta TG18-LN-01-testikuvasta. Kuvassa olevat katkoviivat kuvaavat uudistetun standardin mukaisia minimiluminanssin hyväksyntärajoja, joiden tulisi olla primaarisille monitoreille vähintään 1,0  $cd/m^2$  ja sekundaarisille monitoreille 0,8  $cd/m^2$ . Kuvasta nähdään, että minimiluminanssi ei ole riittävä yhdelläkään laitteella.



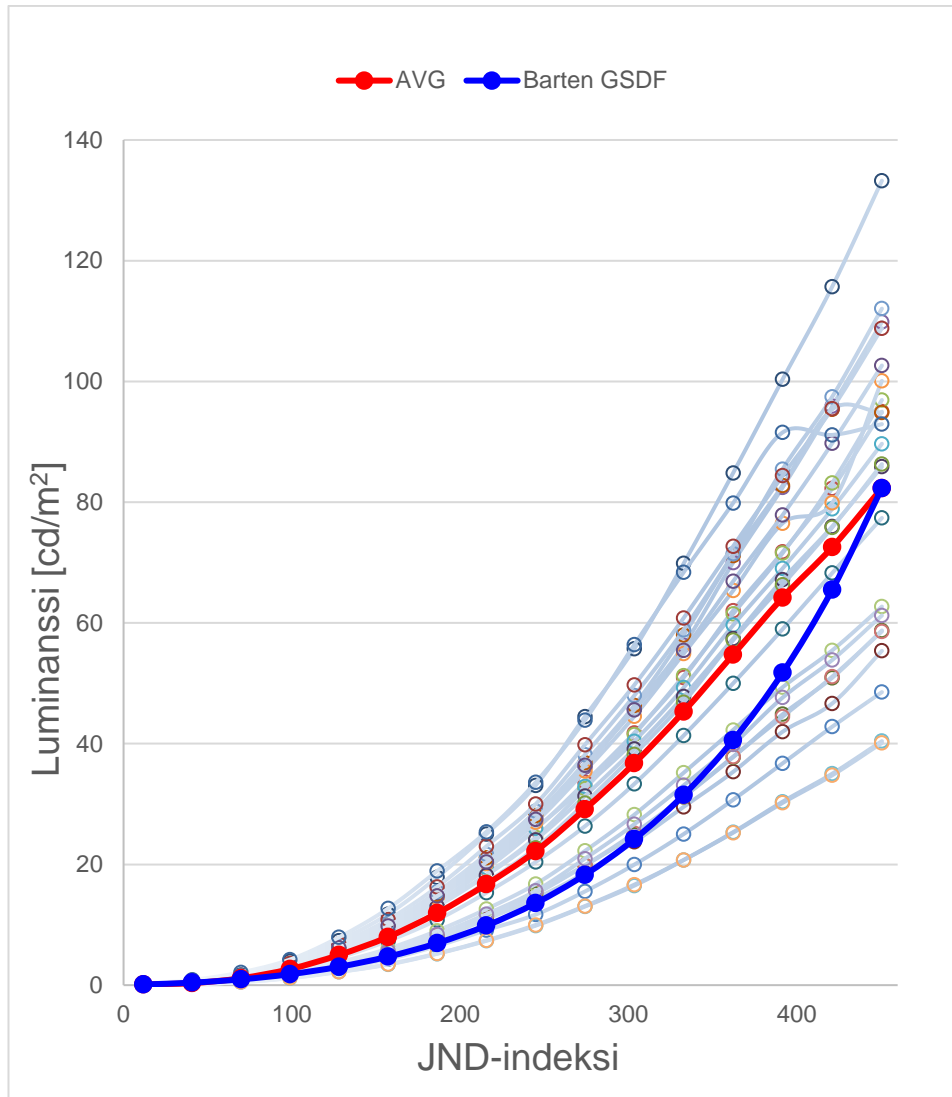
Kuva 27. Laitteilta 1—23 mitatut minimiluminanssit  $L_{min}$ . Kuvaajassa olevat katkoviivat kuvaavat uusien ohjeistuksien mukaisia hyväksyntärajoja: primaarisille monitoreille  $0,8 \text{ cd/m}^2$  ja sekundaarisille monitoreille  $1,0 \text{ cd/m}^2$ .

#### 4.4 Luminanssivaste

Kuvassa 28 on esitettyinä käyräparvi tavallisessa koordinaatistossa, jonka käyrät kuvaavat luminanssivasteen käyttäytymistä laitteilla 1—22. Luminanssit  $L_1 - L_{16}$  mitattiin laitteiden Gray bar -kuvista, ja ne ovat esitettyinä JND-indeksin funktiona. Laitekohtaisten käyrien lisäksi kuvassa on luminanssimittapisteiden keskiarvoista muodostettu punainen keskiarvokäyrä AVG (average), sekä keskiarvoisten minimi- ja maksimiluminanssien välille muodostettu Bartenin mallin mukainen sininen GSDF-käyrä. GSDF-käyrän minimi- ja maksimiarvojen välille sijoittuvat arvot on saatu ottamalla keskiarvot laitekohtaisten GSDF-luminanssivastekäyrien arvoista.

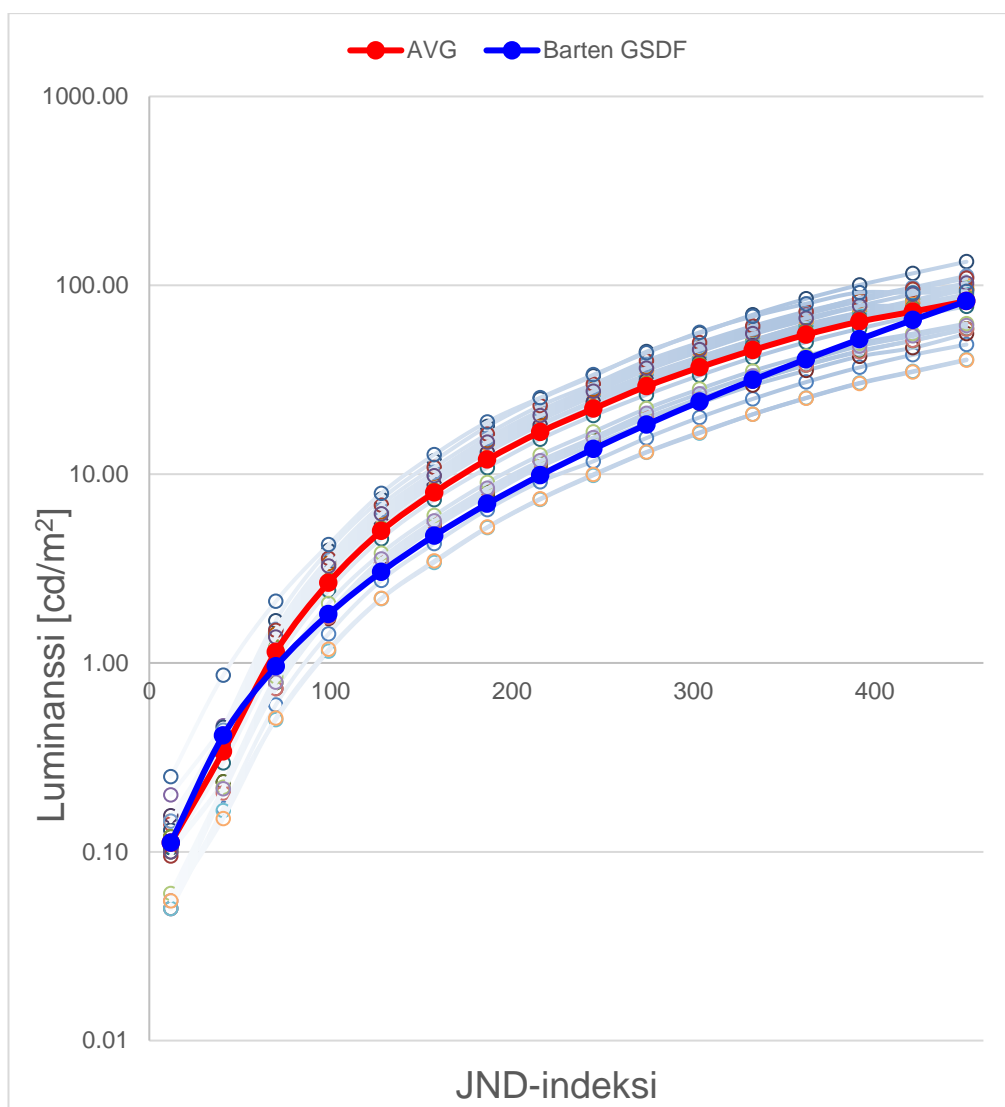
Kuvasta 28 nähdään, että luminanssiarvojen vaihtelu laitteiden kesken kasvaa luminanssin kasvaessa, mikä on toisaalta odotettavissa luminanssivastekäyrän eksponentiaalisen muodon takia. Vertailtaessa AVG- ja Barten GSDF-käyriä keskenään huomataan, että mitatut luminanssit kasvavat keskimääräisesti lineaarisemmin kuin

niiden teoreettiset arvot. Kuusi laitetta jää luminanssitasoiltaan melko alhaiseksi, ja kahdella laitteella on huomattavissa luminanssin kasvun loppumista ennen viimeistä mittapistettä. Kuvassa 29 nähdään sama käyräparvi logaritmisella asteikolla esitettynä, josta nähdään luminanssien suhteellinen vaihtelu eri laitteiden välillä absoluuttisen vaihtelun sijaan.



Kuva 28. Laitteiden 1—22 luminanssivastekäyrät, niiden keskiarvokäyrä sekä keskiarvoihin perustuva Barten GSDF-käyrä. Käyrät esitettynä tavallisessa koordinaatistossa absoluuttisen vaihtelun havainnollistamiseksi.





Kuva 29. Laitteiden 1—22 luminanssivastekäyrät, niiden keskiarvokäyrä sekä keskiarvoihin perustuva Barten GSDF-käyrä. Käyrät esitettynä logaritmisessa koordinaatistossa suhteellisen vaihtelun havainnollistamiseksi.

#### 4.5 Kontrastivaste

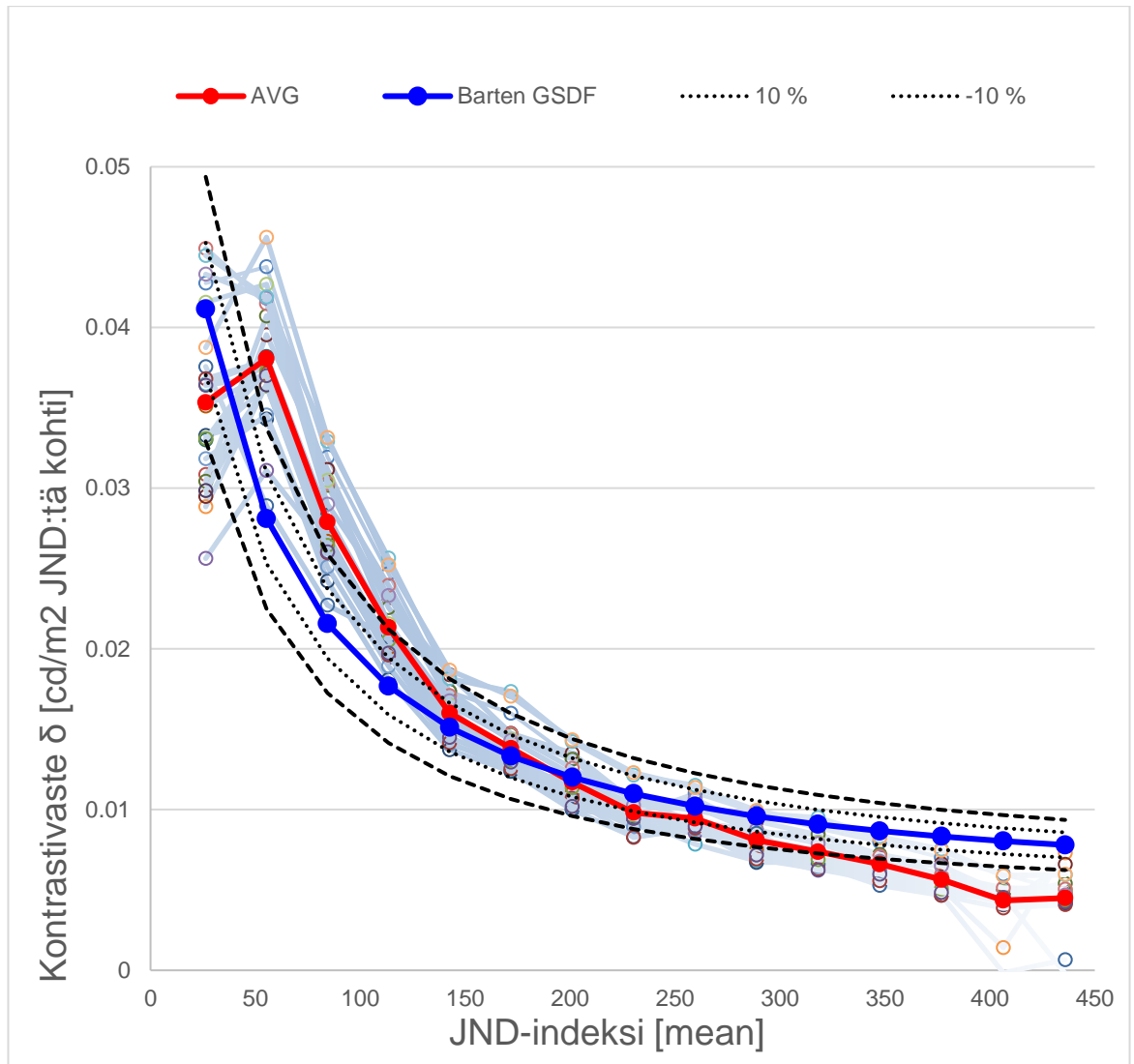
Kuvassa 30 on esitettyä käyräparvi tavallisessa koordinaatistossa, jonka käyrät kuvaavat kontrastivasteen käyttäytymistä laitteilla 1—22. Kontrastiarvot on laskettu peräkkäisten mitattujen luminanssiarvojen ja niiden JND-indeksien avulla kaavan 6 mukaisesti. Kuvassa oleva punainen keskiarvokäyrä AVG on muodostettu kontrastipisteiden ( $\delta_1 - \delta_{15}$ ) keskiarvoista. Sininen Barten GSDF-käyrä on muodostettu ottamalla keskiarvot laitekohtaisten GSDF-kontrastivastekäyrien arvoista

kaavan 7 avulla, minkä lisäksi sen molemmilla puolilla on verhokäyrät, joiden arvot ovat +/-10 % ja +/-20 % Barten GSDF-käyrän arvoista.

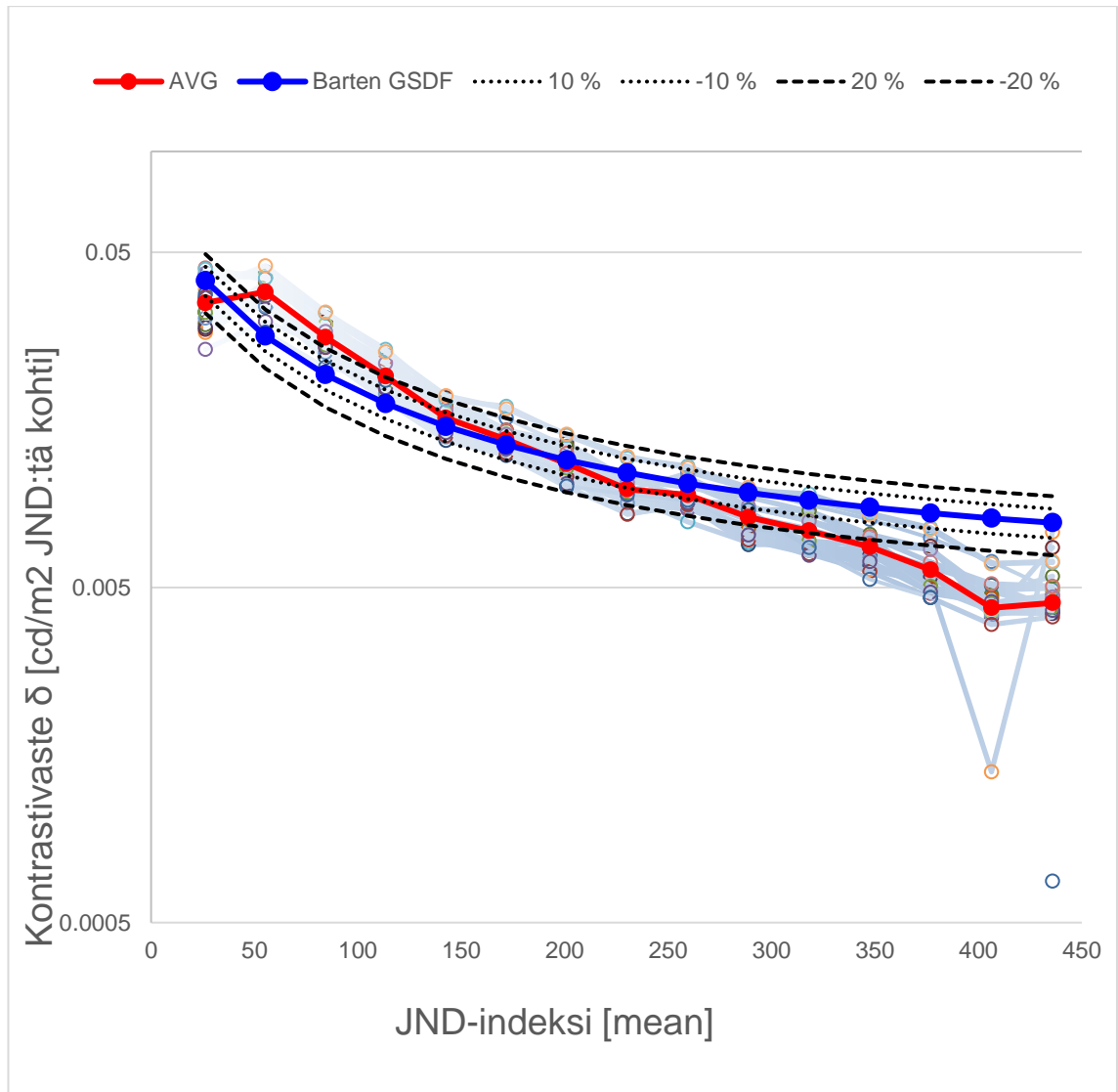
Kuvasta 30 nähdään, että kontrastiarvot vaihtelevat suuresti verhokäyrien molemmin puolin. Keskiarvokäyrästä voidaan tulkita, että laitteiden kontrastiarvot  $\delta_1$  ja  $\delta_4 - \delta_{11}$  pysyvät keskimääräisesti suositusrajojen sisäpuolella. Keskiarvokäyrä alkaa rajojen sisältä, mutta kontrastien  $\delta_1$  hajonta ulottuu -20 %-rajan alapuolelle yhteensä 7 laitteen osalta. Tämän jälkeen kontrastipisteessä  $\delta_2$  käyrät ylittävät rajat hetkellisesti positiiviselta puolelta, ja kääntyvät sitten laskuun.

Lasku on jyrkempää kuin Barten GSDF:ään perustuva suositeltu kontrastien käyttäytyminen, mikä aiheuttaa sen, että kontrastiarvot osuvat keskivaiheessa suositusrajojen sisällä, mutta loppuvaiheessa ylittävät taas suositusrajat negatiiviselta puolelta. Kuvan oikeassa alareunassa havaittavat neljän laitteen suuremmat kontrastipoikkeamat johtuvat siitä, että kirkkaammassa päässä mitatut luminanssiarvot ovat olleet liian lähellä toisiaan. Näistä kontrasteista kaksi on arvoltaan negatiivisia.

Kuvassa 31 on esitettyinä käyräparvi logaritmisessa koordinaatistossa kontrastin suhteellisen vaihtelun havainnollistamiseksi absoluuttisen vaihtelun sijaan. Kuvassa 30 havaitut kaksi negatiivista kontrastiarvoa eivät ole nähtävissä kuvan 31 logaritmisessa koordinaatistossa.

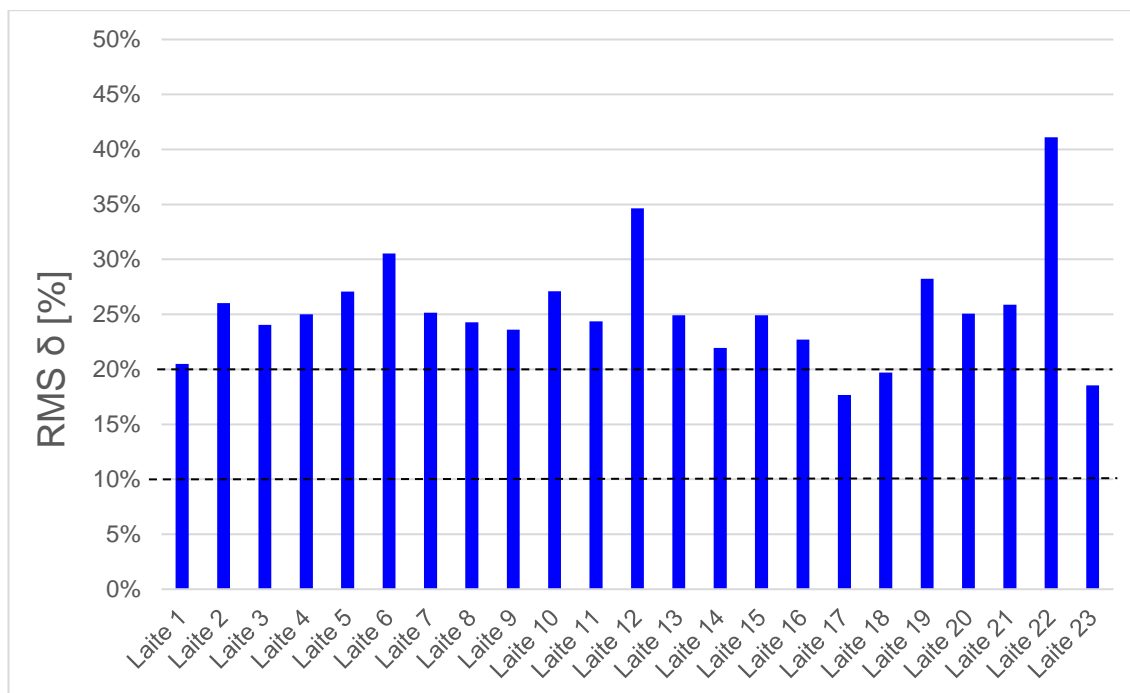


Kuva 30. Kontrastivasteen käyräparvi tavallisessa koordinaatistossa. Laitteiden 1—22 kontrastivastekäyrät, niiden keskiarvokäyrä sekä keskiarvoihin perustuva Barten GSDF-käyrä. Verhokäyrien 20 %, 10 %, -10 % ja -20 % (ylhäältä alas samassa järjestyksessä) arvot poikkeavat Barten GSDF-käyrästä samojen prosenttien verran. +/-10 % rajat kuvaavat suositusten mukaista enintään 10 % vaihtelua Barten GSDF arvoista primaarisille monitoreille, ja +/-20 % rajat kuvaavat vastaavasti suositusten mukaista enintään 20% vaihtelua sekundaarisille monitoreille.



Kuva 31. Kontrastivasteen käyräparvi logaritmisessa koordinaatistossa. Laitteiden 1—22 kontrastivastekäyrät, niiden keskiarvokäyrä sekä keskiarvoihin perustuva Barten GSDF-käyrä. Verhokäyrien 20 %, 10 %, -10 % ja -20 % (ylhäältä alas samassa järjestyksessä) arvot poikkeavat Barten GSDF-käyrästä samojen prosenttien verran. +/-10 % rajat kuvaavat suositusten mukaista enintään 10 % vaihtelua Barten GSDF arvoista primarisille monitoreille, ja +/-20 % rajat kuvaavat vastaavasti suositusten mukaista enintään 20 % vaihtelua sekundaarisille monitoreille.

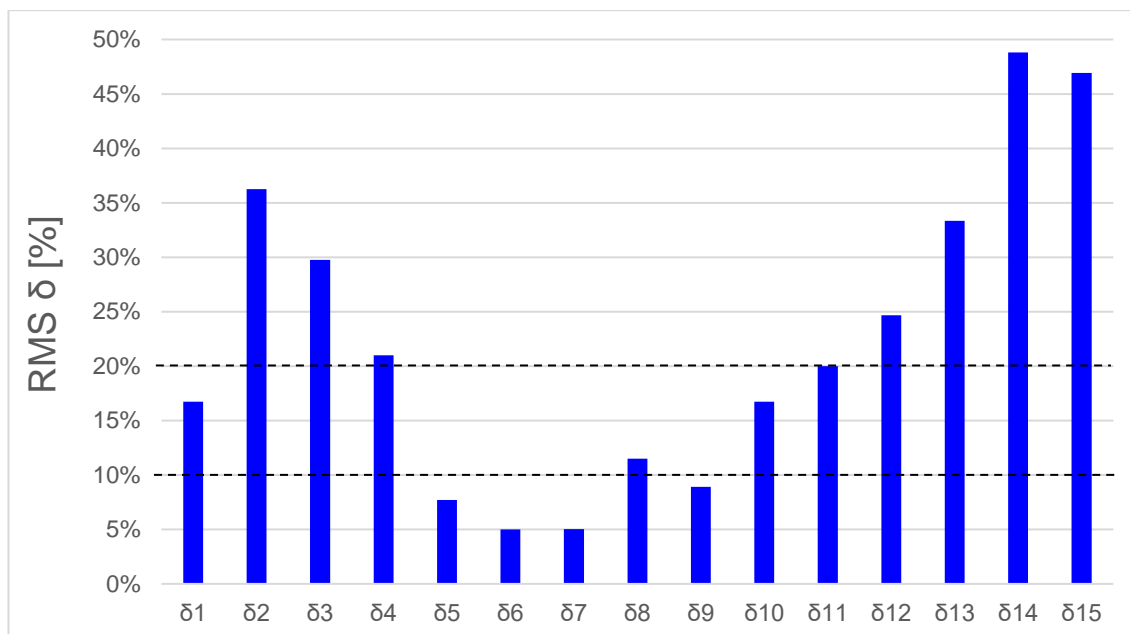
Kuvassa 32 on esitettyä kontrastivasteiden RMS-poikkeamat laitteilta 1—23. Kuvassa olevat katkoviivat kuvaavat hyväksyntärajoja, jotka ovat 10 % primarisille monitoreille ja 20 % sekundaarisille monitoreille. Kuvasta 32 nähdään, että kolme laitetta täyttävät sekundaarisille monitoreille asetetut suositukset.



Kuva 32. Kontrastivasteen RMS-poikkeama laitteilta 1—23. Katkoviivat kuvaavat hyväksyntärajoja, jotka ovat 10 % primaarisille monitoreille ja 20 % sekundaarisille monitoreille.

Kuvassa 33 on esitettyä RMS-poikkeamat eri kontrastipisteille, tarkoituksena havainnollistaa kontrastivasteen virhettä samoilta kontrastitasoilta laitteiden 1—23 kesken. Kuvassa olevat katkoviivat kuvaavat hyväksyntärajoja, jotka ovat 10 % primaarisille monitoreille ja 20 % sekundaarisille monitoreille. Kontrastipistekohtainen RMS-poikkeaman laskemiseksi summataan kunkin pisteen prosentuaalisten poikkeamien neliöt, jaetaan summa laitteiden lukumäärällä ja otetaan saadusta osamäärästä neliöjuuri.

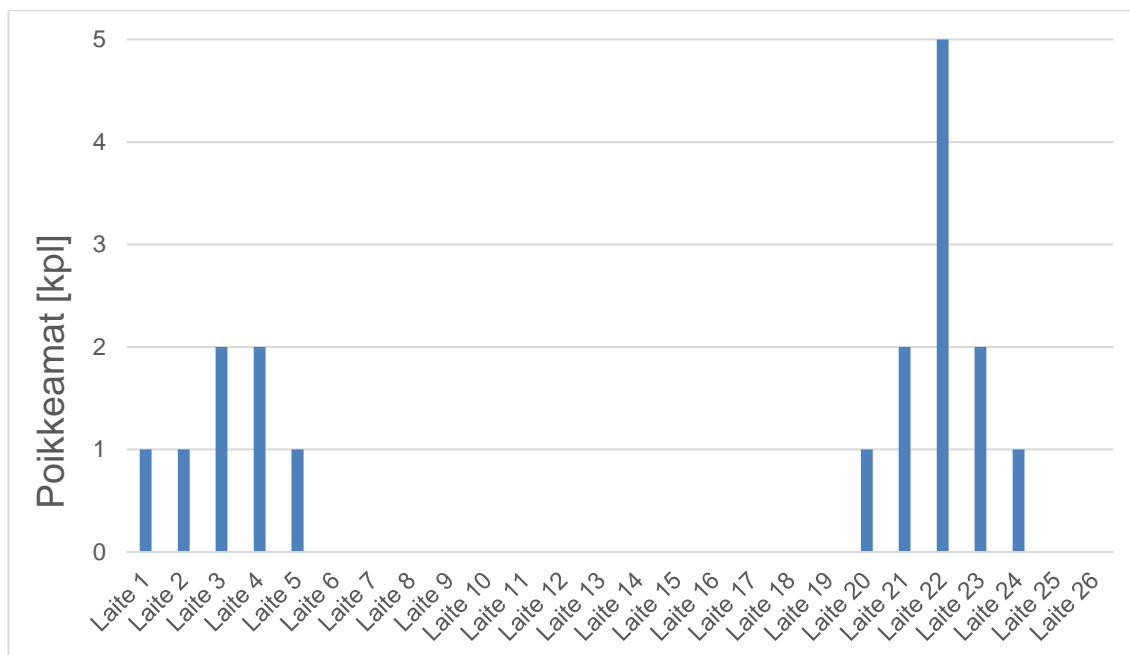
Kuvasta 33 nähdään, että kontrastivaste täyttää primaarisille monitoreille asetetut suositukset neljältä pisteeltä. Yhteensä kuusi pistettä täyttää sekundaarisille monitoreille asetetut suositukset. Kirkkaammassa päässä kontrastivasteen virheessä huomattavissa kasvua.



Kuva 33. Kontrastivasteen RMS-poikkeaman vaihtelu esitetty kontrastipistekohtaisesti eri laitteiden välillä. Katkoviivat kuvaavat hyväksyntärajoja, jotka ovat 10 % primaarisille monitoreille ja 20 % sekundaarisille monitoreille.

#### 4.6 Visuaaliset poikkeamat

Kuvassa 34 on esitettynä havaitut visuaaliset poikkeamat laitteilta 1—26. Poikkeamat on ilmoitettu kappalemäärinä, ja ne ovat olleet joko SMPTE-testikuvasta (laitteet 1—22) ja TG18-QC-testikuvasta (laitteet 22-23) havaittuja poikkeamia, tai joitakin muita näytöltä havaittuja artefaktoja, kuten haamukuvia ja näytön poikki pystysuunnassa kulkevia viivoja. Kuvasta 34 nähdään, että yhteensä kymmenellä laitteella on havaittu visuaalisia poikkeamia yksi kappale tai enemmän. Poikkeamat on kommentoitu tarkemmin taulukossa 2.



Kuva 34. Laitteilla 1—26 havaitut visuaaliset poikkeamat.

Taulukko 2. Laitteilla havaitut visuaaliset poikkeamat, niiden kappalemäärät ja selitteet.

Laitte nro.	kpl	Poikkeama
Laitte 1	1	5%-ruutu
Laitte 2	1	Ilmakuvan pikselöityminen
Laitte 3	2	Haamukuva ja pystysuora viiva
Laitte 4	2	5%- ja 95%-ruudut
Laitte 5	1	Haamukuva
Laitte 20	1	Haamukuva
Laitte 21	2	Lo-con. Viivaparit ja pystysuora viiva
Laitte 22	5	5%- ja 95%-neliöt, lo-con. viivaparit, 0-100-neliöt, SMPTE rakeinen
Laitte 23	2	Musta QC-teksti ja lo-con. Viivaparit
Laitte 24	1	Musta QC-teksti

#### 4.7 Yhteenveto tuloksista

Tässä luvussa aiemmin esitetyistä tuloksista voidaan tehdä jonkinlaisia johtopäätöksiä tutkittujen ultraäänimonitorien yleiskunnosta. Yleisesti ottaen laitteet eivät täytä edes sekundaarisille monitoreille asetettuja hyväksyntäkriteerejä. Toisaalta tulee ottaa huomioon se, että suoritettut testit eivät myöskään suoraan noudata suositusten

mukaisia laadunvalvonnallisia menetelmiä. Testien perustuessa laitteilla valmiiksi oleviin testikuviin, joita ei kaikkia ole TG-raporteissa määritelty, mittaustulosten mahdollinen epätarkkuus oli odotettavissa.

Monitoreilta toivotun GSDF-käyttäytymisen kannalta olennaisimmat parametrit ovat minimiluminanssi  $L_{\min}$ , maksimiluminanssi  $L_{\max}$ , sekä kontrastivaste. Laitteilta 1—23 mitatuista  $L_{\min}$ -arvoista yksikään ei täyttänyt sekundaarisille eikä primaarisille monitoreille asetettuja kriteerejä. Samoilta laitteilta mitatuista  $L_{\max}$ -arvoista 10 täytti sekundaariselle monitoreille asetetut kriteerit. Gray bar -testikuvasta suoritettujen mittauksien luotettavuutta madalsi kuvioiden pieni koko näytöllä, jolloin vierekkäin olevat eri kirkkaustasot mahdollisesti häiritsivät mittauksia.

Laitteiden 1—22 kontrastivasteen käyttäytymisestä voidaan havaita suurta vaihtelua molempien rajojen molemmin puolin, mutta trendi on samankaltainen kaikilla laitteilla. Laitekohtaisen kontrastivasteen RMS-poikkeamaa laitteilta 1—23 tarkasteltaessa nähdään, että kolme laitetta täyttää sekundaarisille monitoreille asetetut kriteerit. Kontrastipisteiden RMS-vaihtelusta nähdään, että kontrastivaste täyttää 6 pisteeltä sekundaarisille monitoreille asetetut kriteerit, joista 4 täyttää primaarisille monitoreille asetetut kriteerit. Kontrastin käyttäytymisestä voidaan päätellä, että luminanssi kasvaa eri kirkkaustasojen välillä halutulla tavalla kirkkauden keskivaiheilla. GSDF:stä poikkeaminen tapahtuu aluksi tummalla alueella, mutta enenevässä määrin uudestaan kirkkaalla alueella.

Visuaalisia poikkeamia havaittiin yhteensä kymmenellä laitteella. Viidellä laitteella poikkeamia havaittiin yksi kappale, neljällä laitteella kaksi kappaletta ja yhdellä laitteella viisi kappaletta. Kaikissa visuaalisissa poikkeamissa hyväksyntärajana voidaan pitää yhtä kappaletta, jolloin jonkinlaisiin toimenpiteisiin tulisi ryhtyä.

Luminanssin tasaisuus värillisillä testikuvilla todettiin kohtalaisen hyväksi. Kyseinen mittaus ei toisaalta välttämättä kerro tarpeeksi monitorin kliinisestä suorituskyvystä.

Ilmakuvista mitattu luminanssin tasaisuus vaihteli suuresti, samoin ilmakuvien kirkkaus eri laitteiden välillä. Luminanssin tasaisuuden mittaus epätasaisesta kuvasta mitä luultavammin vaikutti mittauksien epätarkkuuteen. Ilmakuvan ollessa videokuvaa myös luminanssin suuruus vaihtelee, ja kuvan pysäyttäessä kirkkaus määräytyy satunnaisesti.



## 5 Yhteenveto ja pohdintaa

Insinööriyössä tutkittiin potentiaalisia laadunvalvontamenetelmiä ultraäänilaitteiden konsolinäytöille HUS-Kuvantamisen alueella. Uudistuvien suosituksien ja nousevien kliinisten vaatimuksien takia otettiin selvää sairaanhoitopiirin ultraäänimonitorien yleisestä suorituskyvystä. Tämä toteutettiin suorittamalla sovellettuja laadunvalvontatestejä laitteille, jonka jälkeen mittaustuloksia tarkasteltiin. Testejä suoritettiin yhteensä 26 laitteelle, joista 23 oli peräisin samalta laitevalmistajalta.

Kansainvälisellä tasolla radiologisessa käytössä olevien kuvankatselumonitorien laadunvalvontaan liittyvissä ohjeistuksissa ja suosituksissa noudatetaan laajalti AAPM:n laatimia raportteja. Suomessa laadunvalvonnasta ohjeistaa STUK. Suosituksista ja ohjeistuksista puhuttaessa tulee kuitenkin ottaa huomioon, että ne ovat vielä tällä hetkellä laadittu hyvin pitkälti röntgenkuvantamisen näkökulmasta. AAPM:n vanhemmassa TG18-raportissa ultraääni on mainittuna ainoastaan johdannossa yhtenä kuvantamismodaliteettina muiden joukossa, ja uudemmassa TG270-raportissa ultraäänimonitorit ovat mainittuina esimerkkinä modaliteettinäytöistä. Toinen huomionarvoinen seikka on se, että Suomessa noudatettava STUKin ohjeistus koskee ainoastaan terveydenhuollossa käytettäviä röntgenlaitteita sekä niiden kuvamonitoreja. Näin ollen samat ohjeistukset eivät virallisesti koske ultraäänilaitteita.

Koska ultraäänimonitorit ovat osana kuvauslaitetta, ne mielletään helposti sekundaarisiksi monitoreiksi. Toisaalta kuvien tulkitseminen ja niistä tehty diagnostiikka suoraan tutkimuksen yhteydessä tekevät niistä primäärisiä monitoreja ultraäänikuvantamisketjussa. Tämän takia voi olla epäselvää, mitä hyväksyntäkriteerejä ultraäänimonitoreihin tulisi soveltaa. On kuitenkin selvää, että niiden tulisi täyttää vähintään sekundaarisille monitoreille asetetut suositukset.

Laadunvalvontatestejä suunniteltaessa päätettiin hyödyntää ultraäänilaitteiden omaa testikuvatarjontaa, vaikka nämä eivät välttämättä olisivatkaan alunperin radiologisille näytöille tarkoitettuja. Testien suunnittelussa kohdattuina haasteina voidaan pitää testien soveltamista testikuville, jotka eivät kaikki välttämättä olleet suosituksien eikä ohjeistuksien mukaisia. Ainoastaan kahdella laitteella tavattiin joitakin TG18-raportin mukaisia testikuvia. Keskenään samankaltaiset testikuvat omaava ultraäänilaitteiden osajoukko koostui 22 laitteesta, ja näille päätettiin suorittaa ohjeistuksia mukailevia laadunvalvontatestejä mahdollisimman laajasti. Kahdella laitteella ei ollut testikuvia

lainkaan. Tästä huolimatta pohdittiin vaihtoehtoisia testejä, joita olisi kaikille laitteille mahdollista suorittaa.

Itse laadunvalvontatestit koostuivat sekä sähköisistä mittauksista että visuaalisesta näyttöjen suorituskyvyn arvioinnista. Sähköiset mittaukset suoritettiin luminanssimittarilla näytön pinnasta eri testikuvanäkymillä. Visuaaliseen tarkastukseen käytettiin puolestaan sille tarkoitettuja testikuvia, mutta myös muut silmin nähtävät poikkeamat kirjattiin. Monitoritestikierroksia varten laadittiin erillinen mittauspöytäkirja, johon monitoritestit jaettiin eri osioihin tulosten kirjaamiselle. Excel-taulukon ehdollista muotoilua ja kuvaajia hyödyntämällä pystytään heti tulosten kirjaamisen yhteydessä huomaamaan, että kuinka optimaalista testattavan monitorin suorituskkyky on. Tutkittuja näyttöjen suorituskyvyn parametreja verrattiin sekä uusiin että vanhoihin suosituksiin perustuviin hyväksyntäkriteereihin. Lopuksi kerätyt mittaustulokset analysoitiin ja niitä vertailtiin keskenään sekä tarkasteltiin, menivätkö tulokset hyväksyntärajojen sisälle.

Tuloksista nähtiin, että tutkittujen monitorien luminanssi- ja kontrastivasteet eivät pääsääntöisesti mukaile GSDF:ää kovinkaan optimaalisesti. Myös alhainen luminanssitaso oli vallitseva ominaisuus kaikilla monitoreilla. Ultraäänimonitoreiden laatuvaatimuksia koskevan standardoinnin ja ohjeistuksen puutteen takia tämä oli toisaalta odotettavissa, eikä myöskään ole täysin selvää, että tulisiko ultraäänilaitteiden monitoreiden näyttövasteiden edes noudattaa aiemmissa ohjeistuksissa esitettyjä malleja. Työssä ei otettu huomioon tutkittavien laitteiden käyttöönottovuotta, mutta ainakin luminanssitason voidaan olettaa laskevan laitteen ikääntyessä. Luminanssi- ja kontrastivasteen käyttäytymisestä ajan kuluessa ei ole varmaa tietoa, mutta monitorit eivät ole välttämättä usinakaan olleet GSDF:tä noudattavia. Esimerkiksi laitteiden kontrastivasteen RMS-poikkeaman kuvaajasta (kuva 32) nähtiin, että kolme laitetta täyttivät sekundaarisille monitoreille asetetut kriteerit. Jos mahdollisen mittausrvirheen kompensoimiseksi käytetään hyväksyntärajana esimerkiksi 25 %, tällöin 14 laitetta täyttää sekundaarisille monitoreille asetetut kriteerit.

Välittömien korjaavien toimenpiteiden määrittäminen hyväksyntäkriteereistä poikkeaville ultraäänimonitoreille on kuitenkin melko rajallista. Luminanssitason heikentyessä näytön taustavalon tai itse näytön voi toki vaihtaa uuteen, mutta DICOM-kalibrointiohjelmiston puuttuessa harmaasävyjä ei saada ainakaan kovin tarkasti vastaamaan GSDF:n mukaisia arvoja. Laadunvalvontaohjelmaa voidaan tarvittaessa päivittää, ja sisällyttää siihen joitakin testikuviin perustuvia testejä. Ainakin GE:n Logiq

E9-laitteilla voidaan hyödyntää valmiiksi asennettuja testikuvia ja soveltaa tässä työssä esiteltyjä menetelmiä, tai ladata laitteille erikseen AAPM:n testikuvia laadunvalvontatestien suorittamista varten. Muille laitteille joudutaan tapauskohtaisesti selvittämään testikuvien tilanne. STUK:in määräyksen mukaan sekundaarisille monitoreille tulisi suorittaa testikuvaan perustuva visuaalinen arviointi 6 kk välein, mitä voitaisiin pitää vähimmäisvaatimuksena ultraäänimonitoreille suoritettavista laadunvalvontatesteistä. Lisäksi kerran vuodessa suoritettavilla luminanssimittauksilla pystyttäisiin seuraamaan monitorien suorituskykyä varmemmin. Kuvantamisyksiköiden tehdessä uusia ultraäänilaitteiden hankintoja olisi hyvä varmistaa laitetoimittajalta ainakin vaihtoehdot näyttöpaneelityypille, kalibroituus, minimi- ja maksimiluminanssien suuruus sekä testikuvatarjonta.

Toistaiseksi ultraäänilaitteiden monitorien laadunvalvonnallisten kysymyksiä joudutaan ratkomaan melko sovelletuin menetelmin ja laadunvalvonnasta vastaavien tahojen oman harkinnan mukaisesti. Laite- ja näyttöpaneelitekniikoiden jatkuvasti kehittyessä aihe on kuitenkin ajankohtainen, ja täsmennettyjä ohjeistuksia todennäköisesti julkaistaan lähitulevaisuudessa. Selkeintä olisi, jos ultraäänilaitteiden monitorit eristettäisiin omaksi kategoriakseen radiologisten kuvamonitorien luokittelussa ja ohjeistuksissa esitetyt testit, testikuvat, näyttövasteet sekä hyväksyntäraajat määriteltäisiin vastaamaan yksinomaan ultraäänikuvantamisen tarpeita.

## Lähteet

- 1 Säteily terveydenhuollossa: Ultraäänitutkimukset. 2015. STUK. Verkkoaineisto. <<http://www.stuk.fi/aiheet/sateily-terveydenhuollossa/ultraaanitutkimus>>. Luettu 21.2.2018.
- 2 Zagoudis, Jeff. 2016. Advances in Ultrasound. Verkkoartikkeli. <<https://www.itnonline.com/article/advances-ultrasound>>. Luettu 21.2.2018.
- 3 STUK tiedottaa 2/2008: Terveydenhuollon röntgenlaitteiden laadunvalvontaopas. 2008. STUK. Verkkoaineisto. <<http://www.stuk.fi/documents/12547/718600/STUK-tiedottaa-2-2008.pdf/eff89f1a-38cb-4c98-811b-65191f601c0b>>. Luettu 21.2.2018.
- 4 Sairaanhoidoalueet: HUS Kuvantaminen. 2018. Verkkoaineisto. <<http://www.hus.fi/hus-tietoa/sairaanhoidoalueet/hyks/hus-kuvantaminen/Sivut/default.aspx>>. Luettu 21.2.2018.
- 5 Peltonen, Juha. 2017. Sairaalfyysikko, HUS Kuvantaminen, Helsinki. Suullinen tiedonanto 6.9.2017.
- 6 Jurvelin, Jukka S. 2005. Ultraäänikuvaus. Teoksessa Radiologia, s. 51 – 56. Helsinki: WSOY.
- 7 Götz, Rudolf & Schön, Frank. 2011. Ultrasound Diagnostics. Teoksessa Handbook of Medical Technology, s. 343 – 360. Berliini: Springer.
- 8 Bushberg, Jerrold T. & Seibert, Anthony J. & Leindholdt, Edwin M. & Boone, John M. 2011. Ultrasound. Teoksessa The Essential Physics of Medical Imaging, 3e, s. 513 – 572. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.
- 9 Wolbarst, Anthony B. & Capasso, Patrizio & Wyant, Andrew R. 2013. Diagnostic Ultrasound. Teoksessa Medical Imaging: Essentials for Physicians, s. 274 – 290. New Jersey: John Wiley & Sons, Inc.
- 10 Ultrasound System Design Resources and Block Diagram. Texas Instruments. 2009. Verkkodokumentti. <<https://www.element14.com/community/docs/DOC-3573/1/block-diagrams-texas-instruments-ultrasound-system-design-resources-and-block-diagram>>.
- 11 Samei, Ehsan et al. 2005. Assessment of Display Performance for Medical Imaging Systems. Raportti. American Association of Physicists in Medicine Task Group 18 Imaging Informatics Subcommittee.

- 12 Norweck JT, Seibert JA, Andriole KP, Clunie DA, Curran BH, Flynn MJ, Krupinski E, Lieto RP, Peck DJ, Mian TA, Wyatt M. 2013. ACR–AAPM–SIIM technical standard for electronic practice of medical imaging. Tekninen standardi. Journal of digital imaging. <<https://www.acr.org/-/media/ACR/Files/Practice-Parameters/elec-practice-medimag.pdf>>.
- 13 Chen, Robert H. 2011. Liquid Crystals. Teoksessa Liquid Crystal Displays: Fundamental Physics and Technology, s. 75 – 82. New Jersey: John Wiley & Sons, Inc.
- 14 LCD Basics. 2020. Verkkoaineisto. Japan Displays Inc. <<https://www.j-display.com/english/technology/lcdbasic.html>>.
- 15 DICOM Calibration for Medical Displays. 2005. Verkkoaineisto. Planar. <[https://medicaldisplaysforless.com/Dome/WP/DICOM\\_Calibration\\_for\\_Medical\\_Displays.pdf](https://medicaldisplaysforless.com/Dome/WP/DICOM_Calibration_for_Medical_Displays.pdf)>.
- 16 Wu ST, Yang DK. 2014. Transmissive Liquid Crystal Displays. Teoksessa Fundamentals of Liquid Crystal Devices, s. 236 – 277. New Jersey: John Wiley & Sons, Inc.
- 17 Twisted nematic field effect. 2020. Verkkoaineisto. Wikipedia. <[https://en.wikipedia.org/wiki/Twisted\\_nematic\\_field\\_effect](https://en.wikipedia.org/wiki/Twisted_nematic_field_effect)>.
- 18 HyungKi Hong, HyunHo Shin, InJae Chung. 2008. In-Plane Switching Technology for Liquid Crystal Display Television. Verkkoartikkeli. <[https://www.researchgate.net/publication/3453822\\_In-Plane\\_Switching\\_Technology\\_for\\_Liquid\\_Crystal\\_Display\\_Television](https://www.researchgate.net/publication/3453822_In-Plane_Switching_Technology_for_Liquid_Crystal_Display_Television)>.
- 19 Koden, Mitsuhiro. 2016. OLED Displays and Lighting, s. 38 – 45. Chichester: John Wiley & Sons, Inc.
- 20 Tsujimura, Takatoshi. 2017. OLED Display Fundamentals and Applications, s. 7–24. New Jersey: John Wiley & Sons, Inc.
- 21 Mohankumar, D. 2010. Organic LED. The Exciting Display Device. Verkkoartikkeli. <<https://www.electroschematics.com/organic-led-the-exciting-display-device/>>.
- 22 Badano A, Bevins NB, Flynn MJ, Marsh RM, Silosky MS, Walz-Flannigan AI. 2019. Display Quality Assurance. Raportti. The Report of AAPM Task Group 270.
- 23 DICOM PS3.14 2019e – Grayscale Standard Display function. 2019. Verkkoaineisto. NEMA. <<http://dicom.nema.org/medical/dicom/current/output/html/part14.html#chapter>>.

- 24 American Association of Physicists in Medicine kotisivut.  
<<https://www.aapm.org/>>. Luettu 7.5.2020.
- 25 DICOM. 2018. Verkkartikkeli. Wikipedia.  
<<https://en.wikipedia.org/wiki/DICOM>>. Luettu 1.6.2018.
- 26 Määräys STUK S/5/2019. 2019. Viranomaismääräys.
- 27 Ahosola, Martti. Ahosola, Martti. 2016. Diagnostisten näyttöjen laadunvarmistusprosessin kehittäminen. Insinööri työ. Metropolia Ammattikorkeakoulu.
- 28 Kekki, Jenna & Matula, Annemari. 2014. Laadunvarmistuksen merkitys ultraäänikuvantamiseen. Opinnäytetyö. Metropolia Ammattikorkeakoulu.

## Vanha primaaristen monitorien mittauslomake

HUS-Röntgen			
Monitorien laadunvarmistus			
Mittauslomake		Huom. testikuvat katsotaan 1.100:ssa ja täydellä ikkunoinnilla.	
Mittaja(t)		Mittaja(t)	
Pvm		Pvm	
Sijainti		Sijainti	
Työaseman tunnus		Näytönohjain	
<b>VASEN MONITORI</b>		<b>OIKEA MONITORI</b>	
<b>Monitorin yleistiedot</b>		<b>Monitorin yleistiedot</b>	
merkki ja malli		merkki ja malli	
toimittaja		toimittaja	
HUS inv. numero		HUS inv. numero	
hankintapäivä		hankintapäivä	
takuuaika (kk)		takuuaika (kk)	
tuumakoko		tuumakoko	
LCD/CRT/plasma		LCD/CRT/plasma	
harmaasävy/väri		harmaasävy/väri	
käyttöluokka (1/2)		käyttöluokka (1/2)	
resoluutio		resoluutio	
käyttömäärä BL		käyttömäärä BL	
käyttömäärä DL		käyttömäärä DL	
kontrastisäätö		kontrastisäätö	
kirjakaussäätö		kirjakaussäätö	
virkistystaajuus		virkistystaajuus	
värimäärä		värimäärä	
liitäntä-/käyttötyyppi	Impax 6	liitäntä-/käyttötyyppi	Impax 6
<b>Ympäristön valaistus ja heijastukset (pimeä näyttö ja TG18-AD)</b>		<b>Ympäristön valaistus ja heijastukset (pimeä näyttö ja TG18-AD)</b>	
Näytön pinta	k/e	2-luokkaraja	
puhdas	k	k	
peiliheijastukset	e	e	
Illuminanssi ja L-amb	lux	1-luokkaraja	2-luokkaraja
illuminanssi (lux)		10	50
L-amb (cd/m <sup>2</sup> )		-	-
<b>Monitorin suorituskyvyn yleisarvio (TG18-QC)</b>		<b>Monitorin suorituskyvyn yleisarvio (TG18-QC)</b>	
Matalakontrastikohteet	k/e	2-luokkaraja	
5% ja 95% ruutu	k	k	
QC-tekstit (3 kpl)	k	k	
kulmaneliöt	k	k	
Resoluutiokohteet	ref.luokka	1-luokkaraja	2-luokkaraja
Cx -kuvioiden ref.luokka	0	4	6
viivaparit yhtä kirkaat	k	k	
Gradienttien portaattomuus	k/e	2-luokkaraja	
vasen ja oikea	k	k	
Artefaktat	k/e	2-luokkaraja	
videoartefaktat	e	e	
läiskät/pisteet	e	e	
haamukuvat	e	e	
kaiut	e	e	
epätasaisuus	e	e	
geometriset vääristymät	e	e	

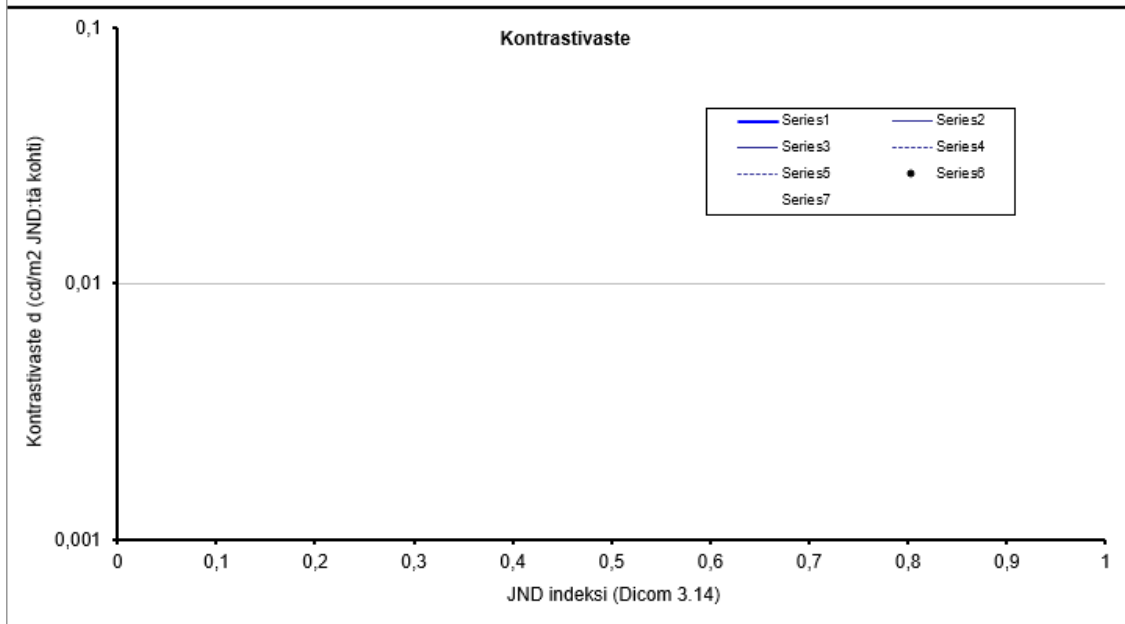
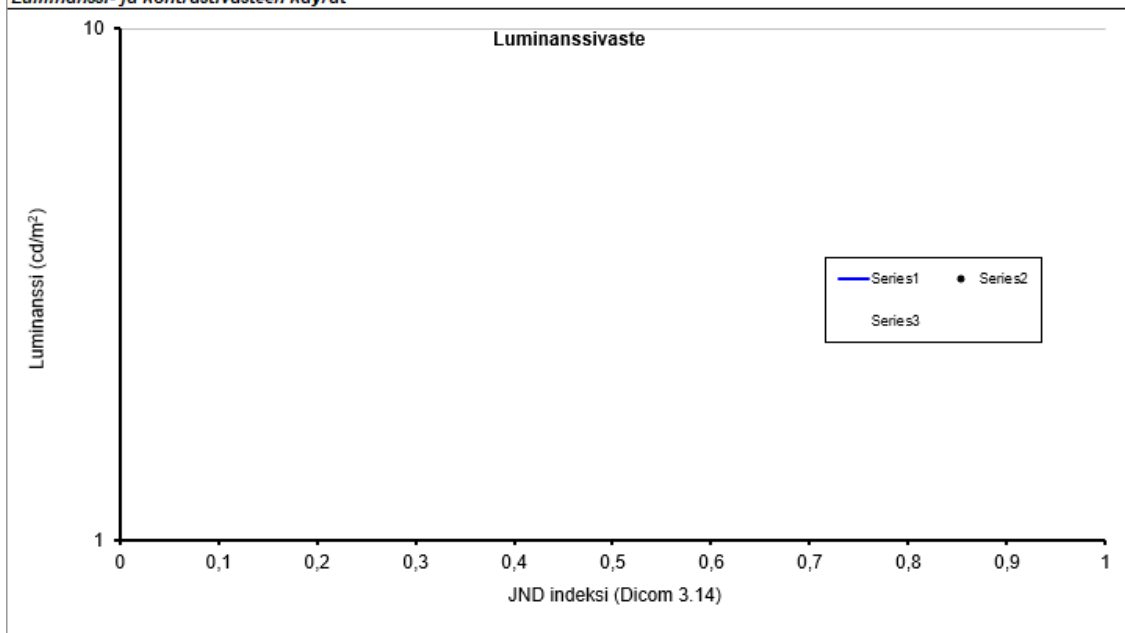
<b>Kohina (TG18-AFC)</b>				<b>Kohina (TG18-AFC)</b>			
testikuvassa näkyvät neljännekset (0-4)	lkm	1-luokkaraja	2-luokkaraja	testikuvassa näkyvät neljännekset	lkm	1-luokkaraja	2-luokkaraja
		3	2		0	3	2
<b>Pikselivirheet, tasaisuus ja kromaattisuus (TG18-UN10 ja TG18-UN80)</b>				<b>Pikselivirheet, tasaisuus ja kromaattisuus (TG18-UN10 ja TG18-UN80)</b>			
<b>Pikselivirheet</b>	kpl		2-luokkaraja	<b>Pikselivirheet</b>	kpl		2-luokkaraja
kirkaat pikselit	0	TG18-UN10	2	kirkaat pikselit	0	TG18-UN10	2
tummat pikselit	0	TG18-UN80	2	tummat pikselit	0	TG18-UN80	2
<b>Tumma tasaisuus</b>	cd/m <sup>2</sup>	TG18-UN10		<b>Tumma tasaisuus</b>	cd/m <sup>2</sup>	TG18-UN10	
keskellä				keskellä			
oik ylä				oik ylä			
vas ylä				vas ylä			
oik ala				oik ala			
vas ala		1-luokkaraja		vas ala		1-luokkaraja	
Suurin tasaisuuspoikkeama	-	30%		Suurin tasaisuuspoikkeama	-	30%	
<b>Kirkas tasaisuus</b>	cd/m <sup>2</sup>	TG18-UN80		<b>Kirkas tasaisuus</b>	cd/m <sup>2</sup>	TG18-UN80	
keskellä				keskellä			
oik ylä				oik ylä			
vas ylä				vas ylä			
oik ala				oik ala			
vas ala		1-luokkaraja		vas ala		1-luokkaraja	
Suurin tasaisuuspoikkeama	-	30%		Suurin tasaisuuspoikkeama	-	30%	

<b>Kromaattisuus</b>				<b>Kromaattisuus</b>			
		TG18-UN80				TG18-UN80	
u'	0,0000		x	u'	0,0000		x
v'	0,0000		y	v'	0,0000		y
						1-luokkaraja	
<b>Näyttöparin kromaattisuusero</b>					0,0000	0,0100	

<b>Luminanssi- ja kontrastivasteen mittaukset (TG18-LN kuvasarja)</b>				<b>Luminanssi- ja kontrastivasteen mittaukset (TG18-LN kuvasarja)</b>			
<b>Luminanssiarvot</b>	cd/m <sup>2</sup>	Lum.vaste	Kontrastivaste	<b>Luminanssiarvot</b>	cd/m <sup>2</sup>	Lum.vaste	Kontrastivaste
L <sub>1</sub>		-	-	L <sub>1</sub>		-	-
L <sub>2</sub>		-	-	L <sub>2</sub>		-	-
L <sub>3</sub>		-	-	L <sub>3</sub>		-	-
L <sub>4</sub>		-	-	L <sub>4</sub>		-	-
L <sub>5</sub>		-	-	L <sub>5</sub>		-	-
L <sub>6</sub>		-	-	L <sub>6</sub>		-	-
L <sub>7</sub>		-	-	L <sub>7</sub>		-	-
L <sub>8</sub>		-	-	L <sub>8</sub>		-	-
L <sub>9</sub>		-	-	L <sub>9</sub>		-	-
L <sub>10</sub>		-	-	L <sub>10</sub>		-	-
L <sub>11</sub>		-	-	L <sub>11</sub>		-	-
L <sub>12</sub>		-	-	L <sub>12</sub>		-	-
L <sub>13</sub>		-	-	L <sub>13</sub>		-	-
L <sub>14</sub>		-	-	L <sub>14</sub>		-	-
L <sub>15</sub>		-	-	L <sub>15</sub>		-	-
L <sub>16</sub>		-	-	L <sub>16</sub>		-	-
L <sub>17</sub>		-	-	L <sub>17</sub>		-	-
L <sub>18</sub>		-	-	L <sub>18</sub>		-	-
<b>RMS poikkeama kontrastivasteelle</b>	-	1-luokkaraja 10%	2-luokkaraja 20%	<b>RMS poikkeama kontrastivasteelle</b>	-	1-luokkaraja 10%	2-luokkaraja 20%
L' <sub>min</sub> (cd/m <sup>2</sup> )	-			L' <sub>min</sub> (cd/m <sup>2</sup> )	-		
L' <sub>max</sub> (cd/m <sup>2</sup> )	-	171	100	L' <sub>max</sub> (cd/m <sup>2</sup> )	-	171	100
<b>Luminanssisuhde</b>	-	250	100	<b>Luminanssisuhde</b>	-	250	100
<b>Näyttöparin maksimiluminanssien (L'<sub>max</sub>) ero</b>	-			<b>Näyttöparin maksimiluminanssien (L'<sub>max</sub>) ero</b>	-	10%	



Luminanssi- ja kontrastivasteen käyrät



Lisätietoja:

--

## Vanha ultraäänimonitorien mittauslomake

HUS Kuvantaminen			
Ultraäänilaitteen kuvanlaadun mittausraportti			
			Versio 1.1/8.6.2016
Mittaajat	Mittauspvm ja paikka	Järjestelmän J-numero	Mittaustyyppi
Kuvien analysoijat	Laitteen merkki ja malli	Laitteen L-numero	vuosimittaus <input type="checkbox"/>
			vastaanotto <input type="checkbox"/>
			takuu <input type="checkbox"/>
Laitteen kunto		Näytön testikuva (TG18)	
Laitteen kuori		Erottuvatko 5% ja 95 % neliöt?	
Laitteen ja anturien hygieenisuus		Mihin asti QUALITY CONTROL -teksti on luettavissa mustalla, harmaalla ja valkoisella taustalla?	
Kaapelit ja johdot:		Erottuvatko harmaasävyneilöt toisistaan?	
Renkaat ja rengaslukot:		Ovatko reunassa näkyvät gradientit tasaiset?	
Suodattimet:		Erottuvatko resoluutioryhmien viivat toisistaan?	
Säätimet:			
Anturit			
Malli	L-numero	Mittaustaajuus	Huomiot

## Uusi ultraäänimonitorien mittauslomake (GE Logiq E9)

HUS-Röntgen			
Ultraäänimonitorien laadunvarmistus			
<b>Mittauslomake</b>			
Mittaja(t)			
Pvm			
Sijainti			
<b>Laitteen yleistiedot</b>			
merkki ja malli			
toimittaja			
HUS inv. numero			
hankintapäivä			
takuuaika (kk)			
tuumakoko			
OLED/LCD/CRT			
harmaasävy/väri			
käyttöluokka (1/2)			
resoluutio			
käyttömäärä BL			
käyttömäärä DL			
kontrastisäätö			
kirkkaussäätö			
virkestystaajuus			
värimäärä			
liitäntä-/käyttötyyppi			
<b>Ympäristön valaistus ja heijastukset (pimeä näyttö)</b>			
Näytön pinta	k/e		2-luokkaraja
puhdas	k		k
peilheijastukset	e		e
Illuminanssi ja L-amb	lux	1-luokkaraja	2-luokkaraja
illuminanssi (lux)		10	50
L-amb (cd/m <sup>2</sup> )	0,01	0,01	0,02
<b>Monitorin suorituskyvyn yleisarvio (SMPTE ja Gray Bar)</b>			
Matalakontrastikohteet	k/e		2-luokkaraja
5% ja 95% ruutu	k		k
Resoluutiokohteet	ref.luokka	1-luokkaraja	2-luokkaraja
hi-con. Viivaparit	k		k
lo-con. Viivaparit	k		k
0-100-neliöt	k		k
palkit	k		k
gray bar	k		k
Artefaktat	k/e		2-luokkaraja
videoartefaktat	e		e
läiskät/pisteet	e		e
haamukuvat	e		e
kaiut	e		e
epätasaisuus	e		e
geometriset vääristymät	e		e
<b>Pikselivirheet ja tasaisuus (yksiväriset testikuvat)</b>			
Pikselivirheet	kpl		2-luokkaraja
valkoiset pikselit	0		2
harmaat pikselit	0		2
punaiset pikselit	0		2
vihreät pikselit	0		2
siniset pikselit	0		2

<b><i>Pikselivirheet ja tasaisuus (yksiväriset testikuvat)</i></b>		
<i>Pikselivirheet</i>	kpl	2-luokkaraja
valkoiset pikselit	0	2
harmaat pikselit	0	2
punaiset pikselit	0	2
vihreät pikselit	0	2
siniset pikselit	0	2
<i>Valkoinen tasaisuus</i>	cd/m <sup>2</sup>	
keskellä		
<i>Harmaa tasaisuus</i>	cd/m <sup>2</sup>	
keskellä		
oik ylä		
vas ylä		
oik ala		
vas ala		1-luokkaraja
Suurin tasaisuuspoikkeama	-	30%
<i>Punainen tasaisuus</i>		
keskellä		
oik ylä		
vas ylä		
oik ala		
vas ala		1-luokkaraja
Suurin tasaisuuspoikkeama	-	30%
<i>Vihreä tasaisuus</i>		
keskellä		
oik ylä		
vas ylä		
oik ala		
vas ala		1-luokkaraja
Suurin tasaisuuspoikkeama	-	30%
<i>Sininen tasaisuus</i>		
keskellä		
oik ylä		
vas ylä		
oik ala		
vas ala		1-luokkaraja
Suurin tasaisuuspoikkeama	-	30%
<b><i>Ilmakuvan tasaisuus (freeze-kuva anturin kohinaprofiilista)</i></b>		
<i>Ilmakuvan tasaisuus</i>	cd/m <sup>2</sup>	
vasemmalla	8,54	
keskellä	9,26	
oikealla	8,93	1-luokkaraja
Suurin tasaisuuspoikkeama	8,1 %	30%

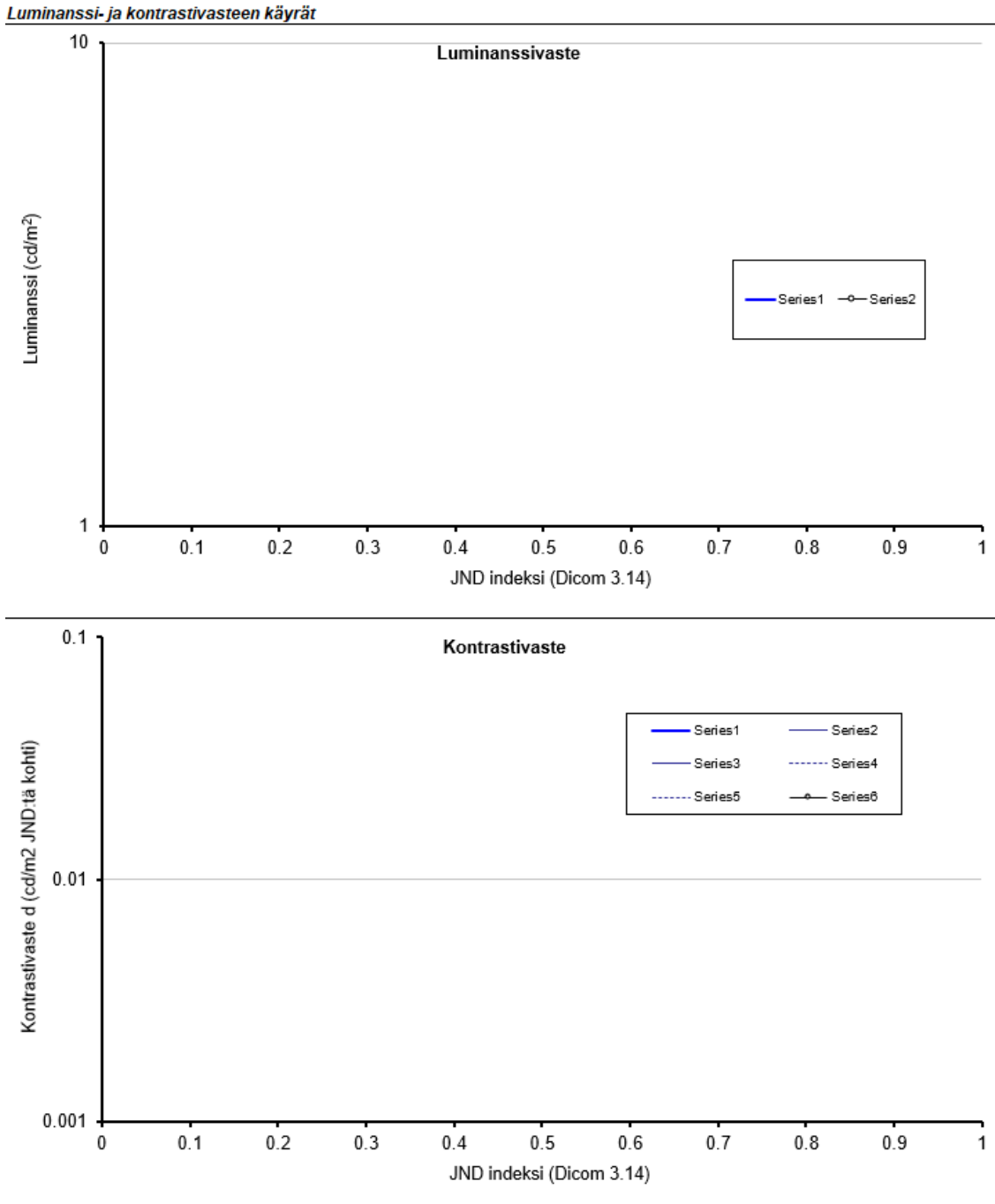
**Luminanssi- ja kontrastivasteen mittaukset (Greybar)**

Yläreunan palkit vasemmalta oikealle		cd/m <sup>2</sup>	Alareunan palkit oikealta vasemmalle		cd/m <sup>2</sup>
B <sub>1</sub>			B <sub>1</sub>		
B <sub>2</sub>			B <sub>2</sub>		
B <sub>3</sub>			B <sub>3</sub>		
B <sub>4</sub>			B <sub>4</sub>		
B <sub>5</sub>			B <sub>5</sub>		
B <sub>6</sub>			B <sub>6</sub>		
B <sub>7</sub>			B <sub>7</sub>		
B <sub>8</sub>			B <sub>8</sub>		
B <sub>9</sub>			B <sub>9</sub>		
B <sub>10</sub>			B <sub>10</sub>		
B <sub>11</sub>			B <sub>11</sub>		
B <sub>12</sub>			B <sub>12</sub>		
B <sub>13</sub>			B <sub>13</sub>		
B <sub>14</sub>			B <sub>14</sub>		
B <sub>15</sub>			B <sub>15</sub>		
B <sub>16</sub>			B <sub>16</sub>		

**Luminanssi- ja kontrastivasteen mittaukset (ka ylä- ja alareunan arvoista)**

Luminanssiarvot	cd/m <sup>2</sup>	Lum.vaste	Kontrastivaste
L <sub>1</sub>		-	-
L <sub>2</sub>		-	-
L <sub>3</sub>		-	-
L <sub>4</sub>		-	-
L <sub>5</sub>		-	-
L <sub>6</sub>		-	-
L <sub>7</sub>		-	-
L <sub>8</sub>		-	-
L <sub>9</sub>		-	-
L <sub>10</sub>		-	-
L <sub>11</sub>		-	-
L <sub>12</sub>		-	-
L <sub>13</sub>		-	-
L <sub>14</sub>		-	-
L <sub>15</sub>		-	-
L <sub>16</sub>		-	-
RMS poikkeama kontrastivasteelle	-	1-luokkaraja 10%	2-luokkaraja 20%
L <sub>min</sub> (cd/m <sup>2</sup> )	-		
L <sub>max</sub> (cd/m <sup>2</sup> )	-	171	100
Luminanssisuhde	-	250	100

Luminanssi- ja kontrastivasteen käyrät



**Mitatut luminanssiarvot**

Luminanssi (L)	Laite 1	Laite 2	Laite 3	Laite 4	Laite 5	Laite 6
L1	0.0500	0.1400	0.1200	0.2000	0.1050	0.1450
L2	0.1700	0.3850	0.3650	0.4650	0.3600	0.3750
L3	0.6000	1.3250	1.2800	1.3350	1.3200	1.3250
L4	1.4250	3.1050	3.0000	3.1800	3.1100	3.0800
L5	2.7350	5.7700	5.6350	5.9400	5.8700	5.8350
L6	4.2900	9.3250	9.0100	9.8700	9.3250	9.4900
L7	6.4900	13.7550	13.3150	14.7300	13.6150	14.4150
L8	9.1150	19.2800	18.3500	20.9000	19.5150	20.1400
L9	11.6900	25.8200	24.4800	27.6500	25.9600	26.9700
L10	15.5200	33.5800	32.5400	36.1050	32.9100	35.4450
L11	19.9650	41.7800	41.5300	45.8650	40.4150	44.5250
L12	25.0300	50.9500	51.2450	56.2800	49.2850	54.9200
L13	30.7050	62.0500	61.5000	70.0000	59.6150	65.3500
L14	36.7450	71.7650	71.5700	82.4400	69.0400	76.5200
L15	42.8100	82.2600	83.2000	95.9200	78.8900	79.9000
L16	48.5350	94.9900	96.9250	109.8600	89.6750	100.0850

Luminanssi (L)	Laite 7	Laite 8	Laite 9	Laite 10	Laite 11	Laite 12
L1	0.1300	0.1050	0.1000	0.1550	0.1050	0.1200
L2	0.4550	0.2350	0.2350	0.3950	0.2950	0.3950
L3	1.6750	0.7300	0.7850	1.2950	1.0150	1.4200
L4	3.9500	1.7200	1.8300	2.9950	2.4100	3.3600
L5	7.3700	3.2000	3.3900	5.5250	4.5500	6.3100
L6	11.7500	5.2050	5.4150	8.8000	7.3250	10.0950
L7	17.8750	7.6650	8.0250	13.0350	10.8150	15.0250
L8	25.0250	10.9200	11.4000	18.1650	15.3100	21.0950
L9	33.0800	14.3600	15.1100	24.0650	20.3950	28.1000
L10	44.4900	18.6150	19.8200	31.3450	26.3250	36.8500
L11	55.7100	23.7200	24.8950	39.1450	33.3200	46.3200
L12	69.8500	29.5350	31.1750	47.8200	41.3500	58.0100
L13	84.8350	35.3300	37.7550	57.4100	49.9900	71.1350
L14	100.3600	41.9850	44.8750	67.1900	58.9800	82.7850
L15	115.7100	46.6600	50.9100	75.9850	68.2700	95.4050
L16	133.2600	55.3750	58.7500	85.8850	77.3850	94.8300

Luminanssi (L)	Laite 13	Laite 14	Laite 15	Laite 16	Laite 17	Laite 18
L1	0.1450	0.0500	0.0600	0.0550	0.0500	0.0550
L2	0.4400	0.2050	0.2200	0.2150	0.1650	0.1500
L3	1.5050	0.7300	0.8450	0.7900	0.5000	0.5100
L4	3.4950	1.7450	2.0650	1.8300	1.1550	1.1800
L5	6.4900	3.4200	3.8050	3.5450	2.1850	2.2000
L6	10.2100	5.4800	6.0400	5.6550	3.4050	3.4650
L7	15.4550	8.2050	9.0150	8.4050	5.2000	5.2400
L8	21.6950	11.5700	12.6050	11.7650	7.3450	7.4100
L9	28.8450	15.4650	16.7450	15.6100	9.8550	9.9650
L10	38.1650	19.8700	22.2300	20.9550	13.0200	13.1000
L11	47.9750	25.1800	28.2250	26.6500	16.4800	16.6400
L12	58.8700	31.2150	35.1800	33.1000	20.7350	20.7250
L13	71.4750	37.8450	42.2700	39.8700	25.3400	25.2500
L14	85.4900	44.4700	49.3550	47.6400	30.3950	30.1950
L15	97.4700	51.1050	55.4500	53.8550	35.0300	34.7650
L16	112.0600	58.5950	62.7050	61.2350	40.4200	40.1250

Luminanssi (L)	Laite 19	Laite 20	Laite 21	Laite 22
L1	0.2500	0.0950	0.1200	0.1000
L2	0.8600	0.3650	0.3500	0.3650
L3	2.1200	1.4850	1.2100	1.3700
L4	4.2300	3.5850	2.7650	3.2550
L5	7.9200	6.8500	5.1750	6.1650
L6	12.6900	10.8500	8.2050	9.7850
L7	18.9000	16.2800	12.1450	14.7600
L8	25.4000	22.9950	17.0550	20.3750
L9	33.5800	29.9800	22.7350	27.4450
L10	43.8900	39.8200	30.1450	36.4000
L11	56.3800	49.7150	38.2100	45.6000
L12	68.4000	60.8250	46.8750	55.4600
L13	79.8600	72.7050	57.1300	66.8950
L14	91.5600	84.3900	66.3450	77.8700
L15	91.1400	95.5050	75.8100	89.7750
L16	92.9300	108.8100	86.3000	102.6350



<b>Laite</b>	<b>Maksimiluminanssi (L)</b>
1	50.76
2	114.16
3	106.8
4	121.9
5	104.4
6	115.1
7	141.9
8	62.86
9	65.62
10	95.34
11	86.41
12	119.50
13	122.2
14	60.59
15	76.62
16	63.13
17	78.35
18	44.17
19	133.5
20	92.53
21	113.3
22	92.83
23	54.55
<b>Laite</b>	<b>Minimiluminanssi (L)</b>
23	0.03