

Tartu Ülikool
Loodus- ja tehnoloogiateaduskond
Füüsika Instituut

IVO PRUUL

**Meditiiniliste lamekuvarite
kvaliteedikontrolli tarkvara rakendused ja
DICOM kalibratsioon**

Magistritöö
rakendusfüüsikas

Juhendaja: KALLE KEPLER, MSc,
biomeditsiinitehnika ja meditsiinifüüsika
teadus- ja koolituskeskuse juhataja

TARTU 2008

Sisukord

LÜHENDID JA TÄHISTUSED.....	3
1. SISSEJUHATUS	4
2. KIRJANDUSE ÜLEVAADE	5
2.1. Kaasaegse haigla digitaalne pildikäitlus	5
2.2. Meditsiiniliste kuvarite kvaliteedikontrolli meetodikad	6
2.3. Vedelkristallkuvari kirjeldus	9
2.4. GSDF ja DICOMi pilditransformatsioon.....	12
2.5. DICOM kalibratsioon	18
2.6. Kvaliteedikontrolli teostamise protseduur	19
3. MÕÕTEAPARATUUR, METOODIKA JA TESTOBJEKTID.....	21
3.1. Mõõteaparatuur	21
3.2. Heledussaagise mõõtmine.....	23
3.3. Heleduse homogeensuse hindamine	25
3.4. MoniQA tarkvara	26
3.5. Mõõteobjektid	29
3.6. Mõõtmistulemuste töötlus ja mõõtemääramatus	30
4. TULEMUSED	31
4.1. 2-megapikslised kuvarid	31
4.2. 3-megapikslised kuvarid	31
4.3. 5-megapikslised kuvarid	33
5. TULEMUSTE ANALÜÜS	33
5.1. 2-megapikslised kuvarid	35
5.2. 3-megapikslised kuvarid	37
5.3. 5-megapikslised kuvarid	39
6. KOKKUVÕTE	41
7. SUMMARY.....	42
8. KASUTATUD KIRJANDUS.....	44
Lisa 1. MoniQA testimistulemuste hindamise näide	47

LÜHENDID JA TÄHISTUSED

AAPM (*American Association of Physicists in Medicine*) - Ameerika meditsiinifüüsikute assotsiatsioon

ACR (*American College of Radiology*) - Ameerika radioloogiaühing

BITNET (*Baltic International Telemedicine Network*) – Baltimaade rahvusvaheline telemeditsiini arvutivõrk

CR (*Computed Radiography*) – kompuuterradiograafia

CRT (*Cathode-Ray Tube*) – elektronkiirtetoru

CT (*Computed Tomography*) – kompuutertomograafia

DDL (*Digital Driving Levels*) – hallskaalaväärtus

DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*) – standard digitaalkuvamiseks ja infovahetuseks meditsiinis

DIN (*Deutsches Institut für Normung*) – Saksamaa standardimiskeskus

FPDM (*Flat Panel Display Measurements*) – lamekuvarite mõõtestandard

GSDF (*Grayscale Standard Display Function*) – hallskaala standardne kuvafunktsioon

ISO (*International Standards Organization*) - rahvusvaheline standardimisorganisatsioon

JND (*Just-Noticeable Difference*) – eristusindeks

LCD (*Liquid Cristal Display*) – vedelkristallkuvar

LUCMFR (*University Hospitals Leuven Radiology Department*) – Leuveni ülikoolihaigla radioloogiaosakond

LUT (*Look-up table*) – palett

MoniQA (*Monitor Quality Assurance*) – tarkvara monitoride kvaliteeditagamiseks

MR (*Magnet Resonance*) – magnetresonantstomograafia

NEMA (*National Electrical Manufacturers Association*) – Ameerika elektritootjate assotsiatsioon

PACS (*Picture Archiving and Communication Systems*) – piltide arhiveerimise ja kommunikatsiooni süsteem (PAKS)

SMPTE (*Society of Motion Picture and Television Engineers*) – rahvusvaheline filmi- ja televisioonitehnika inseneride ühing

TFT (*Thin-film transistor*) – kiletransistor

VESA (*Video Electronics Standards Association*) – rahvusvaheline videoelektronika standardimisliit

1. SISSEJUHATUS

Radioloogilise pilditöötuse kvaliteeditagamine on olnud aastakümneid üks prioriteete radioloogiaosakondades ja tervishoiuasutustes üldiselt. Röntgenfilmi töötuse kvaliteedikontrolli, sealhulgas sensito-densitomeetria standardeid on nende aastate jooksul palju arendatud. Alates aastast 1999 on Eestis järk järgult üle mindud piltide arhiveerimise ja kommunikatsiooni süsteemile, kus traditsionaalse röntgenfilmi on asendanud röntgenpildi digitaalkujutis [1]. Tänapäeval on suures enamikus Eesti haiglates märgilmutusest loobunud ning kogu pildisalvestus, -töötlus ja -ülekanne toimub digitaalselt. Probleemiks on saanud aga see, et üleminekul röntgenfilmilt digitaalkujutisele on senised kvaliteedikontrolli meetodid aegunud. See ei tähenda, et kvaliteedikontrolli enam vaja poleks — selle ignoreerimine võib viia diagnostilised uuringud ebapiisavale tasemele või isegi vale diagnoosini. Eesti haiglates puudub seni regulaarne meditsiiniliste kuvarite kontrollprotseduur kvaliteedijuhtimissüsteemi osana. Nagu on näidanud varem teostatud [2] ja käesoleva töö raames tehtud mõõtmised, ei piisa rahuldavaks pildikvaliteedi säilitamiseks kuvari tootja poolt tehases tehtud kalibratsioonist, vaid see tuleb teostada uuesti pärast paigaldust ja regulaarselt iga aasta. Ameerika meditsiinifüüsikute assotsiatsioon (AAPM) on välja töötanud meetodika meditsiiniliste kuvarite kvaliteedihindamise teostamiseks [3].

Käesolevas töös on antud ülevaade kaasaegsete meditsiiniliste kuvarite kvaliteedikontrolli füüsikalistest meetoditest ja viidud läbi kuvarite DICOMi kalibratsiooni kontroll ja kujutise kvaliteedimõõtmised, kasutades AAPM meetodikat, samuti Leuveni Ülikoolis arendatavat tarkvara MoniQA [4]. Mõõtmised on teostatud kahe Eesti suurema haigla, Tartu Ülikooli Kliinikumi ja Põhja-Eesti Regionaalhaigla radioloogiaosakondades. Hinnatud on inimsilma kontrastsustundlikkusele vastava eristusindeksi JND sõltuvust kuvari draiveri juhtarvudest ja selle kokkulangevust Barteni mudeliga [5],[6],[7]. Lisaks on antud soovitusi meditsiinifüüsikute poolt haigla radioloogia tööjaamades läbiviidavate regulaarsete kuvaritestide kohta.

2. KIRJANDUSE ÜLEVAADE

2.1. Kaasaegse haigla digitaalne pildikäitlus

Eestis võeti piltide arhiveerimise ja kommunikatsiooni süsteem (PAKS) esmakordselt kasutusele Baltimaade telemeditsiini arvutivõrgu BITNET projekti raames aastal 1999. 2001. aastal seati Tartus üles mini-PAKS, millega ühendati kaks kompuutertomograafi, üks magnetresonantstomograaf ja üks tavaradiograafia fosfoorplaadilugeja [1]. Päevas arhiveeriti 1 GB piltinformatsiooni. Aastaks 2005 oli see süsteem arenenud üle-Eestiliseks piltide arhiveerimise ja kommunikatsiooni süsteemiks, kuhu on ühendatud enamuse Eesti haiglatest. Tänapäeval saadetakse sellesse süsteemi 85% Eestis tehtud DICOM formaadis piltidest, päevas ligi 125 GB andmemahutu. Pilte saadab 80 pildihõivesüsteemi üle kümne erineva modaliteedi (kompuuterradiograafia, kompuutertomograafia, magnetresonantstomograafia, positronemissioontomograafia, üksikfootonemissioontomograafia, endoskoopia, ultraheliuuring jm) baasil kahekümne kuuest tervishoiuasutusest. Süsteem koosneb kahest DICOM peegelserverist, üks Tartus ja teine Tallinnas. Arhiivi kogumahu on 100 TB. Eesti PAKS võimaldab radioloogiliste piltide vaatamist üle turvalise veebilahenduse nii tervishoiuasutustele kui ka kõikidele Eesti perearstidele [1]. Digitaalse infovahetuse ja arhiveerimise arvukate eeliste tõttu on Eesti haiglatest röntgenfilmil põhinev tehnoloogia viimaste aastate jooksul peaaegu täielikult taandunud.

Piltide arhiveerimise ja kommunikatsiooni süsteemis toodetakse digitaalseid pilte erinevate modaliteetide baasil erinevates haiglates. Nende piltide kvaliteedi määravad eelkõige modaliteedi füüsilised karakteristikud ja pildiinfo salvestusparameetrid. Pärast pildiinfo salvestust korrigeeritakse pilt ja saadetakse edasi PAKS eeltöötlusjaama, kust see liigub edasi PAKS serverisse. Pilte vaadatakse ja nende põhjal patsiente diagnoositakse radioloogilises tööjaamas, millel on tavaliselt üks värviline vedelkristallkuvar (LCD) haigla infosüsteemi jaoks ning kaks mustvalget diagnostilist vedelkristallkuvarit radioloogiliste piltide tarbeks. Kuvar on viimane lüli pildi teekonnal ja selle seisukorrast ning toimimisenäitajatest sõltub suurel määral pildi kvaliteet [2]. Elektronkiiretoru (CRT) tüüpi meditsiinilisi kuvareid Eesti haiglate radioloogiaosakondade tööjaamades praktiliselt enam ei kasutata.

2.2. Meditsiiniliste kuvarite kvaliteedikontrolli meetodikad

2.2.1. SMPTE RP 133-1991

Vajadus kuvarite kvaliteedikontrolli järele tingis aastal 1980 rahvusvahelise filmi- ja televisioonitööstuse ühingu (SMPTE) poolt standardmusteri SMPTE RP 133-1991 meetodika loomise [8]. SMPTE RP 133-1991 meetodikas on kirjeldatud sellise standardmusteri formaat, dimensioonid ja kontrastsus, mida kasutades saab mõõta nii analoog- kui ka digitaalkuvasüsteemi lahutusvõimet. SMPTE RP 133-1991 meetodika tagas kasutajale ühe kõikehõlmava standardmusteri nii esmase kontrolli kui ka igapäevaste testide jaoks, millega kontrollida ja vajaduse korral reguleerida kuvasüsteemi fookust, heledust, kontrastsust, ruumilist lahutusvõimet ja heleduse homogeensust. Ära tuleb märkida, et kuigi SMPTE RP 133-1991 standardmuster tagas vahendid visualiseerimaks hallskaala toone, ei taganud see siiski kõikide hallskaala toonide selget eristatavust [3].

2.2.2. DIN V 6868-57

Saksamaal on kuvarite kvaliteedikontroll kohustuslik. Saksamaa standardimiskeskus on välja töötanud standardi DIN V 6868-57, käsitledes pildi kvaliteedi tagamist radioloogias ja aktsepteerimistest kuvasüsteemidele ning täpsustades tingimused kuvarite kvaliteedikontrolliks [9]. Standard sisaldab meetodikat hindamaks ruumi valgustatusest tingitud ja ekraanilt tagasipeegeldunud heledust (edaspidi taustheledus), hallskaala taasesitamist, ruumilist lahutusvõimet, joonte struktuuri, värvi, artefakte, pildi ebastabiilsust ja vajalikke standardmustreid, kaasaarvatud SMPTE standardmustrit. DIN V 6868-57 jagab kuvarid kolme kategooriasse: A - digitaalne radioloogiline kuvar, B - kõik ülejäänud kuvarid, C - teksti-numbrimonitorid. Aktsepteerimiskriteeriumid on antud vastavalt nendele kategooriatele. Eksisteerivad kriteeriumid maksimaalse ja minimaalse heleduse suhtele (A kategooria kuvarite korral peab see olema üle 100) ja heleduse maksimaalsele lubatavale mittehomogeensusele (CRT korral $\pm 30\%$ ja LCD korral $\pm 15\%$) [3].

2.2.3. ISO 9241 ja ISO 13406

Rahvusvaheline standardimisorganisatsioon (ISO) andis aastal 1992 välja standardi ISO 9241-3, mille eesmärgiks oli kehtestada kriteeriumid pildi kvaliteedile ja kuvari disainile sellistel kuvasüsteemidel, mida kasutatakse andmetöötlusprogrammide korral [10]. See standard sisaldab meetodikat ja aktsepteerimistingimusi testimaks geomeetrilist lineaarsust ja ortogonaalsust, minimaalset heledust ja kontrastsust, heledussuhet, heleduse ruumilist

mittehomogeensust, ajutist ja ruumilist ebastabiilsust ning värvi. ISO 9241-3 standard ei sisaldanud LCD-de teste. LCD-de jaoks anti välja uus standard ISO 13406-2 [11], mis kirjeldas LCD heleduse, kontrastsuse, peegelduste, värvi, heleduse ja värvi mittehomogeensuse ning pildi vilkumise määramise teste ja aktsepteerimistingimusi [3].

2.2.4. VESA FPDM

Aastal 1998 avaldas rahvusvaheline videoelektronika standardimisliit (VESA) lamekuvarite mõõtestandardi FPDM versiooni 1.0 [12]. FPDM ei olnud mitte vastavusstandard, vaid pigem protseduuride kogum, mille järgi kuvari seisukorda kontrollida. See standard fokuseerus ennekõike kuvaritele, mida kasutatakse sülearvutitel. FPDM versioon 2.0, mis publitseeriti 2001. aasta juunis [13], sisaldas lisaks ka mõõtemetodeid CRT kuvarite ja projektorite tarbeks. FPDM standardi eesmärgiks oli täpsustada kuvari mõõtemetodeid, aga see ei pakkunud välja aktsepteerimiskriteeriumeid [3].

2.2.5. NEMA DICOM 3

Ameerika elektriseadmetootjate assotsiatsiooni (NEMA) ja Ameerika radioloogiaühingu (ACR) poolt moodustati 1984. aastal komitee, kes hakkas arendama standardit digitaalkuvamiseks ja infovahetuseks meditsiinis, mille esimene versioon nimetusega ACR/NEMA 300 avaldati 1985. aastal, teine versioon ACR/NEMA 2.0 aastal 1990 [14]. Kogunud järjest kasvavat toetust erinevate tootjate poolt valmistatud meditsiiniseadmete andmevahetuse ühildamise probleemi lahendusena, jõuti aastaks 1992 selle standardi kolmanda versioonini, mis hakkas kandma nime DICOM 3, millest on tänaseks avaldatud 18 osa ja mida on aastati pidevalt uuendatud [15].

Tänapäeval kujutab DICOM 3 endast standardit, mida kasutatakse meditsiinilise pildiinfo töötlemisel, arhiveerimisel, printimisel ja saatmisel üle arvutivõrgu ühest süsteemist teise. See sisaldab DICOM-faili formaadi definitsiooni ja arvutivõrgu infovahetuse protokoll. DICOM infovahetuse protokoll on rakendusprotokoll, mis kasutab erinevate süsteemide vahel kommunikeerumiseks TCP/IP protokoll. DICOM-faile saab vahetada kahe või enama süsteemi vahel, mis on võimelised pilte ja patsiendi infot vastu võtma DICOM formaadis. DICOM standard võimaldab ühendada erinevate tootjate servereid, tööjaamu, modaliteete, printereid ja skannereid üheks piltide arhiveerimise ja kommunikatsiooni süsteemiks. See on leidnud laialdast kasutust üle maailma. Aastal 2000 avaldati DICOM standardi 14. osa, mis

käsitleb hallskaala standardset kuvafunktsiooni (GSDF), mis on abiks pildi esitusviiside standardimisel erinevatel kuvaritel. Täpsemalt tuleb sellest juttu jaotises 2.4.

2.2.6. AAPM TG18

Ameerika meditsiinifüüsikute assotsiatsiooni töörühm 18 (AAPM TG18) andis 2005-ndal aastal välja metoodika meditsiiniliste kuvarite kvaliteedikontrolli teostamiseks. Detailselt on kirjeldatud visuaalse, kvantitatiivse ja edasijõudnute taseme testide läbiviimist ja hindamist ning aktsepteerimiskriteeriume. Dokument sisaldab aktsepteerimistestide sooritamise meetodeid ja vastavuskriteeriume taustheleduse, heledussaagise, heleduse homogeensuse, lahutusvõime, müra, ja värvi homogeensuse leidmiseks kuvaritel. Sarnaselt DIN V 6868-57 standardiga jaotatakse AAPM järgi kuvarid erinevatesse kategooriatesse – esimeseks ja teiseks, millele vastavad omad aktsepteerimiskriteeriumid. Esimese kategooria kuvariteks loetakse kuvareid, mille abil radioloogilisi pilte otseselt diagnoositakse. Nendeks on tööjaamade kuvarid, mida kasutavad radioloogid. Teise kategooria kuvareid kasutatakse radioloogiliste uuringutulemuste vaatamiseks kõikidel muudel eesmärkidel. Tavaliselt kasutavad selle kategooria kuvareid radioloogiatehnikud radioloogilise pildi eeltöötlusjaamas, kus pilt tehakse (või digiteeritakse fosfoorplaadilt), korrigeeritakse ja saadetakse edasi PAKSi. Teise kategooria kuvarite (mille abil toimub pildi esmane käsitsi järeltöötlus) heledussaagisest sõltub suurel määral pildi esitus järgmise astme kuvasüsteemidel. Seetõttu peavad ka need kuvarid vastama teatud aktsepteerimiskriteeriumidele. Esimese kategooria kuvarite testsuurused, standardmustrid ja vastavuskriteeriumid on toodud tabelis 1. Käesolevas töös mõõdetud kuvarid olid kõik esimese kategooria kuvarid ning nende hindamine põhines AAPM TG18 metoodikal [3].

Tabel 1. Esimese kategooria kuvarite testsuurused, standardmusterid, vastavuskriteeriumid (L_{min} – minimaalne heledus, L_r – taustheledus, L'_{max} – maksimaalne heledus koos taustheledusega, LR – heledussuhe, k_{δ} – heleduse homogeensus) ja soovituslikud sekkumisviisid mittevastavuse korral AAPM TG18 järgi [3]. Testsuuruste määratlused on antud jaotises 3.

Testsuurus	Standardmuster	Vastavuskriteerium	Soovituslik sekkumisviis mittevastavuse korral
Taustheledus	Kuvar välja lülitatud	$L_{min} \geq 1.5L_r$ (ideaalsel juhul $\geq 4L_r$)	Vähendada ruumi üldvalgustust
Heledussaagis	TG18-LN	$L'_{max} \geq 170 \text{ cd/m}^2$ (koos taustheledusega) $LR \geq 250$ $\Delta L_{max} \leq 10\%$	Ümberhäälestamine, uus kalibratsioon, remont, väljavahetamine korduvate tõrgete korral
Heleduse homogeensus	TG18-UN	$k_{\delta} \leq 30\%$	Ümberhäälestamine, uus kalibratsioon, remont, väljavahetamine korduvate tõrgete korral

2.3. Vedelkristallkuvari kirjeldus

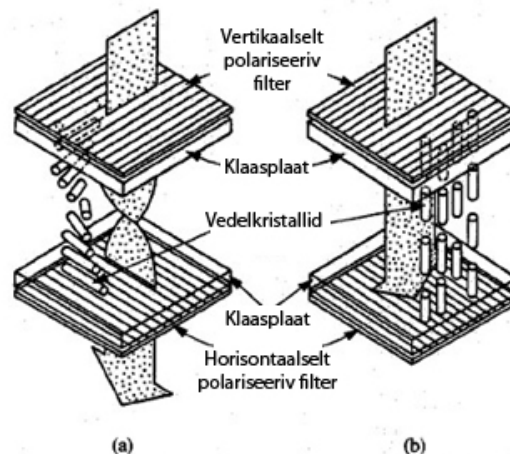
2.3.1. Talitluspõhimõte

Vedelkristallkuvarid (LCD-d) on tänapäeval laialdaselt kasutatavad nii elektronkelladel, taskukalkulaatoritel, personaalarvutitel kui ka teleritel, samuti on LCD-d valdavalt üle võtnud CRT-kuvarite koha haiglate radioloogiaosakondades. Vedelkristallkuvari funktsionaalseteks elementideks on vedelkristalli molekulid, mida saab aktiveerida pinge rakendamise ja nii muuta kuvari heledust ning värvust.

1888. aastal avastas Friedrich Reinitzer, et kolesterüülbensoadi sulatamisel tekib läbipaistmatu vedelik, mille edasisel kuumutamisel muutub vedelik läbipaistvaks. 1962. aastal leidis Richard Williams, et vedelkristallidel on huvitav elektro-optiline efekt: pingestades õhukest vedelkristalli kihti tekivad selle tulemusena selles triibulised musterid. Tehnoloogilisele läbimurdele aitas kaasa see, kui samaaegselt avastasid James Fergason USA'st ning Wolfgang Helfrich ja Martin Schadt Šveitsist väänd-nemaatilise efekti (*twisted nematic effect*, *TN-effect*), mis on tänapäeva LCD-de talitluse aluseks. See efekt põhineb erineva molekulaarse konfiguratsiooniga vedelkristallide molekulide täpselt juhitud

joendumisel, kui neile rakendada elektrivälja. Elektrivälja rakendamisel vedelkristalli molekulid keerduvad spiraali või spiraalist lahti.

LCD-ekraani korral asuvad vedelkristallid kahe 5-20 μm kaugusel oleva klaasplaadi vahel. Klaasplaadid on kaetud indium-tina-oksiidiga, mis on läbipaistev ja elektrit juhtiv materjal, ning mis moodustab mõlemal plaadil ühiselektroodi. Mõlema klaasplaadi indium-tina-oksiidi kihti on tõmmatud mikrovad, mille paigutamisel teineteisega 90° nurga alla on elektrivälja abil võimalik deformeerida vedelkristalli molekulid spiraali või spiraalist lahti. Lisaks on horisontaalsete vagudega klaasplaadi ette asetatud horisontaalselt polariseeruv filter ja vertikaalsete vagudega klaasplaadi ette vertikaalselt polariseeruv filter. Vertikaalselt polariseeritud valguse langemisel vertikaalselt polariseerivale filtrile, läbib valgus esimese plaadi. Ilma pingeta olekus pööravad vedelkristallid valguse polarisatsioonitasandi horisontaalseks ja valgus läbib ka horisontaalselt polariseeriva filtri. Kui antud süsteemile rakendada suuremat pinget, siis vedelkristalli molekulid pöörduvad elektrivälja jõujoonte suunas, millega kaob esialgne väändunud olek. Seetõttu ei pöördu ka enam valguse polarisatsioonitasand ja valgust sellest plaadist läbi ei lähe (vt. joonis 1). Siire valguse täielikust läbimineku kuni null läbimineku toimub 1-3 V piirkonnas, seega on võimalik tekitada erinevaid hallskaala toone [16],[17].



Joonis 1. Vedelkristalli molekulid kahe klaasplaadi vahel, (a) elektrivälja pole (b) elektrivälja mõjul pöörduvad vedelkristalli molekulid elektrivälja jõujoonte suunas [16].

LCD-ekraanid jaotatakse passiiv- ja aktiivekraanideks. Passiivekraani korral kasutatakse multipleksadresseerimist, kus ekraan on elektroodidega jagatud ridadeks ja veergudeks ning ekraani skaneeritakse rida-haaval. Aktiivekraani korral juhitakse igit pikslit eraldi miniatuurse kiletransistoriga (TFT), mille pais on ühendatud rea elektroodiga ja neel veeru elektroodiga. Ühe kindla piksli adresseerimiseks antakse kõigepealt pinge vastava pikslirea elektroodile ning seejärel veeru elektroodile. Nii pingestatakse selle piksli TFT teatud väärtuseni. Seejärel lülitatakse pinge välja ja TFT jääb laetuks kuni järgmise pingestamiseni. Vältimaks värelusi on tüüpilised värskendussagedused 60-70 Hz [17].

Valgus, mis meditsiiniliste kuvarite vedelkristalle läbides kujutise annab, tekitatakse taustvalgustuspaneeliga (erinevalt näiteks elektronkäekella puhul kujutise saamiseks kasutatavast peegeldunud valgusest). Taustvalgustuspaneel koosneb valgusallikast, diafragmast ja plastikraamist. Kasutatakse erinevaid valgusallikaid alates torukujulistest ja lamedatest luminescentslampidest kuni valgusdiodideni. Meditsiiniliste kuvarite korral kasutatakse tavaliselt torukujulisi luminescentslampe, mille diameeter on umbes 5 mm. Lambid töötavad pidevalt täiskoormusega ja neid kasutatakse vaid valguse tekitamiseks, pildi formeerib vedelkristallpaneel. Valgusallika olulisteks omadusteks on kõrge heledus, pikk eluiga ja heleduse homogeensus. Kuna taustvalgustuspaneeli kvaliteedist sõltub suuresti vedelkristallkuvari kvaliteet, siis on soovitatav kuvari toimimisenäitajate kestvuse tagamiseks arvuti operatsioonisüsteem seadistada kuvari taustvalgustust välja lülitama, kui kuvarit ei ole kasutatud üle 10 minuti [18]. Mõõdetud kuvarite juhtsüsteem peab arvet eraldi nii taustvalgustuspaneeli kui ka kuvari kogu tööea kohta.

2.3.2. Vedelkristallkuvari füüsikalised toimimisenäitajad

Piksli suuruseks loetakse ühe nominaalse valgustkiirgava elemendi mõõtu. Optimaalsetes talitlustingimustes on väiksema piksli suurusega kuvaritel parem lahutusvõime. Maatriksi suurus või pikslite (horisontaalsed) read ja (vertikaalsed) veerud antakse kuvarile graafikakaardi poolt vastavalt kuvari spetsifikatsioonile. Tänapäevastel meditsiinilistel kuvaritel on maatriksi suurus kuni 2048x2560, millele vastavalt nimetatakse kuvarit ka 5-megapiksliseks (5 MP). Kuvari lahutusvõime on sõltuv maatriksi suurusest ja pikslite heleduse väärtustest [3].

Kuvarite juures on oluline maksimaalse heleduse väärtus, mis tavakasutuses olevatel arvutikuvaritel on umbes 200-300 cd/m², aga meditsiinilistel kuvaritel kuni 600 cd/m². AAPM

soovitusel peaks radioloogias kasutatavate kuvarite maksimaalse heleduse väärtus olema kõrgem kui 250 cd/m^2 . Oluline on ka minimaalse heleduse väärtus. Maksimaalse ja minimaalse heleduse suhe annab heledussuhte (LR) (kirjeldatud täpsemalt jaotises 3.2). Tähtis on, et need väärtused püsiksid stabiilsetena pikema kasutusaja jooksul ning tagaksid kvaliteetse pildi [3].

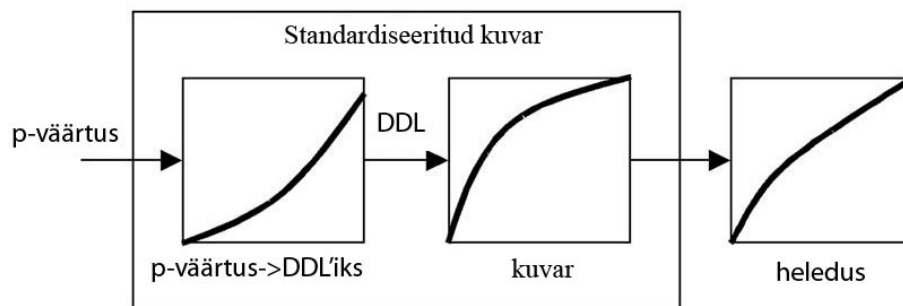
Heleduse homogeensus (k_δ) näitab heleduse väärtuse ühetaolisust üle kuvari ekraani. Homogeense etteantud heledusega standardmustrit kuvades kajastab LCD heleduse homogeensus erinevate pikslite erinevat heledussaagist. Tavaliselt on see põhjustatud kas taustvalgustuse mittehomoogeensusest või vedelkristallpaneeli ebaühtlasest paksusest [3].

Rastrisügavus (bitisus, hallskaala ulatus), mis on rastri “kolmas mõõde”, näitab kuvari iga piksli erinevate hallskaala toonide võimalikku koguhulka. Näiteks 8-bitine kuvar suudab kuvada $2^8 = 256$ hallskaala tooni. Tavaliselt määrab selle graafikakaart, kui palju erinevaid toone kuvar saab kuvada. Meditsiinilistel kuvaritel on rastrisügavus 8-10 bitti [3].

2.4. GSDF ja DICOMi pilditransformatsioon

DICOM 3.14 määratleb GSDFi kui matemaatilise funktsiooni, mis seab piksli väärtused vastavusse kuvatud heleduse väärtustega. Kui on teada piksli väärtuse ja oodatava heleduse väärtuste omavaheline seos, saab neid piksleid ka ühtemoodi kuvada. DICOM 3.14 poolt defineeritud seos piksli ja heleduse väärtuste vahel põhineb inimesilma füsioloogilise talitluse mudelil. On teada mitmeid inimesilma kontrastsustundlikkuse mudeleid [19], neist kõige enam on kasutatust leidnud Barteni mudel [5],[6],[7],[20]. Põhinedes sellele mudelile on defineeritud heleduse (täisarvuline) eristusindeks JND (*just-noticeable-difference*), mis on hallskaala standardse kuvafunktsiooni sisendväärtuseks (argumendiks), kusjuures üks samm JND-indeksis on võrdne vaevumärgatava erinevusega heleduse muutuses. GSDF mõte on kuvada pilte erinevatel kuvaritel inimesilma jaoks sarnase hallskaala väljanägemisega [15]. DICOM standardis tehakse olulist vahet mõistetel piksli väärtus, p-väärtus ja hallskaala väärtus. Pärast pildihõivet ja eeltöötlust salvestatakse see kõvakettale. Toorpilt ise koosneb pildimaatriksis olevatest piksli väärtustest, tavaliselt 12 kuni 16 bitti piksli kohta. Kui soovime seda pilti DICOM rakendusprogrammiga näha, siis enne kuvamist teeb see programm toorpildiga standardi poolt defineeritud hallskaala teisendused. Piksli väärtustest sõltuvaid digitaalseid väärtusi pärast DICOM pilditransformatsiooni nimetatakse p-väärtusteks (ehk presentatsiooni-väärtusteks). Need väärtused salvestatakse graafikakaardi

poolt paletti (värvi- ja heledustabelisse, *lookup table*, LUT), mille abil konverteeritakse p-väärtused hallskaala väärtusteks ehk DDL (*digital driving levels*) väärtusteks. DDL-väärtused on digitaalsed väärtused, mis antakse kuvari sisendisse ja konverteeritakse digitaal-analoog muunduri abil heleduse väärtusteks. DDL-väärtuste konversioon heleduse väärtusteks on vastava kuvari põhine ja ei ole DICOM standardi poolt reguleeritav. Hallskaala standardkuvafunktsioon GSDF seab p-väärtused üheselt vastavusse DDL-väärtustega nii, et esitatud heleduse väärtused on soovitud omadustega, s.t võrdselt tajutavatele heleduse gradatsioonidele vastavad võrdsed muutused p-väärtuses, sõltumata DICOM standardile vastava kuvamissüsteemi tüübist. See võimaldab esitada DICOM pildi ka mittestandardisel kuvaril (vt. joonis 2). Tähelepanu peab ka seda, et DICOM standard reglementeerib pildi esitusviisi, kuid jätab teostuse kuvarite tootjatele. Seega pildi standardiseerimine võib toimuda graafikakaardil või kuvaris endas.



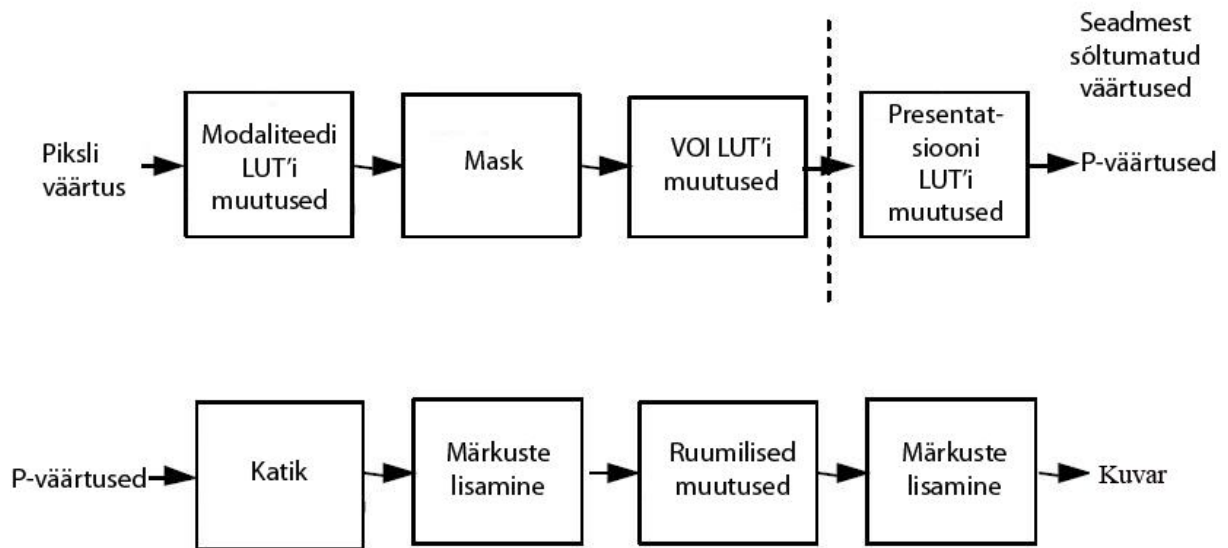
Joonis 2. Mudel, kuidas DICOM standardile vastav kuvasüsteem kaardistab p-väärtused ümber mittestandardiseeritud kuvari heleduse jaotuse läbi vahepealse pilditransformatsiooni DDL-väärtuste kaudu [15].

DICOMi standardit toetavates süsteemides tagab GSDF selle, et inimsilm tajub pildi heledusastmeid erinevatel kuvaritel sarnaselt. Selleks, et kuvarid nii käituksid, peab kalibreerima kuvari ülekandekõvera nii, et see jäljendaks DICOMi GSDF kõverat. Sisendis on JND-indeksid lineaarselt vastavusse viidud kuvari DDL-väärtustega ja väljundis heledussaagis, mis mõõdetuna ekraanilt on vastavuses DICOM GSDF kõveraga [15].

Joonis 3 illustreerib DICOM-standardi põhjal teostatavate hallskaala transformatsioonide jada, millega määratletakse toorpildi (pildihõivel kogutud töötlemata piksliväärtuste) teisendamine kuvaripildiks. Selleks toimuvad järgnevad protsessid:

- modaliteedi-põhine LUT transformatsioon teisendab seadme tootjast sõltuvad piksliväärtused antud modaliteedi (kompuutertomograafia, magnetresonantstomograafia vm) jaoks arusaadavateks väärtusteks (näiteks Hounsfieldi ühikuteks kompuutertomograafias), mis on tootjast sõltumatud. Selle faasi järel on veel võimalik muuta pildi DICOM akna keset (*window center*) (pildi heledust) ja akna laiust (*window width*) (pildi kontrastsust). Akna kese ja laius on eriti olulised mõisted kompuuterradiograafia ja kompuutertomograafia jaoks, kuna need modaliteedid toodavad pidevalt sarnase intensiivsusega pilte, siis on võimalik kasutada kindlaid heleduse-kontrastsuse paare erinevate piltide jaoks. Näiteks üks akna kese ja laius on hea luude, teine pehme koe visualiseerimiseks [21];
- maskimis-transformatsiooni kasutatakse mitme kaadriga pildi korral, kus erinevaid kaadreid saab pildist lahutada;
- huvipiirkonna-põhine (VOI, *values of interest*) LUT transformatsioon muudab modaliteedi piksliväärtused rakendusprogrammi jaoks arusaadavateks piksliväärtusteks. Pärast seda transformatsiooni ei saa enam muuta pildi DICOM akna keset ega laiust;
- esitluse LUT transformatsioon muudab piksliväärtused p-väärtusteks;
- katik võimaldab katta pildi perifeerset mittehuvipakkuvat ala;
- märkuste lisamine enne ruumilisi teisendusi võimaldab pildile lisada teksti ja graafikat, mis kirjutatakse pildi sisse;
- ruumilised teisendused sisaldavad endas võimalust pöörata pilti 90 kraadi võrra või teha sellest peegelpilt;
- märkuste lisamine pärast ruumilisi teisendusi.

Esimene rida teisendusi kujutab endast tegelikke hallskaala transformatsioone, mis teisendavad toorandmed kuvarile esitatavateks piksliväärtusteks. Teises reas järgnevad transformatsioonid, mis kujutavad endast hallskaala transformatsioonist erinevat pildi järeltöötlust [22].



Joonis 3. Pildiga teostatavate DICOM transformatsioonide plokskeem [22].

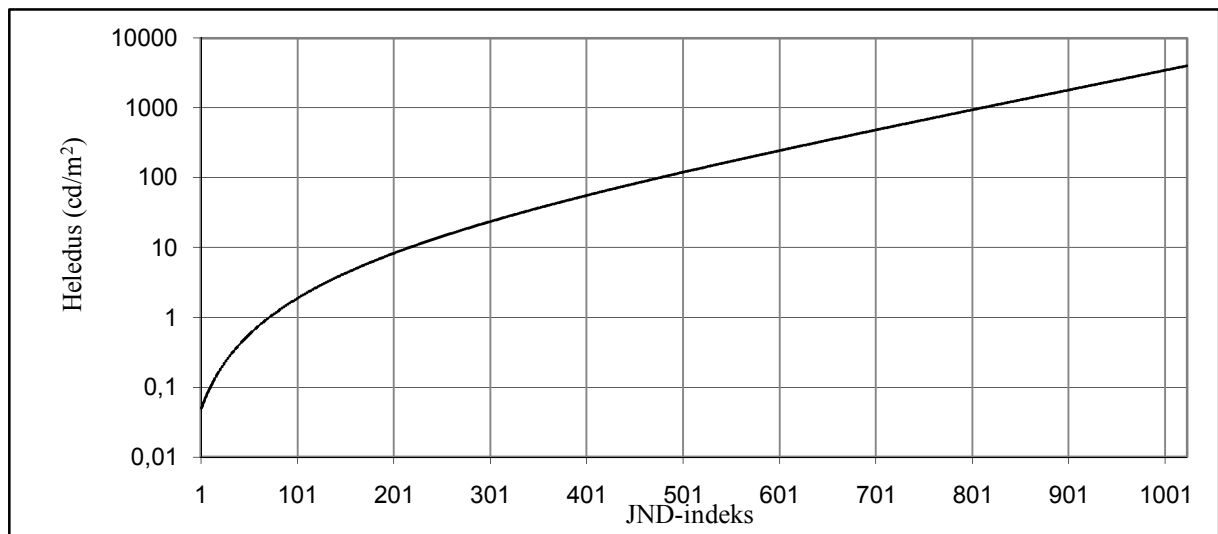
Barteni mudel määrab kontrastsuslāve δ^d , mis on veel nāhtav. Kontrastsuslāvi on defineeritud kui Michelsoni kontrastsus $(L_{k\ddot{ö}rge}-L_{madal})/(L_{k\ddot{ö}rge}+L_{madal})$ [3]. JND-indeks on määratud inimsilma poolt vaevumārgatava heleduse muutusega kahe hallskaala tooni vahel. Kui heleduse muutus kahe hallskaala tooni vahel on suurem (või v\ddot{ö}rdne) kui üks JND-ühik, siis keskmine vaatleja on v\ddot{ö}imeline neid kahte tooni eristama. Kui heleduse muutus kahe hallskaala tooni vahel on vāiksem kui üks JND \ddot{u}hik, siis keskmine vaatleja peab neid toone \ddot{u}heks tooniks. Arvutuste h\ddot{o}lbustamiseks on NEMA poolt tuletatud valemid, millega on v\ddot{o}imalik leida mingile heledusele vastavat JND-indeksit v\ddot{o}i vastupidi. Heleduse arvutamine JND-indeksi p\ddot{o}hjal DICOM standardi jārgi toimub vastavalt jārgmisele valemile:

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

kus j on JND-indeks (1 kuni 1023), millele vastab heledus L_j , ja valemis esinevad konstandid $a=-1,3011877$; $b=-2,584019 \times 10^{-2}$; $c=8,0242636 \times 10^{-2}$; $d=-1,0320229 \times 10^{-1}$; $e=1,3646699 \times 10^{-1}$; $f=2,8745620 \times 10^{-2}$; $g=-2,5468404 \times 10^{-2}$; $h=-3,1978977 \times 10^{-3}$; $k=1,2992634 \times 10^{-4}$; $m=1,3635334 \times 10^{-3}$. JND-indeksi arvutamine heleduse jārgi toimub vastavalt jārgmisele valemile:

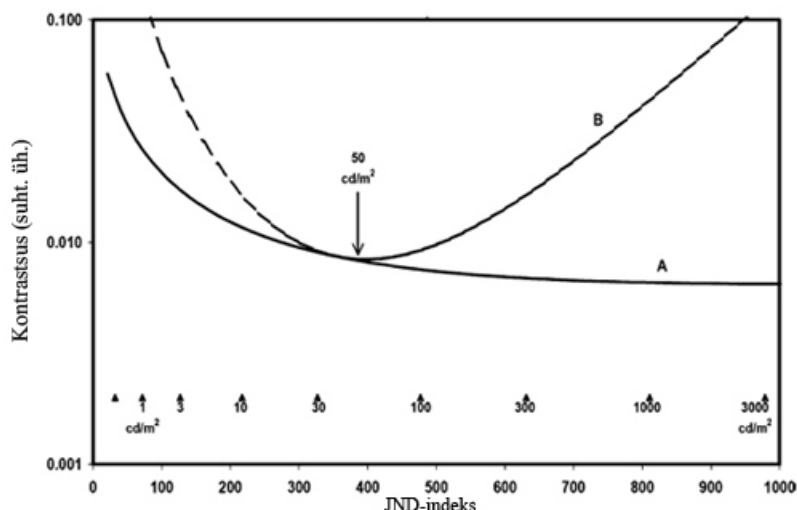
$$j(L) = A + B * \log_{10}(L) + C * (\log_{10}(L))^2 + D * (\log_{10}(L))^3 + E * (\log_{10}(L))^4 + F * (\log_{10}(L))^5 + G * (\log_{10}(L))^6 + H * (\log_{10}(L))^7 + I * (\log_{10}(L))^8, \quad (2)$$

kus $A=71,498068$; $B=94,593053$; $C=41,912053$; $D=9,8247004$; $E=0,28175407$; $F=-1,1878455$; $G=-0,18014349$; $H=0,14710899$; $I=-0,017046845$. Barten'i mudeli järgi on heleduse vahemikus 0-4000 cd/m² üle tuhande JND-indeksi väärtuse, mis tähendab, et inimene suudab selles heleduse vahemikus eristada üle tuhande erineva hallskaala tooni. Joonis 4 viitab sellele, et inimese silm suudab paremini eristada heledaid toone kui tumedaid. Heleduse vahemikus 0-10 cd/m² on 200 JND-indeksi väärtust, samas aga vahemikus 10-1000 cd/m² on 600 JND-indeksi väärtust [15].



Joonis 4. DICOM 3.14 GSDF kõver, millel on heledus esitatud JND-indeksi funktsioonina, arvutatuna valemi 1 järgi [15].

Siinkohal on tähtis mõista DICOM standardi teatud eeldusi seoses heledustundlikkusega. Kui inimene vaatleb diagnostilist kujutist, mille heledus varieerub erinevates piirkondades, siis inimsilm adapteerub võrkkestale langeva valguse keskmisele intensiivsusele. Seda nimetatakse *fikseeritud adaptatsiooniks*. DICOM-ile vastav heledustundlikkus põhineb aga kontrastsuslával, mis on tuletatud eksperimentidest, kus vahetub kuvari taustheledus vastavalt standardmustrile ning vaatleja adapteerub täielikult uuele homogeensele taustheledusele. GSDF-ga seotud kontrastsuslävi peegeldab seega *varieeruvat adaptatsiooni*. Sel juhul, kui silm adapteerub diagnostilise kujutise vahelduvatele heledatele ja tumedatele piirkondadele, on kontrastsusläve sõltuvus heledusest oluliselt erinev sellest, mis vastab varieeruvale adaptatsioonile [23].



Joonis 5. Kontrastsuslävi varieeruva ja fikseeritud visuaaladaptatsiooni korral. A varieeruv adaptatsioon, B fikseeritud adaptatsioon. Vertikaalteljel esitatud suurus on arvutatud valemi 6 järgi [24].

Joonisel 5 on näha, et diagnostiliste piltide vaatlemisel fikseeritud adaptatsiooni tingimustes on inimesilma kontrastsustundlikkus väiksem pildi tumedas ja heledas piirkonnas. DICOM GSDF abil ei saa päris täpselt kirjeldada inimesilma heledustundlikkuse kõverat, kuna inimese heledustundlikkus sõltub lisaks ka muudest pildiomadust (detailid, nende ruumiline sagedus, taust, müra), mida ta vaatab. DICOM GSDF standardit tuleb võtta kui ülemist piiri, milliseid hallskaala toone suudab inimene varieeruva adaptatsiooni tingimustes üheaegselt eristada [3].

Kuna Eestis on kasutusel üleriigiline piltide arhiveerimise ja kommunikatsiooni süsteem ja samu pilte vaadatakse erinevates tervishoiuasutustes erinevatel kuvaritel, siis on oluline, et neid pilte kuvataks sarnaselt. Esimene tingimus selle tarbeks on kasutada kuvareid, mis on kalibreeritud ühe standardi järgi – DICOM 3.14. Teise tingimusena peavad kõikidel kuvaritel olema sama heledussuhe (LR). Vaadates mingit pilti, adapteerub inimese visuaalsüsteem piiratud heleduse vahemikus olevale kontrastsusele. Fikseeritud adaptatsiooni tingimustes on inimesilma kontrastsustundlikkus väiksem pildi tumedas ja heledas piirkonnas. Võrreldes pilti suure ja väikse heledussuhtega kuvarilt näeme, et suure heledussuhtega kuvaril inimesilma kontrastsustundlikkus väheneb pildi heledas ja tumedas piirkonnas ning seetõttu paistab sama pilt erinevatel kuvaritel erinev. Seega samaväärse pildi väljanägemise jaoks on tarvis kuvarid kalibreerida DICOM 3.14 standardi järgi sarnase heledussuhtega. Tuleb märkida, et hetkel pole standardset meetodit, kuidas automaatselt määrata vajalikku heledussuhet [3].

2.5. DICOM kalibratsioon

Kompuuterradiograafias ja kompuutertomograafias väljastatakse pilte, millel on tavaliselt 12-16 bitised pikslid ehk 4096-65536 hallskaala tooni pikseli kohta. Tüüpilised tänapäeva meditsiinilised kuvarid suudavad kuvada heledust 0,8 kuni 600 cd/m². DICOM JND tabeli järgi vastab 0,8 cd/m² JND-indeksile 63 ja 600 cd/m² JND-indeksile 733, see tähendab, et inimene suudab selles vahemikus eristada 670 erinevat hallskaala tooni. Selle saavutamiseks on aga tarvis kuvar kalibreerida vastavalt DICOM standardile, et kuvatud hallskaala toonid oleksid üksteisest võrdsel kaugusel ja vastaksid JND-indeksi väärtustele [25].

Igal kuvaril on oma tunnusköver, mis kirjeldab heleduse väärtuse muutust vastavale hallskaala toonile. Tavaliste kuvarite tunnusköver näeb välja S-tähe kujuline, mistõttu on see oluliselt erinev DICOM standardi poolt kirjeldatust. See aga põhjustab erinevate hallskaala toonide mittekonstantse kauguse üksteisest ehk siis mõne hallskaala toonide vahe on väiksem kui üks JND ühik ning inimene ei suuda neid kahte tooni eristada. Seetõttu on tarvis kuvareid regulaarselt kalibreerida vastavalt DICOM 3.14 standardile. DICOM kalibratsiooniks kasutatakse fotomeetrit, millega mõõdetakse tavaliselt kuvari keskel heledussaagis. Põhinedes saadud kõverale arvutatakse välja ja konfigureeritakse palett (LUT). Kuvamisahelas liiguvad andmed kõigepealt läbi paleti, kus muudetakse kuvari heledusköver vastavaks DICOM standardi heleduskõverale ning pilt kuvatakse standardiseeritult [25].

Uuritud on mitmeid piltide arhiveerimise ja kommunikatsiooni süsteemide tööjaamade kuvareid, eesmärgiga välja selgitada nende hetke olukord ning muutused pärast DICOM kalibratsiooni. Toronto Tervise Võrgustiku Ülikoolis viidi aastal 2005 läbi uuring, kus kalibreeriti 11 kahe kuvariga süsteemi ja 5 ühe kuvariga süsteemi [26]. Neli kuvarit kahekümne seitsmest leiti olevat diagnoosimiseks mitterahuldavad isegi pärast kalibratsiooni, põhjuseks maksimaalne heledus, mis oli alla AAPMi soovitatud kriteeriumi, 170 cd/m² [3]. Ülejäänud kuvaritel oli pärast kalibratsiooni hinnata pildikvaliteedi selget paranemist. Selgus, et kolmekümnel protsendil uuritud kuvaritest ei olnud võimalik eristada viieprotsendilist heleduse muutust, samuti ei olnud lubatud piires viiekümne protsendi uuritavate kuvarite maksimaalne heledus ning kolmekümne viie protsendi kuvarite minimaalne heledus. Pärast DICOM-kalibratsiooni olid heleduse gradatsioonid eristatavad kõikidel kuvaritel. Antud uuringu tulemused viitasid asjaolule, et meditsiinilisi kuvareid tuleb regulaarselt kontrollida ja kalibreerida, et tagada ettenähtud pildikvaliteet [26].

Vancouveri Haigla radioloogiaosakonnas viidi aastal 2005 läbi uuring, kus mõõdeti fotomeetriga Minolta LS-100 ühe meetri kauguselt kuvarite maksimaalset ja minimaalset heledust ning arvutati heledussuhe [27]. Uuringu alla võeti kokku 34 meditsiinilist kuvarit. Keskmise maksimaalne heledus mõõdeti kuvaritel 291 cd/m^2 ja keskmine heledussuhe 251. Kõik kuvarid vastasid AAPM maksimaalse heleduse nõudele 170 cd/m^2 , aga viieteistkümmel kuvaril ei olnud heledussuhe suurem kui 250 [3]. Põhjuseks oli liiga tugev taustheledus, mille eemaldamisel heledussuhte kriteerium saavutati [27].

Radioloogiliste uuringute vastamisel on soovitatud kasutada DICOM-standardile vastavaid meditsiinilisi mustvalgeid kuvareid, kusjuures tavaarvutite värvikuvareid peetakse odavamaks alternatiiviks. Örebro Ülikooli Haiglas võrreldi omavahel 2-megapiksliseid värvikuvareid ja meditsiinilisi mustvalgeid kuvareid. Uuritud kuvarite mudelid olid Dell 2000 FP UltraSharp ja Barco MFGD 2320. Heleduse mõõtmiste tulemusena selgus, et meditsiinilistel mustvalgetel kuvaritel on kõrgem maksimaalne heledus ja tänu sellele on nendel kuvaritel eristatav suurem hulk hallskaala toone mustast valgeni. Samuti on need DICOM-kalibreeritud, mis tagab pildi samasuguse kuvamise erinevatel kuvaritel. Võrdluseks kasutati ka kontrastsusfantoomi, milleks oli $265 \times 265 \times 10$ mm plastikplaat, kuhu on puuritud augud erineva suuruse ja sügavusega. Sellest plaadist tehtud röntgenpildil tuvastati kõik nähtavad augud, kasutades nii värvilisi, kui ka mustvalgeid kuvareid. Tulemuseks saadi, et kontrastsuse poolest värvi- ja mustvalgetel kuvaritel oluline erinevus puudub [28]. Värvikuvarite sobivust radioloogiliste uuringute vastamiseks on uuritud ka Loode Ülikooli Meditsiinkoolis ning leitud, et need vastavad AAPM'i poolt esitatud kriteeriumitele, ning see teema väärleb edasisi uuringuid [29]. Samuti on meditsiiniliste kuvarite tootjad DICOM standardile vastavate värviliste kuvaritega turule tulnud [30].

2.6. Kvaliteedikontrolli teostamise protseduur

Kuvari kvaliteedikontrolli alustatakse kuvari õigest paigutusest, kusjuures tuleb järgida tingimusi [3]:

- kuvar asub nii, et sellele ei lange otsest valgust toa üldvalgusallikatelt, aknast või mujalt ning samuti ei paista valgusallika peegeldusi kuvari ekraanilt;
- kuvari paigutus on ergonoomiline - ekraani keskosa asub silmade tasandil.

Enne testide alustamist lastakse kuvaril umbes 30 minutit soojeneda, et elektroonika saaks stabiliseeruda. Üle vaadatakse ega kuvaril pole väliseid vigastusi, vahetult silmapaistvaid artefakte, nagu näiteks hägusust või värelust, ning ekraani aktiivne osa on õige suuruse ja positsiooniga. Kõik ekraani horisontaalsed ja vertikaalsed reguleerimised tehakse ära enne heleduse mõõtmist.

Tolm ja plekid ekraanil neelavad, peegeldavad ja murravad kiiratud valgust ja põhjustavad ebatäpseid mõõtmistulemusi. Enne katsete alustamist veendutakse ekraani puhtuses või puhastatakse see kuvari tootja poolt ette nähtud viisil. Tootja vastava juhise puudumisel puhastatakse ekraan spetsiaalsete puhastusvahenditega ja kiuvaba lapiga. Puhastusvedelikku ei tohi pritsida otse ekraanile vaid lapile, millega puhastatakse. Kindlasti ei tohi kasutada alkoholipõhiseid puhastusvahendeid, sest need võivad jätta ekraanile jälgi.

Ruumi valgustatusest sõltub suurel määral peegeldustest tingitud võimalike artefaktide hulk ja pildikvaliteedi halvenemine. Uuemad kuvarid on varustatud fotosilmaga, mis mõõdavad ruumi valgustatust ning võimaldavad muuta kuvari heledussaagist vastavalt ruumi valgustatuse muutusele. Samas tuleb sellesse suhtuda ettevaatusega, kuna taoline dünaamiline häälestus võib põhjustada DICOM GSDF standardile mittevastavust [3].

Enne mõõtmisi teostatakse kuvari visuaalne kvaliteedi kontroll, kasutades selleks spetsiaalset arendatud tarkvara MoniQA, millega tehakse läbi heleduse, gradient, nurkade geomeetriliste moonutuste ja lahutusvõime test.

Mõõtmisi alustatakse minimaalse ja maksimaalse heleduse väärtuse leidmisega, et kontrollida, kas kuvar on õigesti seadistatud. Spetsifikatsioonist saab kindlaks teha soovitud heleduse, kontrastsuse, peegelduse karakteristikud ja ruumi valgustatuse taseme ning seejärel on võimalik mõõta, kasutades fotomeetrit, minimaalse ja maksimaalse heleduse väärtused ja arvutada kontrastsuse väärtus. Mõõtmise hetkel viiakse ruumi valgustatus miinimumini, kasutades vajaduse korral abivahendina tumedat riidet või spetsiaalset teleskooptoru, mis asetatakse fotomeetri ja ekraani vahele. Kui minimaalne ja maksimaalne heledus ei vasta spetsifikatsioonis näidatule, siis on võimalik viia kuvari konfiguratsioon tagasi tehase seadetele, kasutades heleduse ja kontrastsuse reguleerimise nuppe. Seejärel mõõdetakse kõik ülejäänud heleduse väärtused minimaalse ja maksimaalse heleduse väärtuse vahel, kasutades selleks vastavaid AAPM standardmustreid [3].

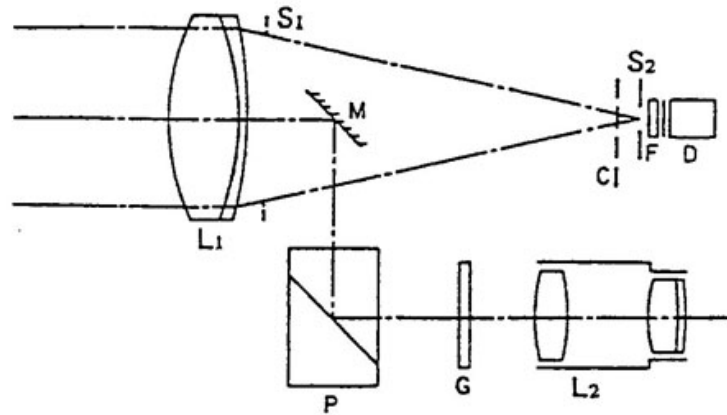
Kõik diagnostilised kuvarid kalibreeritakse enne kasutusele võttu vastavalt DICOM GSDF standardile. Tavaliselt on sellistel kuvaritel kaasas kalibratsiooniandur, mis ühendatakse tööjaamaga, või mis asub füüsiliselt kuvari sees. Anduriga tehtud mõõtmisel saadud heleduse väärtused salvestatakse, millest arvutatakse graafikakaardi jaoks LUT, mis omakorda annab hiljem kuvarile kalibreeritud heleduse. DICOM kalibratsiooni viiakse läbi tootja poolt ette nähtud intervalliga, soovitatavalt kord aastas.

3. MÕÕTEAPARATUUR, METOODIKA JA TESTOBJEKTID

3.1. Mõõteaparatuur

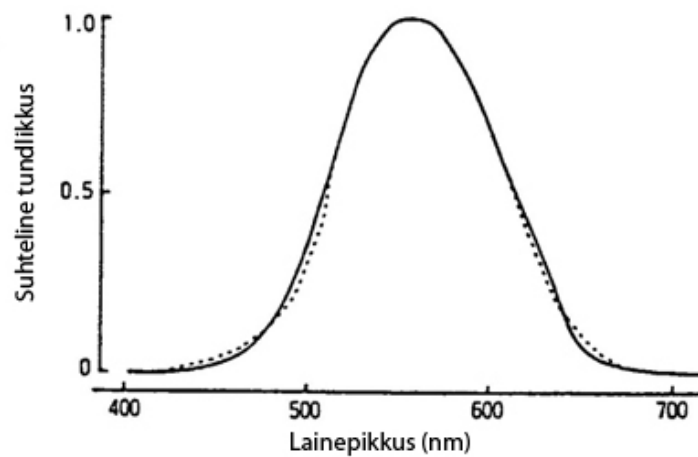
Heleduse väärtused mõõdeti fotomeetriga Minolta LS-100, kasutades AAPM standardmustreid TG18-LN. Minolta LS-100 on kaasaskantav suure täpsusega fotomeeter. Seadme optiline süsteem fokuseeritakse, vaadates läbi seadme okulaari, ja pärast päästikule vajutamist kuvatakse mõõtetulemus fotomeetri küljel olevale välisele näidikule ja fotomeetri sees olevale näidikule. Valgus, mis liigub läbi läätsede fotorakuni, mõõdetakse ja filtreeritakse, et see ühtiks võimalikult täpselt rahvusvaheliselt standardiseeritud silma suhtelise spektraalse tundlikkuse kõveraga. Sensori signaali töötleb edasi sisseehitatud mikroprotsessor, mis väljastab mõõtetulemused. Oma 1° mõõtepiirkonnaga võib LS-100 nimetada punktphotometriks - kasutades vastavat läätse, saab mõõta piirkonda diameetriga 0,4 mm. Fotomeetri mõõtevahemik on 0,001 kuni 999,900 cd/m², mõõtemääramatusega ±2% ±0,001 cd/m². Läätsede süsteem vähendab välist valguskuma nii, et mõõtetulemused on vähe sõltuvad väljaspool mõõtepiirkonda olevatest valgusallikatest. Näiteks kui sama heledusega valgusallikad asuvad mõõtepiirkonna sees ja väljas, siis mõõtepiirkonnast väljas mõõdetud valgusallika väärtus on kõigest 0,1 protsenti mõõtepiirkonna sees mõõdetud valgusallika väärtusest [31].

Minolta LS-100 optiline süsteem on näidatud joonisel 6.



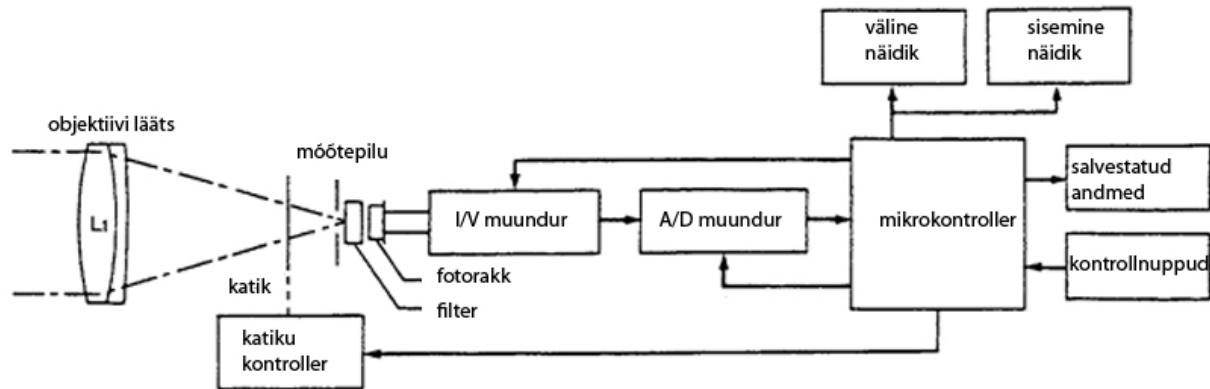
Joonis 6. Minolta LS-100 optiline süsteem: L1 – objektiivi lääts, L2 – okulaari läätsede süsteem, M – peegel, S1 – sisendpilu, S2 – mõõtepilu, C – katik, F – filter, D – fotorakk, P – prisma, G – fokuseerimisekraan [31].

Mõõteobjektilt tulev valgus siseneb seadmesse ja läbib objektiivi lääts, väike osa seadmesse sisenenud valgusest peegeldatakse kõrvale. Suurem osa valgusest läbib katiku, mõõtepilu ja filtri ning jõuab fotorakuni, mis muundab valguse alalisvooluks. Fotoraku spektraalne tundlikkus seatakse filtritega nii paika, et see vastaks võimalikult täpselt silma suhtelise spektraalse tundlikkuse kõverale, nagu näidatud joonisel 7 [31].



Joonis 7. Spektraalne tundlikkuse kõver. Pidevjoon tähistab Minolta suhtelise spektraalse tundlikkuse kõverat. Punktjoon tähistab silma suhtelise spektraalse tundlikkuse kõverat [31].

Valgus, mis alla peegeldati suunatakse prisma abil fokuseerimiskraanile, et tekitada mõõteobjektist kujutis. Mõõtepiirkond on täpselt fokuseeritav ning okulaari kaudu on mõõteobjekt ja –tulemus samaaegselt nähtavad.



Joonis 8. Minolta LS-100 elektrooniline plokkskeem [31].

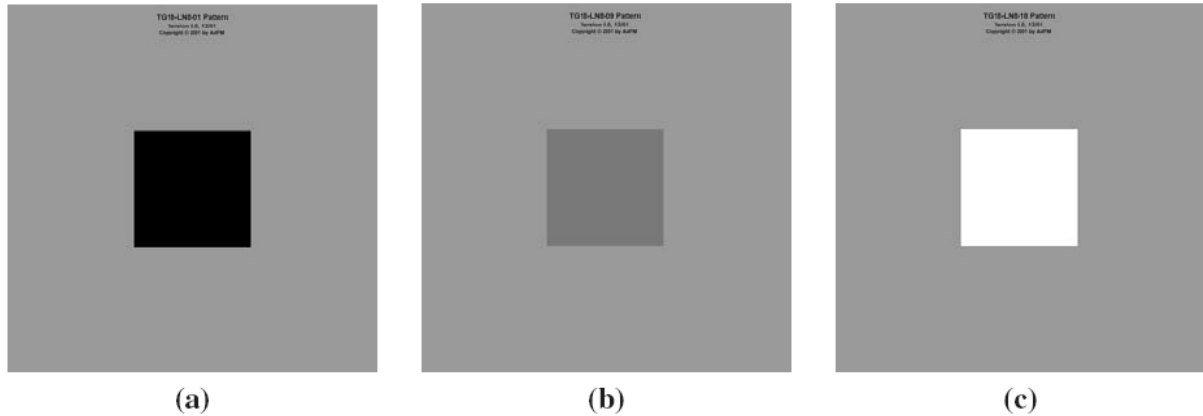
Jooniselt 8 on näha fotomeetri elektrooniline plokkskeem. Pärast seda, kui valgus on muundatud fotoraku poolt alalisvooluks muundatakse ta voolu pingele muunduri abil pingeks. Pingeline signaal saadetakse edasi analoog digitaal muundurisse, kus see muundatakse digitaalseks signaaliks. Mikrokontroller kasutab saadud signaali, et kuvada mõõtetulemused, seadme välisküljel või sees oleva näidikul, vastavalt mõõtetingimustele ja kasutaja poolt seatud kontrollnuppudele [31].

Minolta LS-100 puhul on võimalik kasutada kaht kalibratsioonirežiimi: PRESET, kus mõõtmistel kasutatakse Minolta enda kalibratsioonistandardit, ja VARI, kus mõõtmistel kasutatakse kasutaja poolt määratud standardit. Antud töös kasutati Minolta enda kalibratsioonistandardit [31].

3.2. Heledussaagise leidmine

Kuvari heledussaagis iseloomustab kuvatud heleduse ja standardiseeritud kuvasüsteemi sisendväärtuste vahelist suhet. Heledussaagise määramiseks kasutati TG18-LN standardmustrit, mis vastab DICOM standardi nõuetele. See muster on tähistatud kui TG18-LNx-y, kus x tähistab rastrisügavust ja y mustrit numbrit. Kui kasutada 8-bitist standardmustrit, siis on standardmustrite tähistus vastavalt TG18-LN8-1 kuni TG18-LN8-18. TG18-LN koosneb kaheksateistkümnest standardmustrist, kus igaühel on ekraani kogupinnast 10% hõlmav tsentraalne mõõtepiirkond kindla p-väärtusega. Mõõtepiirkonda ümbritseb

homogeenne taust, mille heledus on võrdne 20%-ga maksimaalsest heledusest. 8-bitise standardmusteri korral kasutatakse p-väärtusi viieteistkümnese sammuga alates 0-st kuni 255-ni (vt. joonis 9).



Joonis 9. Standardmuster TG18-LN, kus (a) TG18-LN8-01, (b) TG18-LN8-09, (c) TG18-LN8-18 [3].

Kuvarilt mõõdetud heleduse väärtus koosneb kuvarilt kuvatud heledusest, mis varieerub L_{min} ja L_{max} vahel, ning taustheledusest L_r . Antud töös mõõdeti L_{min} , L_{max} ja vahepealsed heleduse väärtused L_i ruumi valgustusest tekkinud lisahleduseta, kasutades selleks spetsiaalset teleskooptoru fotomeetri objektiivist kuvarini. Kuvarilt tagasipeegeldunud heledus mõõdeti eraldi ja tegelik heledus (st summaarne heledus koos tausthledusega) arvutati, kasutades järgnevat valemit

$$L'_i = L_i + L_r. \quad (3)$$

AAPM'i soovitusel peaks maksimaalne heledus olema suurem kui 170 cd/m^2 ja mitme kuvariga tööjaamadel peaks nende erinevus (ΔL_{max}) jääma alla 10%. Taustheledus peab olema väiksem kui $L_{min}/1,5$, ideaalsel juhul $L_{min}/4$. Heledussuhteks LR nimetatakse maksimaalse ja minimaalse heleduse suhet mõõdetuna koos taustheledusega L'_{max}/L'_{min} , mis peab AAPM järgi olema suurem või võrdne 250-ga. Sarnase pildi kuvamise erinevatel kuvaritel tagab nende sarnane heledussuhe. Kuna inimsilm kohaneb keskmise heledusega, siis erinevad kuvarid võivad kuvada pilte sarnaselt ka siis, kui neil on erinev L_{max} väärtus, aga sama heledussuhe. Mõõdetud heleduse väärtuste sidumisel DICOM standardi heledussaagisega pannakse kaheksateistkümne mõõtepunkti p-väärtused vastavusse JND-indeksi väärtustega.

Kõigepealt leitakse DICOM JND-indeksi tabelist mõõdetud L_{min} ja L_{max} vastavad J_{min} ja J_{max} ning seejärel arvutatakse ülejäänud heleduse väärtuste JND-indeksid valemiga

$$J_i = J_{min} + \frac{P_i(J_{max}-J_{min})}{\Delta P}, \quad (4)$$

kus J_i on L_i -le vastav JND-indeks, P_i on L_i -le vastav p-väärtus ja ΔP on maksimaalse ja minimaalse p-väärtuse vahe. Tulemused esitatakse graafilisel kujul, kus x-teljel on JND-indeksid ja y-teljel mõõdetud heleduse väärtused. Mõõdetud heleduse väärtused teisendatakse kontrastsusväärtusteks järgneva valemi abil

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

ja DICOM GSDF standardile vastavad kontrastsusväärtused saame valemist

$$\delta_i^d = \frac{2(L_i^d - L_{i-1}^d)}{(L_i^d + L_{i-1}^d)(J_i - J_{i-1})}. \quad (6)$$

Kontrastsusväärtusele vastav JND-indeks arvutatakse valemist

$$JND = \frac{J_i - J_{i-1}}{2}. \quad (7)$$

Tulemused esitatakse graafilisel kujul, kus x-teljel on JND-indeks ja y-teljel arvutatud kontrastsusväärtused. Meditsiiniliste kuvarite kontrastsusväärtused ei tohiks erineda GSDF kõverast rohkem kui $\pm 10\%$ [3].

3.3. Heleduse homogeensuse hindamine

Heleduse homogeensuse määramiseks kasutati standardmustrit TG18-UN, mis koosneb viiest ühesuguse p-väärtusega alast (vt. joonis 10).



Joonis 10. Standardmuster TG18-UN [3].

Tähtis on, et heleduse väärtuste erinevus kuvari keskel ja äärtel jääks 30% sisse, mis vastab AAPM kriteeriumile. Mõõtetulemused väljaspool seda piirimäära viitavad sellele, et kuvar tuleks uuesti kalibreerida, remontida või välja vahetada, olenevalt vea suurusest [3]. Maksimaalne erinevus k_δ protsentides ühe kuvari viies erinevas punktis arvutatakse valemi 8 järgi

$$k_\delta = 200 * \frac{(L_{max}-L_{min})}{(L_{max}+L_{min})} \quad (8)$$

3.4. MoniQA tarkvara

Leuveni ülikoolihaigla radioloogiaosakonnas (LUCMFR) on välja töötatud tarkvara MoniQA meditsiiniliste kuvarite kvaliteedikontrolli teostamiseks. Kasutatakse ajas muutuvat standardmustrit, mida on võrreldud hästituntud AAPM TG18 ja DIN standardmustritega [4]. Enamikel juhtudel olid need mustrid võrreldavad ja MoniQA standardmustrit võib kasutada alternatiivina AAPM TG18 ja DIN standardmustritele. Samuti on uuritud MoniQA standardmustrit erinevatel kuvaritel. Selgus, et mõõtmistulemused olid stabiilsed kõikidel kuvaritel [32]. MoniQA programmi headeks omadusteks võib veel lugeda selle, et kõik standardmustrid, kaasa arvatud AAPM TG18 ja DIN standardmustrid on kuvatavad ühe programmi abil ning MoniQA standardmustrit kasutades lüheneb kvaliteedikontrolliks kulunud aeg - ühe kuvari kontrollimiseks kulus keskmiselt kaks ja pool minutit [33].

3.4.1. Installeerimine ja kasutajaliides

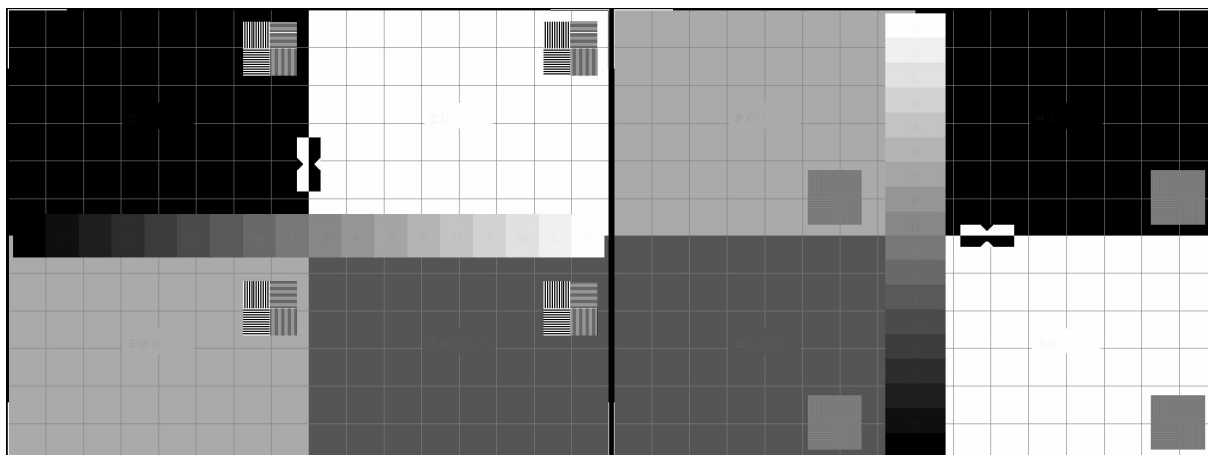
Tarkvara installeerimine toimub etteantud juhiste põhjal. Installeerimise käigus küsitakse kasutajalt töökoha üldiseid andmeid, mis on programmi tööks vajalikud. Vastavad andmed on:

- haigla identifikaator – igale haiglale antakse LUCMFR poolt unikaalne number;
- töökoha identifikaator – iga töökoht haiglas saab oma unikaalse numbri;
- testija nimi – iga tehtud test seotakse testija nimega;
- kuvarite hulk – vaikeseadena eeldatakse vaid üht kuvarit, kuid radioloogiliste tööjaamade puhul võib olla kasutuses kuni kolm kuvarit;
- eksportkataloog – kataloog kuhu salvestatakse testi tulemused;
- litsents – tarkvaraga on kaasas demo litsents, millega saab teha kõiki operatsioone, ainsaks piiranguks on see, et testmustrite peal on kirjas „demo”. Täislitsentsi on võimalik saada, kui tehakse koostööd LUCMFR’iga ja saadetakse sinna kõik mõõtmistulemused. Antud töö käigus tehti LUCMFR’iga koostööd [31].

Tarkvara on võimalik ka hiljem konfigureerida vastavalt vajadusele, kasutades selleks konfiguratsiooni faili. MoniQA saab seadistada logima oma tegevust, käivituma iga päev teatud kellaajal või saatma meeldetuletusi e-kirja näol.

3.4.2. MoniQA standardmuster

Igapäevaseks kvaliteedikontrolliks on MoniQA tarkvaras kasutusel dünaamiline (ajas muutuv) standardmuster, mis sisaldab heleduse, geomeetriliste moonutuste, lahutusvõime ja üldise pildikvaliteedi kontrolli elemente (vt. Joonis 11).



Joonis 11. Kaks erinevat võimalikku MoniQA standardmusterit [34].

Kasutaja juhatamiseks läbi erinevate testide kasutatakse vastavaid vorme, kuhu täidetakse ka testide tulemused.

- Heleduse kontrollimiseks viiakse läbi kaks testi:
 - standardmuster on jaotatud neljaks alaks, mille heledus erineb vastavalt 0%, 33%, 66% ja 100% maksimaalsest heledusest L_{max} . Nendel aladel asuvad piirkonnad, millel on viis erineva heledusega tähte (hallskaala väärtusega 7, 5, 3, 2, 1), mille kasutaja peab eristama ja kirjutama vastavasse vormi;
 - gradientriba koos madala kontrastsusega tähtedega – kasutatakse 18 erinevat hallskaalavärvi, millest moodustub pikk riba, mis kuvatakse kuvarile horisontaalselt või vertikaalselt (vt. Joonis 12). Kasutaja peab vormi täitma riba kaks kõige äärmist tähte, mida ta on võimeline eristama;



Joonis 12. Gradientriba [34].

- geomeetriliste moonutuste kontroll: standardmusteri peal on kujutatud võrgustik, mille abil saab kasutaja hinnata, kas jooned on sirged või esineb kõverusi. Tähtis on jälgida, et kõik jooned oleksid olemas ja et ei esineks muid artefakte. Ekraani nurkadesse on lisatud ühe piksli suurused triibud, mis peavad samuti olema nähtavad, vastasel korral on tegemist rastri nihke või pöördega;

- lahutusvõime kontroll: MoniQA standardmuustril on neli lahutusvõime kontrollala, mis koosneb juhuslikult paigutatud kõrge ja madala kontrastiga joonepaaridest. Siinkohal tuleb hinnata, kas jooned on sirged ja üksteisest eristatavad, samuti ei tohi esineda vöbelust ja varje;
- üldine pildikvaliteedi kontroll: varjude ja hägususe tuvastamise tarbeks on lisatud liivakella meenutav objekt, mis asub alati ekraani valge ja musta osa vahel. Liivakella sakiline osa peab korrektselt töötava kuvari korral olema alati nähtav, samuti ei tohi esineda varje üleminekul mustalt valgele;
- surnud pikslite leidmiseks muudetakse erinevate piirkondade tausta iga päev. Samuti tuleks jälgida kogu standardmuustrit, et leida identifitseerimatuid või häirivaid objekte [30].

Pärast kõikide testide läbiviimist antakse kuvarile punkte -100-st kuni 100-ni [vt. lisa 1]. Iga vea eest saab miinuspunkte ja kokkuvõttes, mida kõrgem skoor, seda parem tulemus. LUCMFR poolt on kuvarile seatud kolm kriteeriumit, mida kasutaja peaks jälgima:

- punktide arv ≥ 95 – töökorras kuvar;
- punktide arv 91-94 – vajab kontrolli (taustheledus liiga kõrge, vajab ümberhäälestust või uut kalibratsiooni)
- punktide arv ≤ 90 – vajab põhjalikku kontrolli (taustheledus liiga kõrge, vajab ümberhäälestust või uut kalibratsiooni, remonti, korduvate tõrgete korral väljavahetamist) [30].

3.5. Mõõteobjektid

Käesoleva uuringu mõõteobjektideks Tartu Ülikooli Kliinikumis ja Põhja-Eesti Regionaalhaiglas olid 16 mustvalget vedelkristallkuvarit firmalt Barco. Uuringu all olid kümme 2-megapikslit Barco NIO E-2620 kuvarit, diagonaaliga 19,8 tolli ja maatriksi suurusega 1600x1200, mille keskmiseks tööeaks oli 3 aastat ja taustvalguspaneeli tööeaks 1,5 aastat. DICOM kalibratsioon oli neil kuvareil tehtud 2 aastat tagasi nende paigaldamisel. Mõõdeti neli 3-megapikslit Barco NIO E-3620 kuvarit, diagonaaliga 20,8 tolli ja maatriksi suurusega 2048x1536, mille keskmiseks tööeaks oli aasta ja taustvalguspaneeli tööeaks pool aastat. Nende DICOM kalibratsioon oli tehtud pool aastat tagasi. Lisaks mõõdeti veel kaks 5-megapikslit Barco NIO MDNG-5121 BB kuvarit, diagonaaliga 20,1 tolli, maatriksi suurusega 2048x2560, mille tööeaks oli 1,2 aastat ja taustvalguspaneeli tööeaks 0,7 aastat.

Nende eelmise kalibratsiooni tegemise aeg ei ole teada. Meditsiinilise kuvari eeldatavaks tööeaks on 10 aastat [35],[36].

3.6. Mõõtmistulemuste töötlus ja mõõtemääramatus

Mõõtmistulemuste töötlus teostati programmidega Mathsoft® Mathcad ja Microsoft® Excel. Ühe uuringu käigus mõõdeti kuvariekraani heledus kaheksateistkümne erineva p-väärtuse korral, kuvariekraani heleduse homogeensus kuvari viies erinevas piirkonnas ja ruumi valgustusest tingitud taustheledus kuvariekraanil. Mõõtetulemuse statistilise mõõtemääramatuse hindamiseks tehti 10 mõõtmist. Kõikidest näitudest võeti aritmeetiline keskmine ning seejärel leiti mõõdetud suuruse aritmeetilise keskmise standardhälve $s_{\bar{L}}$

$$s_{\bar{L}} = \frac{s_L}{\sqrt{n}} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (L_i - \bar{L})^2}{n(n-1)}}, \quad (9)$$

kus L_i tähistab mõõdetud väärtust, \bar{L} aritmeetilist keskmist ja n mõõtmiste arvu. Heleduse A-tüüpi mõõtemääramatuse $U_A(L)$ leidmiseks kasutati Studenti t-kordajat, mis kümne mõõtmise korral usaldusnivool $p = 95\%$ on $t = 2.26$

$$U_A(L) = t * s_{\bar{L}}. \quad (10)$$

Fotomeetri Minolta LS-100 dokumentatsioonis on antud põhiviga, $\Delta = \pm 2\% \pm 0,001 \text{ cd/m}^2$, mille põhjal summaarne absoluutne põhiviga Δ_L on

$$\Delta_L = \pm \frac{2}{100} * L_i + 0,001 \frac{\text{cd}}{\text{m}^2}. \quad (11)$$

B-tüüpi mõõtemääramatuse $U_B(L)$ leidmiseks usaldusnivool 95% kasutati järgmist valemit, eeldades et tegemist on ühtlase jaotusega

$$U_B(L) = \frac{1,65 * \Delta_L}{\sqrt{3}}. \quad (12)$$

Seejärel arvutati heleduse liitmääramatus $U_C(L)$ A ja B komponendi geomeetrilise summana

$$U_C(L) = \sqrt{U_A^2(L) + U_B^2(L)}, \quad (13)$$

mis vastab heleduse laiendmääramatusele $U(L)$ usaldusnivool 95%.

4. TULEMUSED

4.1. 2-megapikslised kuvarid

Eksperimentaalset tööd alustati kümne Barco NIO E-2620 kuvariga. Kõik 2-megapikslised kuvarid said MoniQA visuaalses testis maksimaalse tulemuse – 100 punkti. Seoses sellega ei viidud läbi uut DICOM kalibratsiooni. Eelmine kalibratsioon oli tehtud kõikidel kuvaritel kaks aastat tagasi nende soetamisel. Järgmisena teostati kõigil kuvaritel mõõtmised fotomeetriga Minolta LS-100. Mõõtmisi alustati taustheleduse leidmisega, selleks lülitati kuvar välja ja mõõdeti ekraanilt peegelduv heledus. Standardmustrit TG18-LN kasutades mõõdeti heleduse väärtused kaheksateistkümnes erineva p-väärtusega alas. Standardmustriga TG18-UN mõõdeti heledust viies kuvari piirkonnas, nurkades ja keskel, et leida kuvari heleduse homogeensus. Mõõdetud maksimaalne ja minimaalne heledus (vastavalt L_{max} ja L_{min}), taustheledus (L_r), arvutuslik taustheledus ($L_{min}/1.5$), heledussuhe (LR) ja heleduse homogeensus (k_δ) on esitatud tabelis 2.

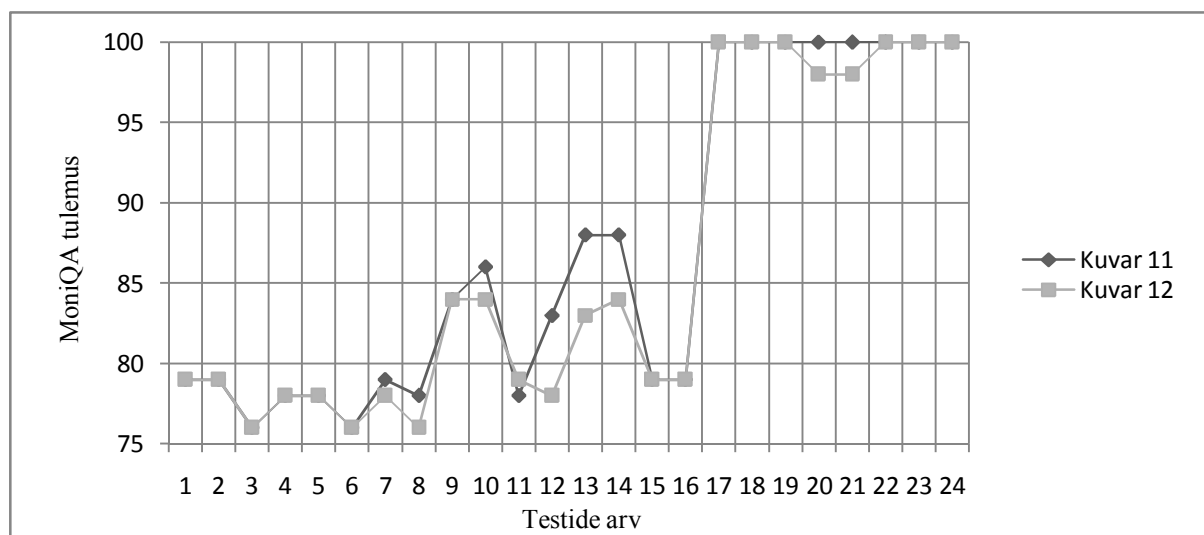
Tabel 2. 2-megapiksliste kuvarite mõõtmistulemused ($p = 95\%$).

Kuvar	1	2	3	4	5
L_{max} (cd/m ²)	295(6)	441(8)	464(8)	469(9)	466(9)
L_{min} (cd/m ²)	0,35(1)	0,53(2)	0,64(4)	0,77(3)	0,70(3)
L_r (cd/m ²)	0,11(1)	0,49(7)	0,84(2)	0,84(2)	0,58(1)
$L_{min}/1.5$ (cd/m ²)	0,23(1)	0,35(2)	0,43(4)	0,51(3)	0,46(3)
LR (suht. üh.)	650(3)	432(3)	313(3)	292(3)	367(3)
k_δ (%)	15(2)	19(3)	14(3)	13(3)	12(3)
Kuvar	6	7	8	9	10
L_{max} (cd/m ²)	473(9)	262(5)	284(5)	346(9)	346(9)
L_{min} (cd/m ²)	0,57(3)	0,19(1)	0,21(1)	0,23(1)	0,31(1)
L_r (cd/m ²)	0,58(1)	0,15(1)	0,15(1)	0,08(1)	0,08(1)
$L_{min}/1.5$ (cd/m ²)	0,38(3)	0,13(1)	0,14(1)	0,15(1)	0,21(1)
LR (suht. üh.)	413(3)	760(3)	778(3)	1109(3)	1096(3)
k_δ (%)	15(3)	34(2)	24(2)	27(3)	23(3)

4.2. 3-megapikslised kuvarid

Barco NIO E-3620 kuvarite MoniQA visuaalne kontroll andis kuvaritele 13 ja 14 maksimaalse tulemuse – 100 punkti, kuid kuvarid 11 ja 12 jäid allapoole LUCMFR

aktsepteerimiskriteeriumi. Kahe MoniQA testi mitteläbinud kuvari tulemused on esitatud joonisel 13, mille võib jaotada tinglikult kolmeks piirkonnaks. Esimeseks piirkonnaks võib nimetada teste 1-8, mis tehti esialgsetes tingimustes, erinevatel päevadel, kuvari seadetes ja ümbritsevas keskkonnas muudatusi läbi viimata. Teine piirkond, üheksandast kuni kuueteistkümnenda testini, tähistab teste, kus muudeti taustheledust. Kõrgemad tulemused saadi väiksema taustheledusega. Kolmanda piirkonna, testid 17-24, tehti pärast DICOM kalibratsiooni. Pärast kalibratsiooni vastasid mõlemad kuvarid LUCMFR seatud kriteeriumitele. Arvatavasti pole neid kuvareid haiglas kohapeal kalibreeritud.



Joonis 13. Programmiga MoniQA testitud 3-megapikslite kuvarite katsetulemused.

3-megapikslite kuvarite MoniQA testi tegemisel ei olnud kasutada fotomeetrit, millega mõõta heledust, seetõttu ongi heleduse mõõtmistulemused esitatud vaid pärast kalibratsiooni. Mõõdetud maksimaalne ja minimaalne heledus, taustheledus, arvutatud nõutav taustheledus, heledussuhe ja heleduse homogeensus on esitatud tabelis 3.

Tabel 3. 3-megapikslite kuvarite mõõtmistulemused ($p = 95\%$).

Kuvar	11	12	13	14
L_{max} (cd/m ²)	453(9)	435(8)	452(9)	434(8)
L_{min} (cd/m ²)	0,52(1)	0,51(1)	0,54(1)	0,47(1)
L_r (cd/m ²)	0,54(1)	0,54(1)	0,10(1)	0,10(1)
$L_{min}/1.5$ (cd/m ²)	0,35(1)	0,34(1)	0,36(1)	0,31(1)
LR (suht. üh.)	426(3)	413(3)	708(3)	763(3)
k_{δ} (%)	32(3)	25(3)	25(2)	29(3)

4.3. 5-megapikslised kuvarid

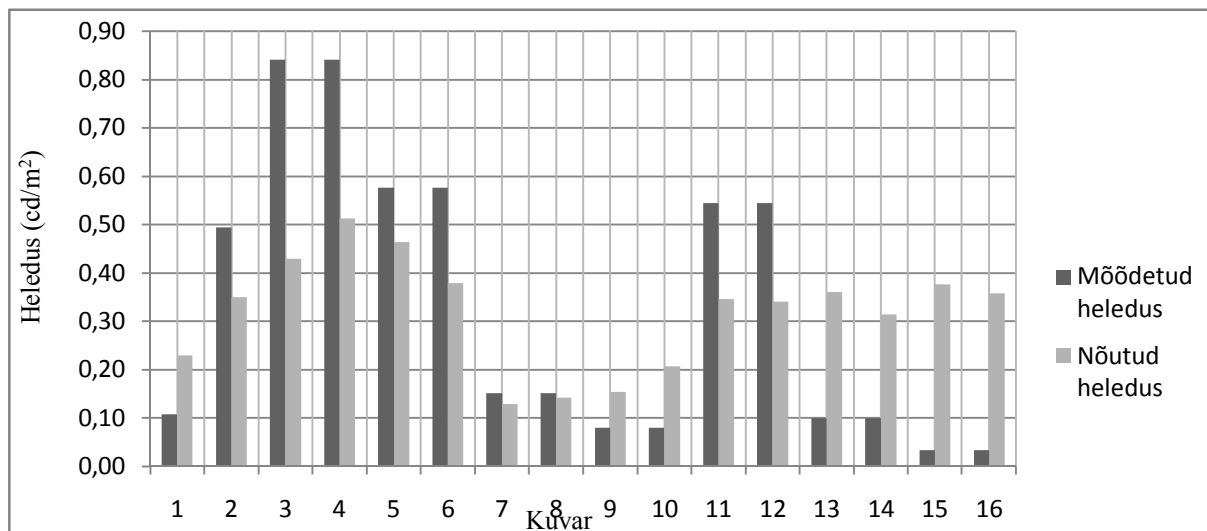
Kuna kahe BARCO NIO MDNG-5121 BB kuvari visuaalne kontroll programmiga MoniQA ei andnud maksimaalset tulemust, mõõdeti need enne ja pärast DICOM kalibratsiooni. MoniQA testi tulemuseks oli enne kalibratsiooni 95 ja pärast 100 punkti. Mõõdetud maksimaalne ja minimaalne heledus, taustheledus, arvutatud nõutav taustheledus, heledussuhe ja heleduse homogeensus on esitatud tabelis 4. Kuna heleduse homogeensus oli lubatud piires ja see sõltub pigem taustvalgustuspaneeli omadustest, siis ei hakatud seda teist korda mõõtma.

Tabel 4. 5-megapiksliste kuvarite mõõtmistulemused ($p = 95\%$).

Kuvar	15 (enne)	16 (enne)	15 (pärast)	16 (pärast)
L_{max} (cd/m ²)	460(7)	449(7)	457(8)	442(8)
L_{min} (cd/m ²)	0,57(1)	0,54(1)	0,56(1)	0,54(1)
L_r (cd/m ²)	0,03(1)	0,03(1)	0,03(1)	0,03(1)
$L_{min}/1.5$ (cd/m ²)	0,38(1)	0,36(1)	0,37(1)	0,36(1)
LR (suht. üh.)	768(3)	787(3)	775(3)	774(3)
k_δ (%)	20(3)	26(3)		

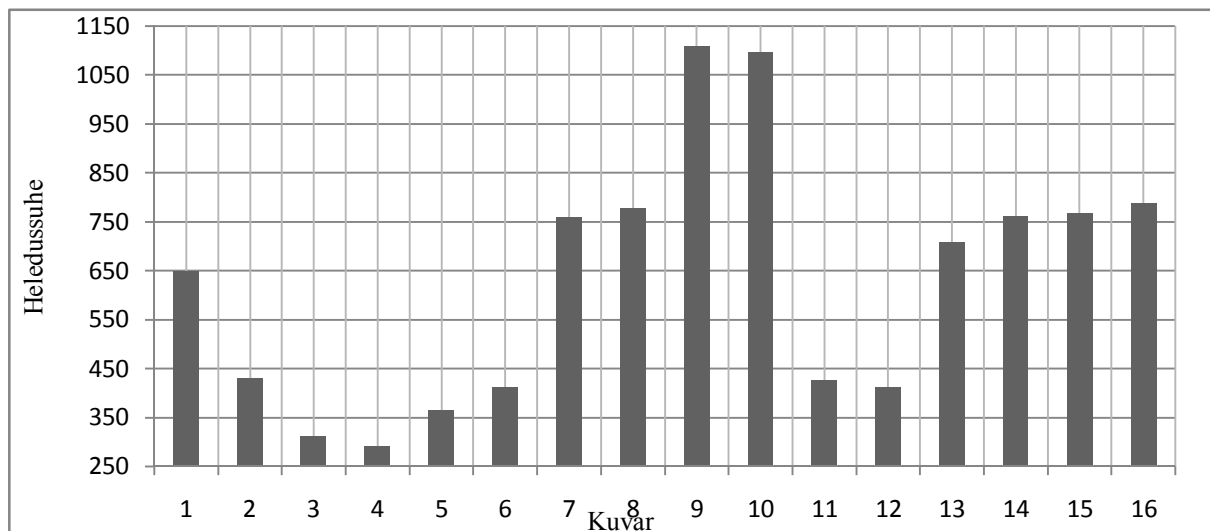
5. TULEMUSTE ANALÜÜS

Kõikide kuvarite korral mõõdetud taustheleduse väärtused ja AAPM arvutuslikud taustheleduse kriteeriumid on esitatud joonisel 14, millelt on näha, et kuvarite 2, 3, 4, 5, 6, 11 ja 12 korral on taustheleduse väärtus liiga suur, ületades selgelt AAPM kriteeriumi $L_{min}/1.5$. Liiga suure taustheleduse korral halveneb inimsilma võime eristada hallskaala toone, eriti tumedamas ja heledamas piirkonnas. Samuti suureneb peegelduse tekke võimalus kuvari ekraanil. Ruumides, kus vastavad kuvarid asuvad vähendati ruumi valgustust ja soovitati seda kvaliteeditagamise huvides ka edaspidi jälgida.



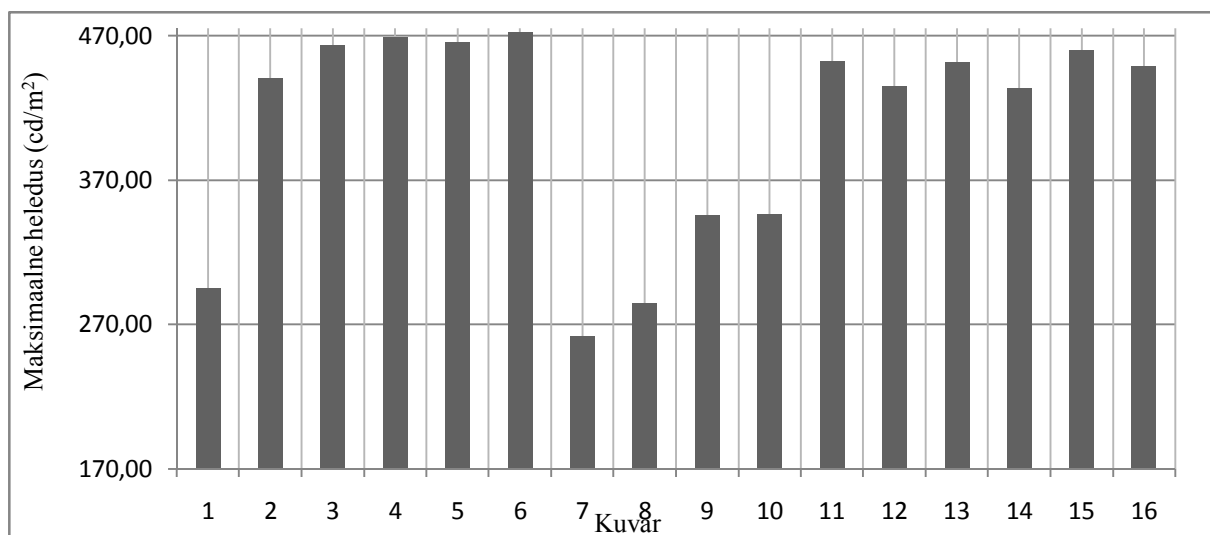
Joonis 14. Kuvarite mõõdetud taustheledus ja arvutuslik taustheleduse AAPM kriteerium.

Jooniselt 15 nähtub, et kõikide kuvarite korral mõõdetud minimaalse ja maksimaalse heleduse väärtustest arvutatud heledussuhe, ületab AAPM TG18 kriteeriumi $LR \geq 250$. Ühe tööjaama piires on heledussuhe suhteliselt ühesugune, kuid üleüldiselt on nende väärtuste erinevused suured. Kuna ühe pildi sarnane kuvamine erinevatel kuvaritel sõltub heledussuhtest ja Eestis on kasutusel üleriigiline piltide arhiveerimise ja kommunikatsiooni süsteem, siis on tarvis, et need väärtused oleksid kõikidel kuvaritel üleriigiliselt ühesugused. Kahjuks pole hetkel standardset meetodit, kuidas automaatselt määrata heledussuhet, seetõttu on oluline lahendada see probleem Eesti siseselt, näiteks Eesti Radioloogi Ühingu poolt, kes saab ette kirjutada kindla heledussuhte kriteeriumi, millele kõik radioloogias kasutatavad kuvarid vastama peavad. Seejärel on võimalik kuvari heledussuhe viia kriteeriumiga vastavusse mõõtes selleks minimaalse ja maksimaalse heleduse väärtused ning seadistada maksimaalse heleduse väärtus selliseks, mille korral L'_{max}/L'_{min} on võrdne kriteeriumiga.



Joonis 15. Kuvarite heledussuhe.

Mõõdetud maksimaalse heleduse väärtused on esitatud joonisel 16. Kõik maksimaalse heleduse väärtused on kõrgemad kui AAPM miinimumkriteerium 170 cd/m^2 . Kõik kuvarid, välja arvatud esimene ja teine kuvar, olid ühendatud tööjaamaga paari kaupa. AAPM aktsepteerimiskriteeriumi järgi ei tohi nende kuvarete maksimaalse heleduse erinevus olla suurem kui 10%, millele ka kõik kuvarid vastasid.



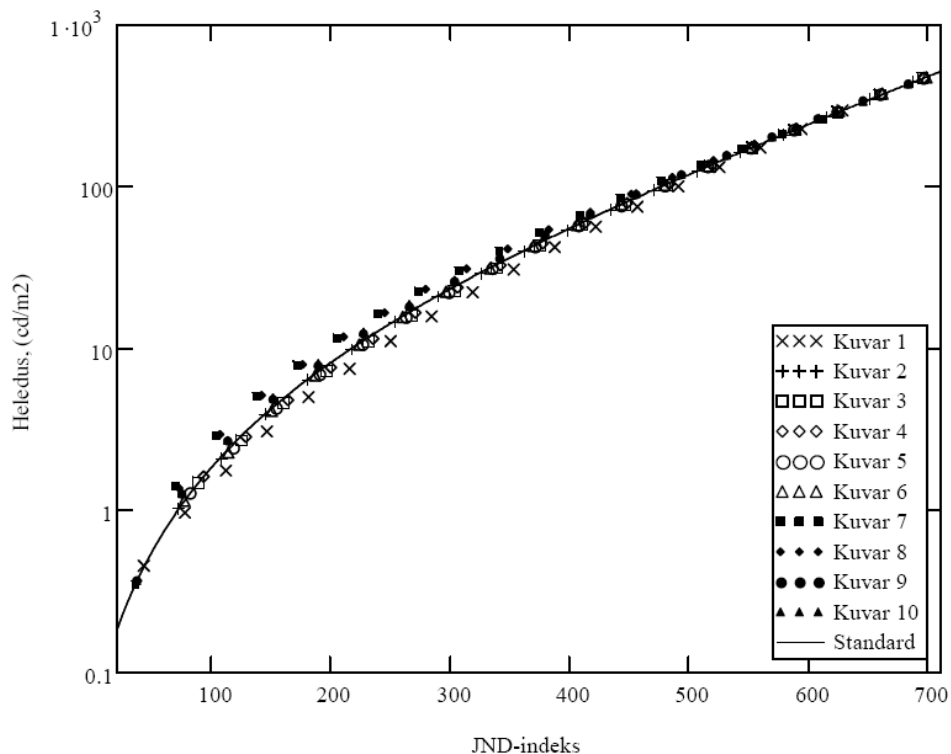
Joonis 16. Kuvarete maksimaalne heledus.

5.1. 2-megapikslised kuvarid

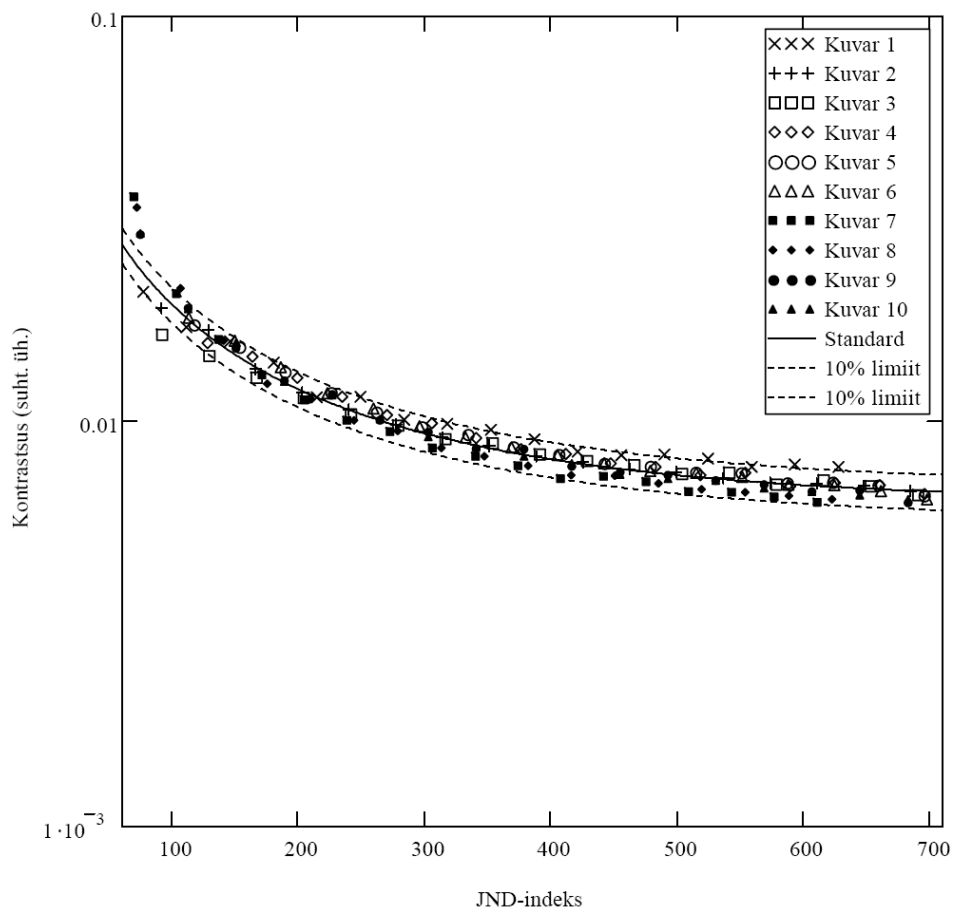
Eksperimentaalses töös mõõdetud heleduse väärtustest kaheksateistkümnes erineva p-väärtusega alas saame esitada graafiku heledusest JND-indeksi funktsioonina ehk

heledussaagise (vt. joonis 17), millelt on näha, et kuvarid 1, 7, 8 ja 9 ei lange JND piirkonnas 100-400 DICOM standardiga kokku. Mõõdetud heleduse väärtustest arvatati valemi 5 abil kontrastsusväärtused, mis on esitatud joonisel 18 nähtub, et kuvarid 2, 4, 5, 6 ja 10 langevad $\pm 10\%$ kriteeriumi piiresse. Kuvar 1 on terve DICOM GSDF kõvera ulatuses $\pm 10\%$ limiidi peal ja langeb mõnes piirkonnas lubatud piiridest välja. Kuigi programmiga MoniQA tehtud visuaalne kontroll andis antud kuvarile maksimaalse tulemuse, on sellel kuvaril oodata hallskaala toonide eristatavuse halvenemist. Samuti langevad kuvarid 3, 7, 8 ja 9 hallskaala tumedas piirkonnas DICOM standardi 10% limiidist välja. Inimsilma kontrastsustundlikkus fikseeritud adaptatsiooni korral on halvem kui DICOM GSDF, seetõttu pole see väljalangevus märgatav. Eelmine DICOM kalibratsioon oli nendel kuvaritel tehtud 2 aastat tagasi, on selgelt näha mõõdetud väärtuste degradeerumist standardist. Kuna AAPM TG18 soovitus on teha DICOM kalibratsioon korra aastas, siis on kvaliteetse pildi tagamiseks vajalik kõigil kuvaritel uus kalibratsioon.

Heleduse homogeensus oli üheksa kuvari korral AAPM soovitatud 30% piires, kuid seitsmenda kuvari heleduse homogeensus oli üle 30%. Heleduse väärtus selle kuvari erinevates piirkondades ületas kriteeriumi ja kuna inimsilm näeb sama heledust nendes piirkondades erinevalt, siis võib see põhjustada vale diagnoosi panemist. Kuvarit 7 tuleks põhjalikult kontrollida, teostada uus kalibratsioon ning vajaduse korral remontida või välja vahetada.



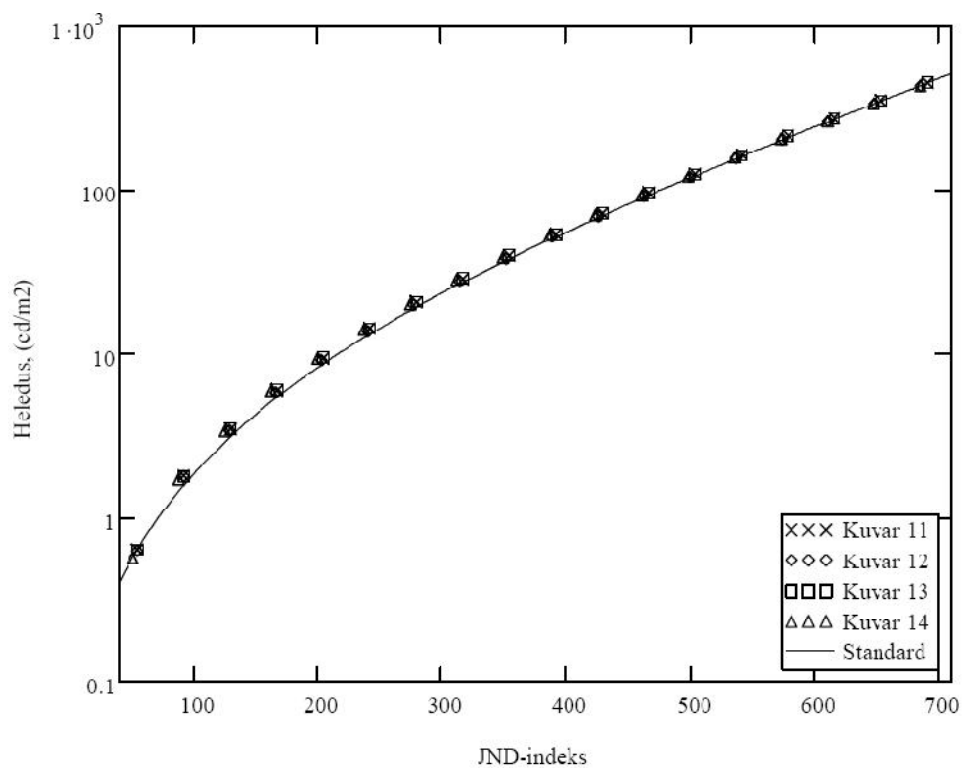
Joonis 17. 2-megapiksliste kuvarite heledussaagis.



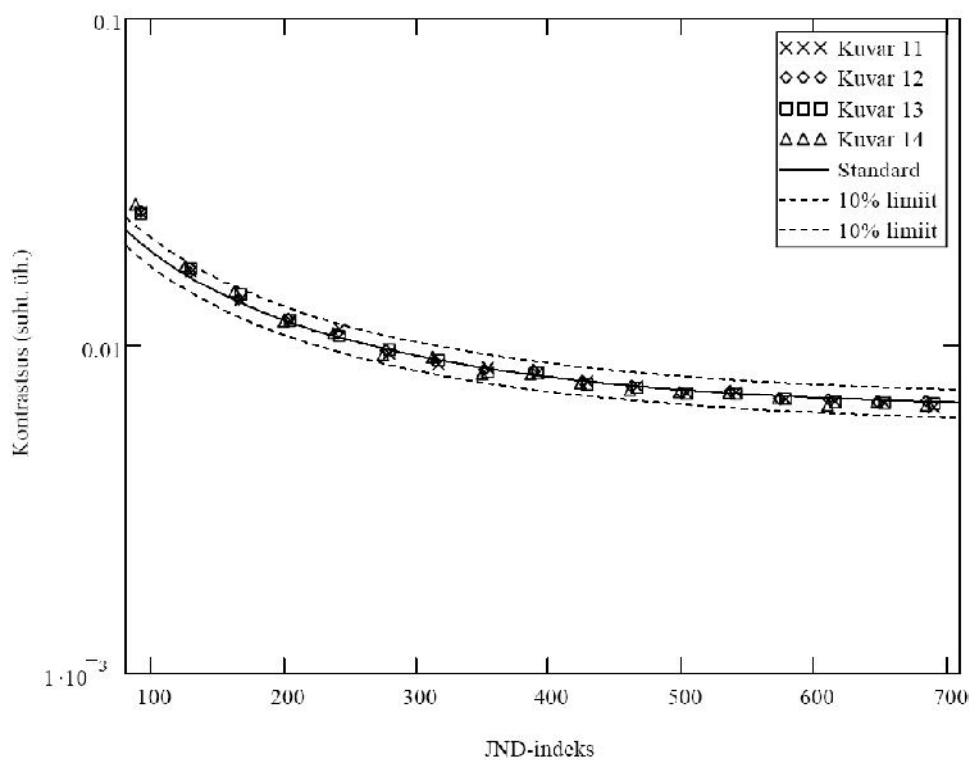
Joonis 18. 2-megapiksliste kuvarite kontrastsus JND funktsioonina.

5.2. 3-megapikslised kuvarid

Barco NIO E-3620 kuvaritega teostatud mõõtmiste ja vastavate arvutuste tulemused on esitatud järgnevatel joonistel, kusjuures heledussaagis joonisel 19 ja kontrastsus joonisel 20. Kõigil neljal kuvaril oli kalibratsioon teostatud pool aastat tagasi, seetõttu olid ka kõrvalekalded DICOM standardist väiksed. Vaid hallskaala tumedas piirkonnas langevad kõik kuvarid standardi lubatud piiridest välja. Heleduse homogeensus oli enamiku kuvarite korral soovitatud 30% piires, ent kuvar 11 langes sellest välja. Sarnaselt kuvarile 7 tuleks kuvarit 11 põhjalikult kontrollida, teostada uus kalibratsioon ning vajaduse korral remontida või välja vahetada.



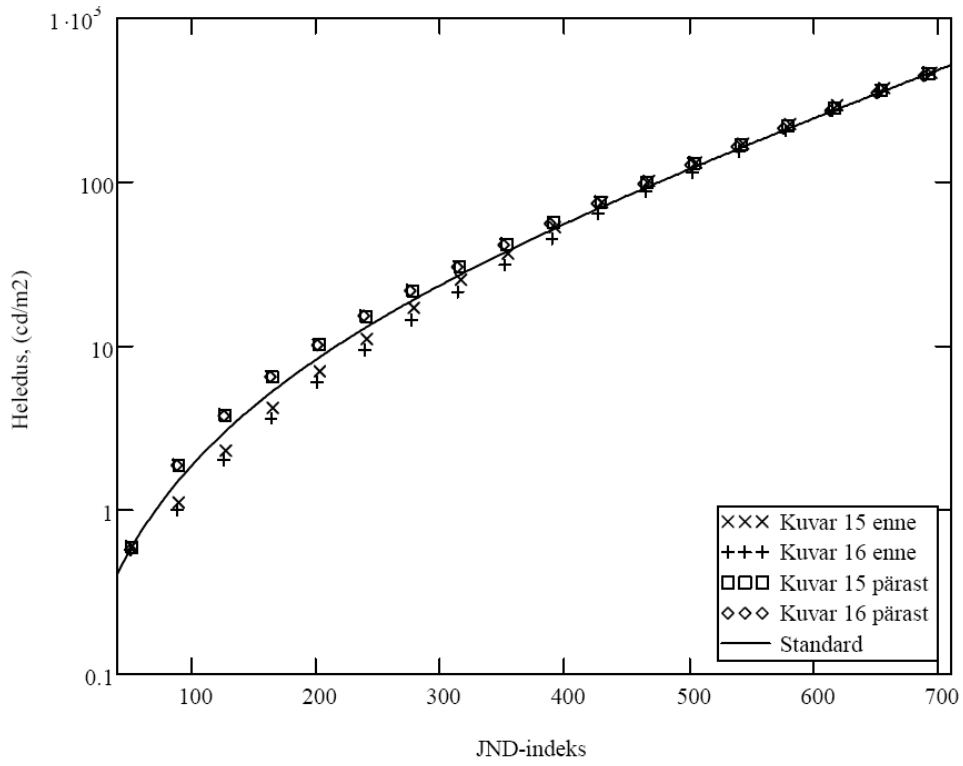
Joonis 19. 3-megapiksliste kuvarite heledussaagis.



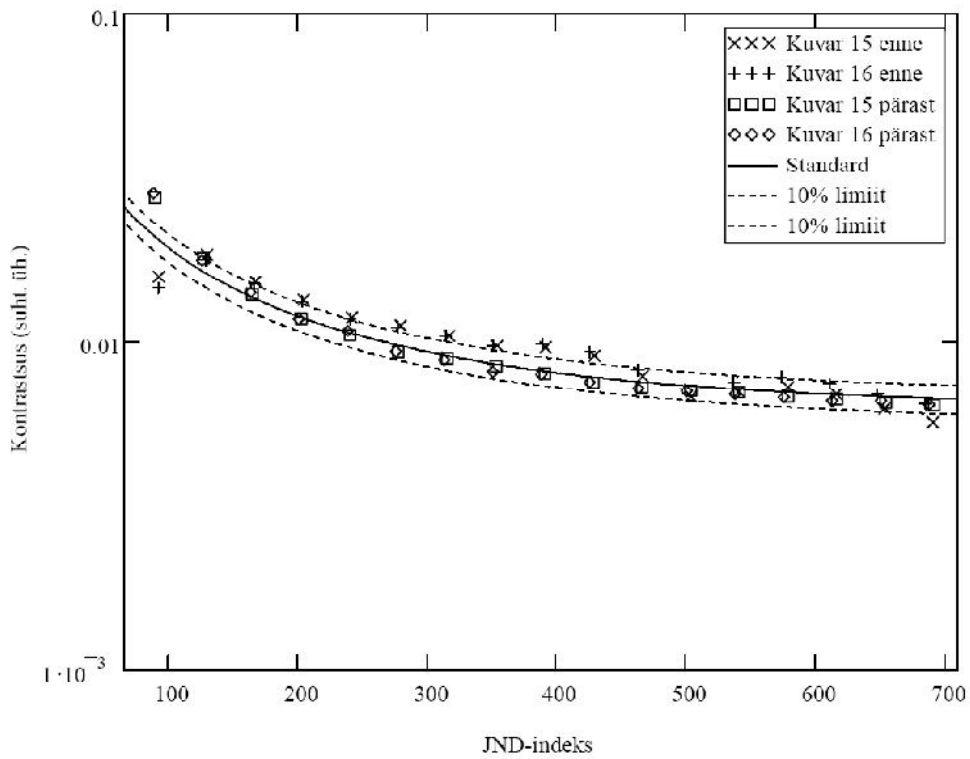
Joonis 20. 3-megapiksliste kuvarite kontrastsus JND funktsioonina.

5.3. 5-megapikslised kuvarid

Kahte BARCO NIO MDNG-5121 BB kuvarit mõõdeti enne ja pärast DICOM kalibratsiooni. Mõõtmis- ja arvutustulemused on esitatud järgnevatel joonistel, heledussaagis joonisel 21 ja kontrastsus joonisel 22. Enne kalibratsiooni mõõdetud heleduse väärtustest arvutatud kontrastsusväärtused käituvad kui standardiseerimata kuvari tunnuskõver, mis on S-tähe kujuline ja erineb DICOM standardkõverast. Kõrvalekaldeid standardist on terve skaala ulatuses, aga eriti suur on see hallskaala tumedas piirkonnas. Sama kinnitasid ka testid programmiga MoniQA, kus visuaalse kontrolli käigus ei olnud tuvastatavad tähed tumedas hallskaala piirkonnas. Kuna kuvarite eelmise DICOM kalibratsiooni aeg ei olnud teada, siis võib oletada, et haiglas kohapeal kalibratsiooni tehtud pole ja kuvarid on seni töötanud tehases tehtud kalibratsiooniga. Pärast kalibratsiooni mõõdetud heleduse ja arvutatud kontrastsuse väärtused vastasid standardile. Ainuke erinevus standardist oli hallskaala tumedas piirkonnas, kus mõlemad kuvarid langesid standardi $\pm 10\%$ piirest välja. Sarnane standardi piirest väljalangemine esines ka 2- ja 3-megapiksliste kuvarite juures, kuna kõikide kuvarite kalibreerimisel kasutati sama kalibratsiooniandurit, siis võib tegu olla selle eripära või veaga. Ühendust võeti firma Barco esindajatega, kuid kahjuks ei olnud võimalik saada kalibratsioonianduri kohta täpsemat dokumentatsiooni. Kuna inimesilma suhteline kontrastsustundlikkus diagnostiliste piltide vaatlemisel fikseeritud adaptatsiooni tingimustes on pildi tumedas piirkonnas väiksem, siis võib öelda, et need kuvarid on diagnostiliste uuringute vastamiseks piisava kvaliteediga. Heleduse homogeensus langes AAPM soovitatud 30% piiresse.



Joonis 21. 5-megapikslite kuvarite heledussaagis.



Joonis 22. 5-megapikslite kuvarite kontrastsus JND funktsioonina.

6. KOKKUVÕTE

Meditsiiniliste lamekuvarite kvaliteedikontrolli tarkvara rakendused ja DICOM kalibratsioon

Alates aastast 1999 on Eestis järk järgult üle mindud piltide arhiveerimise ja kommunikatsiooni süsteemile, kus traditsionaalse röntgenfilmi on asendanud röntgenpildi digitaalkujutis. Tänapäeval on suures enamikus Eesti haiglates märgilmutusest loobutud ning kogu pildisalvestus, -töötlus ja -ülekanne toimub digitaalselt. Probleemiks on saanud aga see, et üleminekul röntgenfilmilt digitaalkujutisele on senised kvaliteedikontrolli meetodid aegunud. Eesti haiglates puudub seni regulaarne meditsiiniliste kuvarite kontrollprotseduur kvaliteedijuhtimissüsteemi osana. Käesoleva töö eesmärgiks oli uurida kahes Eesti suuremas haiglas, Tartu Ülikooli Kliinikumis ja Põhja-Eesti Regionaalhaiglas, meditsiiniliste lamekuvarite vastavust DICOM 3.14 standardile.

Eksperimentaalse töö raames mõõdeti kuueteistkümne kuvari heledus kaheksateistkümnes erineva p-väärtusega alas standardmustritel AAPM TG18-LN kasutades Ameerika meditsiinifüüsika ühingu (AAPM) koostatud meetodikat ning võrreldi heleduskõvera kokkulangevust DICOM 3.14 GSDF kõveraga. Selgus, et kümnel kuvaril kuueteistkümnest on vajalik uus kalibratsioon. Neli kuvarit, millele teostati uus kalibratsioon mõõtmiste käigus, polnud haiglas varem kalibreeritud. Samuti oli suur erinevus erinevate kuvarite heledussuhtes, millest sõltub pildi ühesugune kuvamine. Ka heleduse homogeensus, mida mõõdeti standardmustriga AAPM TG-UNL10, langes kahel kuvaril AAPM soovitatud 30% kriteeriumist välja ning oli mitme kuvari korral üsna lähedal antud kriteeriumile. Võib öelda, et enne antud töö alustamist oli kõikidel kuvaritel puudusi ning nagu on näidanud varem teostatud uuringud ja käesoleva töö raames tehtud mõõtmised, ei piisa rahuldavaks pildikvaliteedi säilitamiseks kuvari tootja poolt tehases tehtud kalibratsioonist, vaid see tuleb teostada uuesti pärast paigaldust ja regulaarselt iga aasta. Visuaalse kvaliteedikontrolli teostamiseks kasutati Leuveni ülikoolihaigla radioloogiaosakonnas välja töötatud tarkvara MoniQA, kusjuures tehti kindlaks kuueteistkümnest nelja kuvari mittevastavus DICOM 3.14 standardile.

Siinkohal sooviksin tänada Kalle Keplerit käesoleva magistritöö juhendamise eest, Andrus Aavikut ja Andrus Paatsi võimaldamaks teostada mõõtmisi haiglates ja Jurgen Jacobsit igakülgse abi eest tarkvara MoniQA kasutamisel.

7. SUMMARY

Implementation of a quality control software and DICOM calibration of medical flat-panel displays.

In recent years Estonia has implemented a nationwide Picture Archiving and Communication System (PACS). In 2001 a mini-PACS was created in Tartu University Hospital with two CT, one MRI and one CR system which were connected to a DICOM server. In 2005 Tartu University Hospital and North-Estonian Regional Hospital joined to create and maintain a nationwide PACS. It receives images from over 80 image acquisition systems from 26 healthcare institutions and the daily archived data is in average 125 GB. The image display is the last link in the medical imaging chain and its performance affects the displayed image quality, as do the clinical setting and the ambient lighting conditions. Image quality assurance has traditionally been a high priority in radiology departments, but unfortunately when hospitals went over from hard copy (film) to soft copy (computer) display systems image quality control did not.

This study was carried out in two major hospitals in Estonia - Tartu University Hospital and North-Estonian Regional Hospital. The protocol of the Task Group 18 of the American Association of Physicists in Medicine (AAPM) was used as a basis for assessment of medical displays. MoniQA, software developed in the Radiology Department of Leuven University Hospitals (LUCMFR), was used to carry out visual quality assessment. Minolta LS-100 photometer was used to measure luminance of the AAPM TG18-LN and TG18-UN digital test patterns. The luminance ratio (LR), maximum luminance non-uniformity (k_δ) and deviation of contrast response with respect to that of DICOM Grayscale Standard Display Function (GSDF) were estimated for sixteen flat-panel displays.

In this study we discovered that 10 monitors out of 16 needed a new calibration. Four monitors which were calibrated during the study were not previously calibrated at all. Equivalent appearance requires that images be displayed on GSDF-calibrated devices with the same luminance ratio. Our luminance ratio values varied in a big difference. Also luminance non-uniformity k_δ for two monitors was greater than required by AAPM, $k_\delta \leq 30\%$. MoniQA is a helpful application for visual quality control. By using MoniQA it was discovered that four monitors did not comply with the DICOM standard.

As it has been proved in literature and in our measurements quality control of flat panel displays should be done regularly to maintain the display's high performance and image quality.

8. KASUTATUD KIRJANDUS

1. A. Aavik, T. Allik, S. Nazarenko, A. Paats, R. Raudsepp, P. Ross, A. Simisker, A. Tõnnov, M. Ulst, „National PACS programme in Estonia - results and successes,” *Imaging Management*, 7, 2, 18-20 (2007),
http://www.imagingmanagement.org/downloads/IM_V7_I2.pdf.
2. H. Jung, H.J. Kim, W.S. Kang, S.K. Yoo, K. Fujioka, M. Hasegawa, E. Samei, „Assessment of flat panel LCD primary class display performance based on AAPM TG 18 acceptance protocol,” *Med. Phys.*, 31, 7, 2155-2164 (2004).
3. American Association of Physicists in Medicine, AAPM TG18 on-line report no. 03, „Assessment of display performance for medical imaging systems,” (2005),
<http://www.aapm.org>.
4. J. Jacobs, J. Kotre, G. Marchal, H. Bosmans, „Preliminary validation of a new variable pattern for daily quality assurance of medical image display devices,” *Med. Phys.*, 34, 7, 2744-2757 (2007).
5. P.G.J. Barten, „Physical model for contrast sensitivity of the human eye,” *Proc. SPIE*, 1666, 57-72 (1992).
6. P.G.J. Barten, „Spatial-temporal model for the contrast sensitivity of the human eye and its temporal aspects,” *Proc SPIE*, 1913, 1 (1993).
7. P.G.J. Barten, *Contrast sensitivity of the human eye and its effects on image quality*, (SPIE Press, Bellingham, USA, 1999).
8. Society of Motion Picture & Television Engineers, *SMPTE RP133, Specifications for medical diagnostic imaging test pattern for television monitors and hard-copy recording cameras*, (Society of Motion Picture & Television Engineers, White Plains, USA, 1991).
9. The German Standards Institution, *DIN 6868-57-2001, Image quality assurance in x-ray diagnostics, acceptance testing for image display devices*, (Deutsches Institut für Normung e.V., Berlin, 2001).
10. International Organization for Standardization, *ISO 9241-3, Ergonomic requirements for office work with visual display terminals (VDTs) - part 3: visual display requirements*, (International Organization for Standardization, Geneva, 1992).
11. International Organization for Standardization, *ISO 13406-2, Ergonomic requirements for the use of flat-panel displays*, (International Organization for Standardization, Geneva, 2001).

12. Video Electronics Standards Association, *Flat panel display measurements standard, version 1.0.*, (Video Electronics Standards Association, Milpitas, USA, 1998).
13. Video Electronics Standards Association, *Flat panel display measurements standard, version 2.0.*, (Video Electronics Standards Association, Milpitas, USA, 2001).
14. National Electrical Manufacturers Association, „DICOM homepage,” (2008),
<http://medical.nema.org>.
15. National Electrical Manufacturers Association, *Digital imaging and communications in medicine (DICOM) part 14: grayscale standard display function*, (National Electrical Manufacturers Association, Rosslyn, USA, 2008),
<ftp://medical.nema.org/medical/dicom/2008>.
16. W.E. Howard, „Thin-film-transistor/liquid crystal display technology - An introduction,” *IBM J. Res. Develop.*, 36, 1, 3-10 (1992),
<http://www.research.ibm.com/journal/rd/361/ibmrd3601C.pdf>.
17. I. Leito, K. Sillar, E. Lust, V. Sammelselg, „Erimaterjalide keemia,” (2008),
<http://tera.chem.ut.ee/~ivo/erimaterj>.
18. S.K. Lim, „LCD Backlights and light sources,” in *Proceedings of ASID'06, 9th Asian Symposium on Information Display*, New Delhi, India, 8-12 Oct. 2006), pp 160-163.
19. G.M. Johnson, M.D. Fairchild, „On contrast sensitivity in an image difference model,” in *IS&T PICS Conference Proceedings*, (IS&T, Portland, USA, 7-10 Apr. 2002), pp. 18-23.
<http://www.cis.rit.edu/people/faculty/johnson/pub/OnContrast.pdf>.
20. B.M. Hemminger, R.E. Johnston, J.R. Rolland, K.E. Muller, „Perceptual linearization of video display monitors for medical image presentation,” *Proc SPIE*, 2164, 1, 222-240, (1994).
21. C. Rorden, „The DICOM Standard,” (2008),
<http://www.sph.sc.edu/comd/rorden/dicom.html>.
22. National Electrical Manufacturers Association, *Digital imaging and communications in medicine (DICOM) part 4: Service Class Specifications*, (National Electrical Manufacturers Association, Rosslyn, USA, 2008),
<ftp://medical.nema.org/medical/dicom/2008>.
23. E. Samei, „Digital Mammography Displays,” in *Advances in breast imaging: physics, technology and clinical applications*, A. Karellas, M.L. Giger (eds). (RSNA Publication, Oak Brook, USA, 2004), pp. 135–143.
24. M.J. Flynn, A. Badano, „Image quality degradation by light scattering in display devices,” *J. Digit. Imaging*, 12, 1, 50-59 (1999).

25. T. Kimpe, T. Tuytschaever, „Increasing the number of gray shades in medical display systems - how much is enough?,” *J. Digit. Imaging* 20, 4, 422-432 (2007).
26. E. Seto, A. Ursani, J.A. Cafazzo, P.G. Rossos, A.C. Easty, „Image quality assurance of soft copy display systems,” *J. Digit. Imaging*, 18, 4, 280-284 (2005).
27. J.E. Aldrich, J.D. Rutledge, „Assessment of PACS display systems,” *J. Digit. Imaging*, 18, 4, 287-295 (2005).
28. H. Geijer, M. Geijer, L. Forsberg, S. Kheddache, P. Sund, „Comparison of color LCD and medical-grade monochrome LCD displays in diagnostic radiology,” *J. Digit. Imaging*, 20, 2, 114-121 (2007).
29. A.N. Averbukh, D.S. Channin, M.J. Flynn, „Assessment of a novel, high-resolution, color, AMLCD for diagnostic,” *J. Digit. Imaging*, 16, 3, 270-279 (2003).
30. C. Marchessoux, T. Kimpe, „Evaluating clinical performance of the new Coronis Fusion 6MP DL display,” (2007),
http://www.barco.com/barcoview/downloads/Evaluating_Clinical_performance_of_Coronis_Fusion_6MP_DL.pdf.
31. Minolta Camera Co., *Minolta luminance meter LS100/LS110*, (Japan, 1984).
32. J. Jacobs, T. Deprez, G. Marchal, H. Bosmans, „Initial results of the daily quality control of medical screen devices using a dynamic pattern in a digital mammography environment,” in *Digital Mammography*, (Springer, Heidelberg, 2006), pp. 416-423.
33. J. Jacobs, T. Deprez, G. Marchal, H. Bosmans, „MoniQA: a general approach to monitor quality assurance,” in *Medical Imaging 2006: PACS and Imaging Informatics*, S.C. Horii, O.M. Ratib, (Proceedings of the SPIE, 6145, 2006) pp. 1-9.
34. J. Jacobs, „MoniQA,” (2006), <http://www.kuleuven.be/radiology/lucmfr/moniq>.
35. Barco, *Nio medical display systems, installation & user manual*, (Kortrijk, Belgium, 2004), www.barco.com.
36. Barco, *Nio MKII, installation & user manual*, (Kortrijk, Belgium, 2006), <http://www.barco.com>.

Lisa 1. MoniQA testimistulemuste hindamise näide

Element to score	Observer response	Score
		Base: 100 points
Luminance check		
Low-contrast characters		
White background: ZUJTA	ZUJTA	-0
Light gray (66%) background: ZLHDA	ZLHD	-1
Dark gray (33%) background: PUMKC	PUMK	-1
Black background: MCBZ	M	-5 -3 -2 -1
Gradient with low-contrast characters		
Horizontal left part: EACBKJZSP	E	-0
Horizontal right part: SZKDECUJA	S	-0
Geometric check		
Grid pattern	no problems reported	-0
Use of full display area	no missing corner lines	-0
Resolution check		
Four resolution patterns	no problems reported regarding the resolution patterns	-0
Corner lines		
Four corner line patterns	no problems reported regarding the corner lines patterns	-0
General image quality		
Hourglass object	no problems reported	-0
Dead pixels	no dead pixels	-0
General image quality artifacts	no artifacts reported	-0
		Overall: 87 points

Meditsiiniliste lamekuvavrite kvaliteedikontrolli tarkvara rakendused ja DICOM kalibratsioon.

Implementation of a quality control software and DICOM calibration of medical flat-panel displays.

Märksõnad: diagnostilise pildi kvaliteeditagamine (*image quality assurance*), meditsiinilise kuvavri kvaliteedikontroll (*medical displays quality control*), DICOM kalibratsioon (*DICOM calibration*), DICOM hallskaala standard kuvafunktsioon (*DICOM Grayscale Standard Display Function*), piltide arhiveerimise ja kommunikatsiooni süsteem (*Picture archiving and communication system*).

Alates aastast 1999 on Eestis järk järgult üle mindud piltide arhiveerimise ja kommunikatsiooni süsteemile, kus traditsionaalse röntgenfilmi on asendanud röntgenpildi digitaalkujutis. Tänaasel päeval on suures enamikus Eesti haiglates märgilmutusest loobutud ning kogu pildisalvestus, -töötlus ja -ülekanne toimub digitaalselt. Probleemiks on saanud aga see, et üleminekul röntgenfilmilt digitaalkujutisele on senised kvaliteedikontrolli meetodid aegunud. Eesti haiglates puudub seni regulaarne meditsiiniliste kuvavrite kontrollprotseduur kvaliteedijuhtimissüsteemi osana. Käesoleva töö eesmärgiks oli uurida kahes Eesti suuremas haiglas, Tartu Ülikooli Kliinikumis ja Põhja-Eesti Regionaalhaiglas, meditsiiniliste lamekuvavrite vastavust DICOM 3.14 standardile.

Eksperimentaalse töö raames mõõdeti kuueteistkümne kuvavri heledus kaheksateistkümnes erineva p-väärtusega alas standardmustritel AAPM TG18-LN kasutades Ameerika meditsiinifüüsika ühingu (AAPM) koostatud metoodikat ning võrreldi heleduskõvera kokkulangevust DICOM 3.14 GSDF kõveraga. Selgus, et kümnel kuvavril kuueteistkümnest on vajalik uus kalibratsioon. Neli kuvavrit, millele teostati uus kalibratsioon mõõtmiste käigus, polnud haiglas varem kalibreeritud. Samuti oli suur erinevus erinevate kuvavrite heledussuhtes, millest sõltub pildi ühesugune kuvamine. Ka heleduse homogeensus, mida mõõdeti standardmustriga AAPM TG-UNL10, langes kahel kuvavril AAPM soovitatud 30% kriteeriumist välja ning oli mitme kuvavri korral üsna lähedal antud kriteeriumile. Võib öelda, et enne antud töö alustamist oli kõikidel kuvavritel puudusi ning nagu on näidanud varem teostatud uuringud ja käesoleva töö raames tehtud mõõtmised, ei piisa rahuldavaks pildikvaliteedi säilitamiseks kuvavri tootja poolt tehases tehtud kalibratsioonist, vaid see tuleb

teostada uuesti pärast paigaldust ja regulaarselt iga aasta. Visuaalse kvaliteedikontrolli teostamiseks kasutati Leuveni ülikoolihaigla radioloogiaosakonnas välja töötatud tarkvara MoniQA, kusjuures tehti kindlaks kuuteistkümnest nelja kuvari mittevastavus DICOM 3.14 standardile.