

TALLINNA TEHNIKAÜLIKOOL
Infotehnoloogia teaduskond

Katariina Inno 183140YADM

**HAJUKIIRGUSVÄLJA MÕJU
MAMMOGRAAFILISELE
PILDIKVALITEEDILE**

Magistritöö

Juhendaja: Kalle Kepler, PhD

Tallinn 2020

Autorideklaratsioon

Kinnitan, et olen koostanud antud lõputöö iseseisvalt ning seda ei ole kellegi teise poolt varem kaitsmisele esitatud. Kõik töö koostamisel kasutatud teiste autorite tööd, olulised seisukohad, kirjandusallikatest ja mujalt pärinevad andmed on töös viidatud.

Autor: Katariina Inno

03.08.2020

Annotatsioon

Mammograafia on rinnavähi sõeluuringutel peamiselt kasutatav uuringumodaliteet. Eduka uuringu läbiviimise eelduseks on, et ülesvõtte kvaliteet on patsiendi spetsiifikast hoolimata piisavalt hea, et sellelt kasvajale viitavaid detaile tuvastada. Mammograafilise kujutise tekkimise eelduseks on fotoelektriline efekt ning kujutist hägustab kiirguse hajumine uuritavas piirkonnas. Käesoleva töö eesmärgiks oli hinnata hajukiirguse mõju pildikvaliteedile mammograafilise madalkontrastse kontrast-detail-fantoomi (CDMAM) lävikontrastsuste põhjal. Selleks hinnati pildikvaliteeti iseloomustavaid suurusi hajutava materjali paksuse muutmisel kahe CDMAM-fantoomi hindamise tarkvara abil. Lisaks leiti mõlema tarkvara kasutamisel optimaalne uuritavate ülesvõtete arv ning võrreldi kasutusjuhendites toodud soovitustega. Töö peamine tulemus oli, et hajukiirguse mõju pildikvaliteedile on hajutava materjali paksusega võrdeline, kuid väikeste hajutava materjali paksuste ja paksuse muutuste korral ei avaldu seos üheselt. Mõlemas tarkvaras saadud tulemuste põhjal on tarkvarade kasutusjuhendites toodud analüüsitava ülesvõtete arvu nõue põhjendatud. Tulemuste võrdlemisel selgus, et tarkvarad ei ole võrdväärised – tulemused esitatakse erineval kujul ning ka toorandmete käsitsi töötlemisel on tulemused erinevad.

Lõputöö on kirjutatud eesti keeles ning sisaldab teksti 50 leheküljel, 4 peatükki, 22 joonist, 7 tabelit.

Abstract

Effects of scattered radiation on mammographic image quality

Mammography is a radiological modality mainly used in breast cancer screening programmes. In order to correctly determine the presence or absence of cancerous growth, image quality must be good enough to correctly identify both low-contrast lesions and high-contrast microcalcifications. In mammographic images contrast is created by photoelectric effect as photons are attenuated differently in different biological tissues. Contrast is reduced by radiation being scattered within the patient. The aim of this paper was to estimate the effects of scattered radiation on image quality by analysing threshold contrasts of CDMAM contrast detail phantom which is a low-contrast phantom developed for estimating image quality in mammography. Polymethylmetacrylate (PMMA) was used as the scattering material as a likeness of the patient. For the purpose of investigating the effects of scattered radiation, the thickness of added PMMA was altered. Parameters related to image quality such as contrast to noise ratio, image quality figure, and its variations were measured via two softwares specifically designed to evaluate CDMAM images. Secondly, the optimal number of analysed images was found for both softwares and compared to the suggestion given in corresponding software manuals.

The main result was that the detrimental effects of scattered radiation on image quality are proportional to the amount of added scattering material. However the correlation is ambiguous both in the cases of small PMMA thicknesses and small changes in PMMA thickness. The results achieved in both softwares suggest that the recommendation for the minimal number of images in manuals is justified. As an additional outcome, the results achieved by the two softwares were compared and it was discovered that the softwares are not fully interchangeable. One reason is that they present data in different ways, however when processed data from one software is converted to an equivalent manner of presentation in the other, differences remain. The same is evident when raw data from both softwares is processed in identical manner.

The thesis is in Estonian and contains 50 pages of text, 4 chapters, 22 figures, 7 tables.

Lühendite ja mõistete sõnastik

CDMAM	<i>Contrast Detail Mammographic phantom</i> , mammograafiline kontrast-detail-fantoom
CC	<i>Cranio-Caudal</i> , kraniokaudaalsuunas
MLO	<i>Medio Lateral Oblique</i> , põikisuunas
DICOM	<i>Digital Imaging and Communications in Medicine</i> , rahvusvaheline meditsiiniliste kujutiste ja nende jagamise standard
AEC	<i>Automatic Exposure Control</i> , automaatekspositsioonisüsteem
SNR	<i>Signal to Noise Ratio</i> , signaal-müra-suhe
CNR	<i>Contrast to Noise Ratio</i> , kontrast-müra-suhe
IQF	<i>Image Quality Figure</i> , pildikvaliteediindeks
IQFalt	<i>Alternative Image Quality Figure</i> , alternatiivne pildikvaliteediindeks
IQFinv	<i>Inverse Image Quality Figure</i> , pildikvaliteediindeksi pöördväärtus
NCCPM	<i>National Co-ordinating Centre for the Physics of Mammography</i> , UK mammograafilise füüsika koordineerimiskeskus
PMMA	Polümetüülmetakrülaad, pleksiklaas

Sisukord

Sissejuhatus	12
1 Kirjanduse ülevaade	14
1.1 Kiirguse interaktsioonid aines	14
1.2 Pildikvaliteet mammograafias	17
1.3 Pildikvaliteedi hindamine kvaliteeditagamisel	22
1.3.1 Pildikvaliteedi hindamine	24
2 Metoodika	28
2.1 Siemens Mammomat Inspiration	28
2.1.1 Digitaalammograafias kehtivad nõuded	28
2.1.2 CDMAM-fantoomiga kasutatav tarkvara	29
2.1.3 Hajunud kiirguse mõju pildikvaliteedile	31
2.1.4 Kvaliteedimõõtmisteks optimaalse kujutiste arvu leidmine	33
3 Tulemused	35
3.1 Hajunud kiirguse mõju pildikvaliteedile	35
3.1.1 Pildikvaliteeti iseloomustavad parameetrid	36
3.2 Kvaliteedimõõtmisteks optimaalse kujutiste arvu leidmine	42
3.2.1 CDMAM 3.4 Analyser	42
3.2.2 CDMAM Analysis	45
4 Analüüs ja järeldused	47
4.1 Hajunud kiirguse mõju pildikvaliteedile	47
4.1.1 Pildikvaliteeti iseloomustavad parameetrid	50
4.2 Kvaliteedimõõtmisteks optimaalne kujutiste arv	56
5 Kokkuvõte	62
Tänuavaldused	63
Kasutatud kirjandus	64
Lisa 1 – Kuldketaste paksused ja diameetrid CDMAM-fantoomis [28].	67
Lisa 2 – Tarkvara CDMAM 3.4 Analyser põhjal leitud arvuti hinnatud lävipaksus ja tabeli 3 põhjal arvatud inimsilmale vastavad hinnangud kvaliteedinõuetes toodud kuldketta diameetritel.	68

Lisa 3 – Tarkvara CDMAM Analysis põhjal leitud arvuti hinnatud lävipaksus ja inimsilmale vastavad hinnangud kvaliteedinõuetes toodud kuldketta diameetritel.	69
Lisa 4 – Tarkvaras CDMAM 3.4 Analyser saadud andmete põhjal leitud õigete hinnangute osakaal, IQF, IQF _{alt} ja IQF _{inv} erinevate lisatud PMMA paksuste jaoks.	70
Lisa 5 – Tarkvaras CDMAM Analysis saadud andmete põhjal leitud õigete hinnangute osakaal, IQF, IQF _{alt} ja IQF _{inv} erinevate lisatud PMMA paksuste jaoks.	71

Jooniste loetelu

Joonis 1. Fotoelektriline efekt [12].	15
Joonis 2 Lineaarnõrgenemistegurite sõltuvus kiirguse energiast [15].	15
Joonis 3. Comptoni hajumine [16].	16
Joonis 4. Mammograafi ehitus [5].	18
Joonis 5. Kontrast-müra-suhte mõõtmise skeem [18].	22
Joonis 6. CDMAM-fantoom.	23
Joonis 7. CDMAM-fantoomi kasutamine.	24
Joonis 8. Katseskeem erineva lisatud PMMA paksuse juures.	32
Joonis 9. Tarkvaras CDMAM 3.4 Analyser erineva PMMA paksuse juures saadud kontrast-detail-kõverad logartimilises skaalas.	35
Joonis 10. Tarkvaras CDMAM Analysis erineva PMMA paksuse juures saadud kontrast-detail-kõverad logartimilises skaalas.	36
Joonis 11. Tarkvaras CDMAM 3.4 Analyser ja CDMAM Analysis saadud andmete põhjal leitud õigete hinnangute osakaal erineva lisatud PMMA paksuse korral.	37
Joonis 12. Tarkvaras CDMAM 3.4 Analyser ja CDMAM Analysis saadud andmete põhjal leitud pildikvaliteediindeks IQF erineva lisatud PMMA paksuse korral.	38
Joonis 13. Tarkvaras CDMAM 3.4 Analyser ja CDMAM Analysis saadud andmete põhjal leitud alternatiivne pildikvaliteediindeks IQF_{alt} erineva lisatud PMMA paksuse korral.	38
Joonis 14. Tarkvaras CDMAM 3.4 Analyser ja CDMAM Analysis saadud andmete põhjal leitud pildikvaliteediindeksi pöördväärtus IQF_{inv} erineva lisatud PMMA paksuse korral.	39
Joonis 15. Efektiivse nõrgenemisteguri μ_{eff} ekstrapoleerimine madalamate torupingete jaoks.	39
Joonis 16. z-faktori ekstrapoleerimine 10 mm PMMA jaoks.	40
Joonis 17. $CNR_{mõõdetud}$ ning tarkvaras CDMAM 3.4 Analyser leitud 0,1 mm diameetriga detaili lävipaksuste põhjal arvutatud $CNR_{aktsepteeritav}$ ja $CNR_{saavutatav}$ erineva PMMA paksuse jaoks.	41

Joonis 18. $CNR_{m\ddot{o}detud}$ ning tarkvaras CDMAM Analysis leitud 0,1 mm diameetriga detaili lävipaksuste põhjal arvatud $CNR_{aktsepteeritav}$ ja $CNR_{saavutatav}$ erineva PMMA paksuse jaoks.	41
Joonis 19. Tarkvaras CDMAM 3.4 Analyser kaheksa ülesvõtte põhjal leitud kontrast-detail-diagramm.	42
Joonis 20. Kaheksa kujutise analüüsil saadud kontrast-detail-kõverad 50%, 62.5% ja 75% õigete tuvastuste lävendite jaoks logaritmilises skaalas.	43
Joonis 21. Tarkvara CDMAM 3.4 Analyser leitud arvuti hinnatud lävipaksuste ja tabeli 3 põhjal arvatud inimsilma hinnangule vastavad kontrast-detail-kõverad ja neile vastavad regressioonikõverad erineva ülesvõtete arvu korral logaritmilises skaalas.	44
Joonis 22. Tarkvaras CDMAM Analysis erineva kujutise arvu analüüsil saadud tulemuste põhjal koostatud kontrast-detail-kõverad ja neile vastavad regressioonikõverad logaritmilises skaalas.	45

Tabelite loetelu

Tabel 1. PMMA paksustele vastavad rinna paksused [18].....	19
Tabel 2. PMMA paksusele vastav z-tegur $CNR_{aktsepteeritav}$ arvutamiseks [10].....	26
Tabel 3. Aktsepteeritavale ja saavutatavale tasemele vastavad vähima nähtava kuldketta paksused [18].....	29
Tabel 4. Tarkvaras CDMAM Analysis inimsilmaga tuvastatava lävikontrastsuse leidmiseks kasutatavad koefitsiendid vastavalt kuldketta diameetrile [36].....	30
Tabel 5. Erinevate PMMA paksuste juures kasutatud ülesvõtteparameetrid.	32
Tabel 6. Tarkvaras CDMAM 3.4 Analyser põhjal leitud kontrast-detail-kõveratele vastavate regressioonikõverate võrrandid ja determinatsioonikordajad erineva ülesvõtete arvu korral.....	44
Tabel 7. Tarkvaras CDMAM Analysis põhjal leitud kontrast-detail-kõveratele vastavate regressioonikõverate võrrandid ja determinatsioonikordajad erineva ülesvõtete arvu korral.....	45

Sissejuhatus

Rinnavähk on naistel nahavähi järel kõige sagedamini esinev pahaloomuline kasvaja. Kasvaja saab alguse, kui rakkude paljunemist reguleerival geenil tekib kahjustus ning rakud hakkavad ohjeldamatult paljunema. 99% rinnavähi juhtudest esineb naistel, vähi tekke tõenäosust suurendab perekondlik eelsoodumus ning vanuse suurenemine [1]. Varases staadiumis ravi alustamisel on suur tõenäosus, et toimub täielik paranemine, kuid iga järgmise staadiumiga see tõenäosus väheneb [2]. 2018. aastal sai rinnavähi diagnoosi maailmas ligikaudu 2,1 miljonit naist ning Euroopa Liidus üle 404 tuhande naise [3]. Rinnavähi varasemaks tuvastamiseks ning seeläbi tervishoiukulude ja rinnavähist põhjustatud surmade arvu vähendamiseks on Eestis rinnavähi riiklikku sõeluuringut korraldatud 50–62-aastastele naistele alates 2002. aastast ning alates 2018. aastast kutsutakse 50–69-aastased ravikindlustatud naised kord üle kahe aasta mammograafilisele uuringule [4].

Mammogrammil rinnavähile viitavateks sümptomiteks on suured muutused ehk nähtav kasvaja, kudede struktuuri korrapäratatus või asümmeetria samade piirkondade võrdluses, kuid ka imepisikesed mineraalide kogumid ehk mikrokaltsifikaadid [5]. See tähendab, et ülesvõttelt on vajalik tuvastada kõrge kontrastsusega väikeseid detaile, mille nähtavust piirab süsteemi lahutusvõime ning suuremaid, kuid vähekontrastseid detaile, mille eristamist raskendab müra ja hajunud kiirgus [6]. Mammograafilise kujutise tekkimisel mängivad peamist rolli kaks kiirguse interaktsiooni aines. Diagnostiliselt olulist infot kannab fotoelektriline neeldumine, mille käigus neeldub kiirgus erinevates kudedes erinevalt ning kujutist hägustab hajukiirgus, mis tekib mammograafias kasutatava energia vahemikus peamiselt Comptoni hajumisena [7]. Tekkinud hajukiirguse osakaal sõltub hajutava kihi ehk mammograafia korral rinna paksusest [8].

Patsiendidoosi ja pildikvaliteedi vahel tasakaalu leidmisega tegeleb optimeerimine, mille käigus uuritakse võimalusi Euroopa kvaliteedinõuete raames ning uuringu eesmärgist tulenevalt piisavalt hea pildikvaliteedi saavutamiseks. Pildikvaliteedi hindamiseks kasutatakse kontrast-müra-suhet, madalkontrastse kontrast-detail-fantoomi

CDMAM abil on võimalik hinnata ka lävikontrastsusi, õigete hinnangute osakaalu ning pildikvaliteediindekseid [9]. Euroopa kvaliteedijuhistes on pildikvaliteedi nõuetele vastavuse hindamiseks toodud kontrast-müra-suhte ja lävikontrastsuste saavutatava ja aktsepteeritava taseme väärtused konkreetsete mõõtmise ülesehituste jaoks. CDMAM-fantoomil põhinevad lävikontrastsused on antud juhul, kui fantoom on asetatud 40 mm PMMA (polümetüülmetakrülaad) vahele ehk võrdsustatult 60 mm paksuse rinna korral [10].

Kliinilises praktikas on patsiendid erinevad, kuid kõigil juhtudel on oluline saavutada piisavalt hea pildikvaliteet. Sellest tulenevalt on käesolevas töös püstitatud eesmärk hinnata hajukiirguse mõju pildikvaliteedile mammograafilise madalkontrastse kontrast-detail-fantoomi (CDMAM) lävikontrastsuste põhjal.

Eesmärgi raames on võetud järgnevad ülesanded:

- hinnata erineva paksusega polümetüülmetakrülaadist fantoomi mõju täisdigitaalse mammograafia Siemens Mammomat Inspiration tehtud CDMAMi ülesvõtete pildikvaliteedile kontrast-müra-suhte (CNR), lävikontrastsuse ja pildikvaliteediindeksite põhjal;
- leida kvaliteedimõõtmistel optimaalne analüüsitavate kujutiste arv.

1 Kirjanduse ülevaade

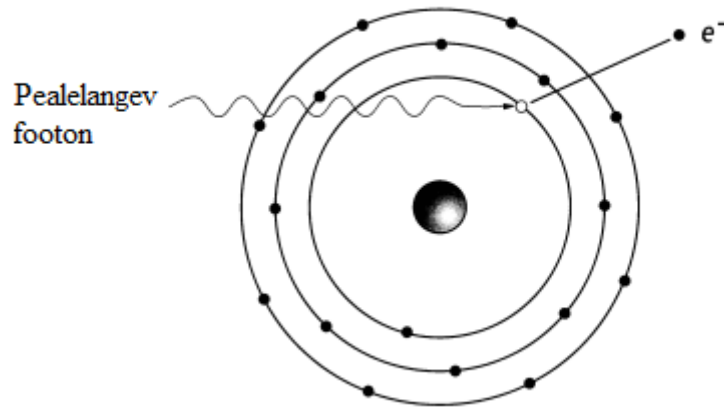
1.1 Kiirguse interaktsioonid aines

Radiograafilise ülesvõtte tegemisel suunatakse röntgentorust eralduvad footonid läbi patsiendi uuritava piirkonna pildireseptorile. Mõned footonid läbivad patsiendi ilma ainega interakteerumata, kuid osa footoneid neelduvad või hajuvad teel röntgentorust pildireseptorini. Kiirguse interaktsiooni ainega saab jaotada neljaks: fotoelektriline efekt, koherentne ehk Rayleigh hajumine, inkoherentne ehk Comptoni hajumine ning elektron-positron paaride teke [11].

Fotoelektrilise efekti korral interakteerub pealelangev röntgenfoton aines elektroniga, foton neeldub täielikult ning selle energia kandub üle elektronile. Kui footoni energia on suurem kui elektroni seoseenergia, vabaneb elektron aatomist ning elektroni kineetiline energia E_K avaldub valemiga [12]

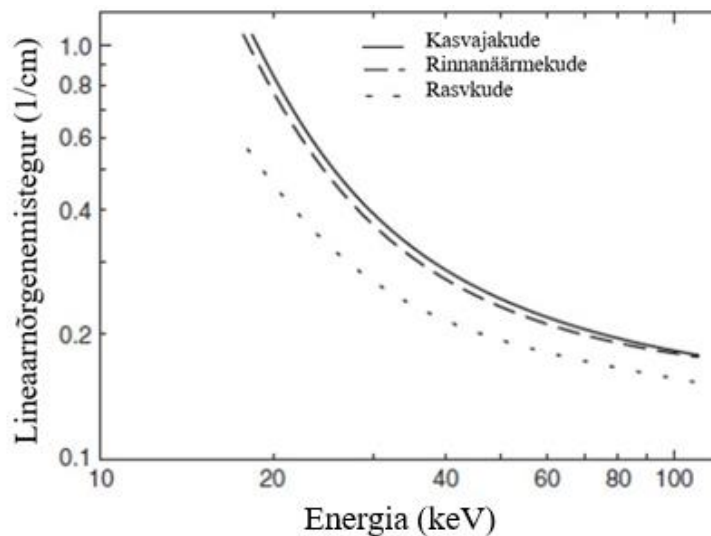
$$E_K = E_0 - E_{BE}, \quad (1)$$

kus E_0 on pealelangeva footoni energia ning E_{BE} on elektroni seoseenergia. Kui pealelangeva footoni energia on väiksem kui elektroni seoseenergia, siis fotoelektrilist efekti selle elektroniga ei toimu, kuid võib toimuda sama aatomi mõne teise elektroniga; kõige suurem efekti toimumise tõenäosus on juhul kui $E_0 = E_{BE}$. Fotoelektrilise efekti tulemusena aatom ioniseerub ning elektronkattes tekkinud vakantsi täitmiseks toimub elektronide kaskaad, mille käigus eralduvad aatomile karakteristliku kiirguse footonid. Patsient koosneb peamiselt madala aatomnumbriga elementidest, mistõttu kudedes tekkinud karakteristlikud footonid on madala energiaga ja neelduvad lähedastes kudedes. Aatomist välja löödud elektron võib keskkonnas liikudes järgmisi aatomite ioniseerumisi esile kutsuda [12]. Fotoelektrilise efekti toimumise skeem on toodud joonisel 1.



Joonis 1. Fotoelektriline efekt [12].

Fotoelektrilise efekti ehk röntgenfootoni täieliku neeldumise tõenäosus on võrdeline kiirguse teele jäänud elemendi aatomnumbri kolmanda astmega. See tähendab, et erinevatel materjalidel on erinev neelduvus, mis kajastub radiograafilisel kujutisel kontrastsusena. Fotoelektriline efekt on seega kujutise tekkimise aluseks ning suurema hulga röntgenfootonite kasutamisega oleks võimalik saavutada parem kontrastsus, kuid patsiendi jaoks tähendab see kiirguskoormuse kasvu [13]. Fotoelektrilise neelduvuse kirjeldamiseks uuritavates kudedes kasutatakse lineaarnõrgenemistegurit, mis kirjeldab röntgenkiirguse nõrgenemist pikkusühiku kohta kiirguse levimissuunas [14]. Mammogrammil esinevate kudede lineaarnõrgenemistegurite sõltuvus röntgenfootoni energiast on toodud joonisel 2 [15].



Joonis 2 Lineaarnõrgenemistegurite sõltuvus kiirguse energiast [15].

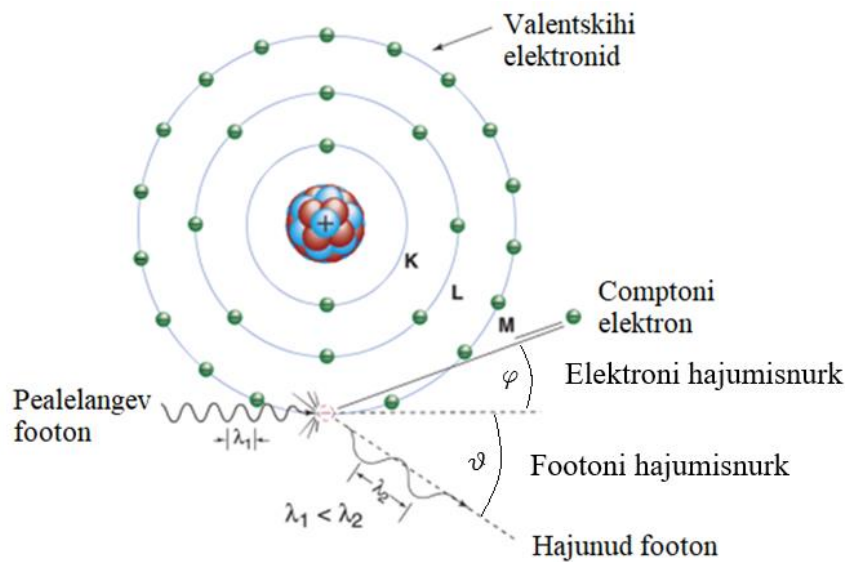
Mammograafilise kujutise pildikvaliteeti hägustab peamiselt Comptoni hajumine. **Inkoherentse ehk Comptoni hajumise** korral tabab pealelangev foton vaba või

aatomi elektronkatted väliskihis asuvad elektronid ning osa footoni energiast kandub elektronile. Selle tulemusena kiiratakse erinevates suundades elektron ja pealelanguv foton madalama energiaga foton [7]. Elektroni liikumissuuna erinevust pealelangeva footoni liikumissuuna suhtes ehk elektroni hajumisnurka φ saab leida kujul

$$\cot(\varphi) = (1 + \alpha) \tan\left(\frac{\vartheta}{2}\right), \quad (2)$$

kus ϑ on footoni hajumisnurk ning α on ühikuta suurus $\alpha = \frac{h\nu}{m_0c^2}$, kus h on Plancki konstant, ν on pealelangeva footoni sagedus, m_0 on elektroni seisumass ja c on valguse kiirus vaakumis [11].

Comptoni hajumise skeem on toodud joonisel 3.



Joonis 3. Comptoni hajumine [16].

Footoni energia muutus on seotud pealelangeva ja hajunud footoni liikumissuundade vahele jääva hajumisnurgaga vastavalt valemile

$$\frac{h\nu'}{h\nu} = \frac{1}{1 + \alpha(1 - \cos\vartheta)}, \quad (3)$$

kus $h\nu'$ tähistab hajunud footoni energiat, $h\nu$ on pealelangeva footoni energia, ϑ on footoni hajumisnurk ning α on ühikuta suurus $\alpha = \frac{h\nu}{m_0c^2}$, kus h on Plancki konstant, ν on pealelangeva footoni sagedus, m_0 on elektroni seisumass ja c on valguse kiirus vaakumis. Mida suurem on footoni hajumisnurk, seda väiksem on hajunud footoni energia [11].

Comptoni hajumine on juhuslik ning selle toimumise tõenäosust aines väljendatakse diferentsiaalse ristlõikena vastavalt valemile

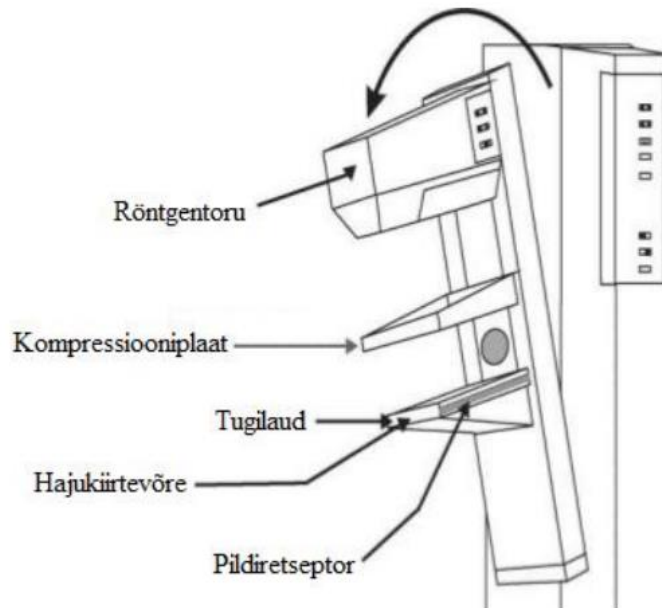
$$\frac{d\sigma_{\text{inkoh}}}{d\Omega} = \frac{r_0^2}{2} (1 + \cos^2\vartheta) f_{KN} S(x, Z), \quad (4)$$

kus σ_{inkoh} tähistab inkoherentse hajumise ristlõiget ja Ω tähistab aatomi ristlõiget; r_0 on elektroni raadius, mis väljendub kujul $r_0 = \frac{ke^2}{m_0c^2} = 2,81794 * 10^{-15}$, kus k on võrdetegur Coulomb'i seadusest, e on elektroni laeng, m_0 tähistab elektroni seisumassi ja c on valguse kiirus vaakumis. Funktsioon f_{KN} tähistab Klein-Nishina funktsiooni, mis avaldub $f_{KN} = \left\{ \frac{1}{1+\alpha(1-\cos\vartheta)} \right\}^2 \left\{ 1 + \frac{\alpha^2(1-\cos\vartheta)^2}{[1+\alpha(1-\cos\vartheta)][1+\cos^2\vartheta]} \right\}$ ning $S(x,Z)$ on inkoherentset hajumist kirjeldav funktsioon, mis sõltub impulsi ülekandeindeksist x ning hajutava aatomi aatomnumbrist Z . $S(x,Z)$ väärtus on 0, kui footoni liikumissuund ei muutu ehk $\vartheta = 0$, mistõttu otsesuunas Comptoni hajumist ei toimu [11].

Inkoherentse hajumise korral muutub footoni liikumissuund ja energia. Hajunud footonid ei kanna diagnostiliselt olulist infot, sest jõuavad pildireseptorile erineva nurga all. See toob kaasa kujutise hägustumise ehk pildikvaliteedi halvenemise [11]. Kiirguse hajumine sõltub peamiselt läbitava organi paksusest – mida kaugemale footonid otsesuunas liikuma peavad, seda kaugemale liiguvad hajunud footonid ka külgsuunas [8].

1.2 Pildikvaliteet mammograafias

Mammograaf on spetsiaalselt rinnanäärme uuringuks mõeldud radiograafiline modaliteet, millega tehakse sõeluuringu käigus mõlemast rinnast kaks ülesvõtet – CC ehk kraniokaudaalsuunas ning MLO ehk põikisuunas. Erinevates suundades ülesvõtte tegemiseks on röntgentoru ja pildireseptor pööratavad ning patsiendi kasvuga arvestamiseks vertikaalsuunas liigutatavad. Mammograafi tüüpiline ehitus on toodud joonisel 4 [5].



Joonis 4. Mammograafi ehitus [5].

Mammograafi röntgentoru on paigutatud nii, et fookustäpp on kohakuti pildireseptori patsiendipoolse servaga. Sellise paigutuse eesmärk on, et rindkereseina äärde jääv piirkond jääks tervenisti kujutisele ning külgakaldeefektist tulenev doosi vähenemine toimuks samas suunas rinna paksuse vähenemisega. Lisaks erinevad kasutatavad energiavahemikud tavaradiograafiast, sest rinnanääre ja kasvaja on kõige paremini eristatavad madalate energiateg juures (kuni 35 keV) [5]. Pildireseptor ja hajukiirteväre paiknevad tugilaua sees ning rinnale tekitakse surveplaadiga kompressioon. Surveplaadi kasutamisega on võimalik vähendada patsiendi liikumist ülesvõtte tegemise käigus, hajutada kudede paigutust nii, et nende omavaheline varjutamine väheneb ning vähendada geomeetrilist ebateravust. Uuritava piirkonna kokkusurumisega väheneb selle kihi paksus ehk kiirgust hajutatakse vähem ja kontrastsus paraneb, millest tulenevalt on võimalik ülesvõtte teha väiksema doosi ja madalama energia juures [17].

Väikesemõõtmeliste või madala kontrastsusega elementide eristamiseks kujutisel on oluline, et kõik pildihõivesüsteemi elemendid toimiks parimal saavutataval tasemel. Kvaliteedimõõtmistel käsitletakse eraldi pildihõivesüsteemi, kujutise töötlemist ning kujutise kuvamist. Pildihõivesüsteemi hinnatakse selle komponentide kaudu: AEC (automaatekspositsioonisüsteemi) toimimist korratavuse ja täpsuse põhjal, pildikvaliteeti lävikontrastsuse, SNR (signaal-müra-suhe) ja CNR (kontrast-müra-suhe) põhjal ning pildireseptorit koste, tundlikkuse, homogeensuse ja detektori elementide korrasoleku järgi. Lisaks kontrollitakse keskmist rinnanäärmedoosi ning säriaega. Rinna

imiteerimiseks kasutatakse kvaliteedimõõtmisel spetsiaalseid PMMA ehk pleksiklaasist fantoome, mis on röntgenkiirguse neeldumise ja hajumise poolest seatud vastavusse bioloogilise koega [18]. Erinevate protsesside imiteerimiseks on loodud erinevad fantoomid – patsiendist tingitud hajukiirguse ja dooside imiteerimiseks kasutatakse lihtsaid PMMA plaate, kuid täpsemate uuringute teostamiseks on loodud koekvivalentseid fantoome, mis jäljendavad lisaks ka rinna koostist ja struktuuri. Sellised fantoomid on üldjuhul poolringi kujulised ning koosnevad kindla osakaaluga mitmest materjalist, mis vastavad erinevatele kudedele [19]. Käesolevas töös kasutatakse hajukiirguse mõju hindamiseks lihtsaid PMMA plaate, mille paksustele vastavad rinna paksused on toodud tabelis 1.

Tabel 1. PMMA paksustele vastavad rinna paksused [18].

PMMA paksus (mm)	Ekvivalentne rinnapaksus (mm)
20	21
30	32
40	45
45	53
50	60
60	75
70	90

Digitaalammograafide jaoks on Euroopa kvaliteedijuhistes (European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis. Fourth Edition) patsiendidoosi jaoks määratud keskmise rinnanäärmedoosi referentsväärtused ning ülesvõtte kvaliteedi jaoks anatoomilised struktuurid, mis peavad kindlasti eristatavad olema [18]. Nendele kriteeriumitele vastavus jätab töökorras seadme korral seadistamiseks vahemikud, mille raames protsessi optimeerimisel juhindutakse eelkõige pildikvaliteedist [20].

Pildikvaliteedi halvenemist põhjustavad peamiselt kiirguse hajumine ja müra. Müra võib jaotada anatoomiliseks, elektrooniliseks ja kvantmüraks [9]. Anatoomilist müra võib kirjeldada kui huvipiirkonda ümbritsevat anatoomilist piirkonda, mis kannab endas olulist infot võimaliku kasvaja paiknemise kohta, kuid võib hindajat eksitada ning tekitab kihtide kohakuti paiknemisel omavahelist varjutamist [6]. Anatoomilise müra osakaalu vähendatakse kliinilises ammograafias kompressiooni rakendamisega.

Elektroonilise müra all peetakse eelkõige silmas võrgupinge sagedusel müra, mida on kindla sageduse tõttu lihtne välja filtreerida. Kvantmüra on oma olemuselt juhuslik ning järgib Poissoni jaotust – kui detektori pikslile langeb N footonit, siis selle standardhälvena avalduva kvantmüra suurus on \sqrt{N} . See tähendab, et mida suuremat doosi rakendada, seda väiksem on kvantmüra osakaal [9].

Hajukiirguse osakaalu vähendamiseks on paljudes radiograafilistes modaliteetides kasutusel võtted mille eesmärk on takistada hajunud footonite jõudmist pildireseptorile. Nii mammograafias kui ka tavaradiograafias on tihti kasutusel hajukiirteväred, mis on paigutatud patsiendi ja pildireseptori vahele. Kõige levinumad on lineaarsed hajukiirteväred, mis koosnevad ühes sihis paigutatud kitsastest pliiribadest ehk lamellidest, mille vahel on laiemad kiirgust läbilaskvast materjalist ribad. Lineaarsed hajukiirteväred võivad olla paralleelsed või fokuseeritud ehk võre keskel paralleelsed ning äärtes kallutatud nii, et teatud fookuse-detektori kauguse korral on need suunatud fookustäpile. Hajukiirteväret iseloomustavad suurused on pliiribade laius ja paksus ning nende vahele jäävate ribade laius. Nende parameetrite põhjal on võimalik leida võre lamellide tihedus ja võrekonstant ning fokuseeritud võre korral fookuskaugus. Võrekonstandi suurendamisel püüab võre hajukiirgust suuremal määral, kuid sellega kaasneb kontrast-müra suhte vähenemine ehk sama kontrastuse saavutamiseks on vaja rakendada suuremat doosi. Selleks, et hajukiirteväre kujutisele artefakte ei jätaks, liigutatakse paljudes seadmetes ülesvõtte käigus võre kiirelt edasi-tagasi; liigutamine on eriti oluline madala lamellide tiheduse (40–50 lamelli/cm) korral [21].

Lineaarne hajukiirteväre püüab hajunud röntgenfootoneid vaid ühes sihis, mistõttu on arendatud ka ristuvatest lamellidest koosnevaid sõrestiku ehitusega võresid. Nende kasutamisel väheneb detektorini jõudva hajukiirguse hulk oluliselt, kuid süsteemi suureks puuduseks on, et hajukiirtevärest tulevenvaid artefakte on ka võre liigutamisega keeruline vältida. Selle probleemi lahendamiseks on välja töötatud vasest sõrestikuga võre, kus lamellide vahele jääv ruum on täidetud õhuga ja mida liigutatakse ülesvõtte käigus täpne vahemaa, millega välistatakse artefaktide teke. Selline võre püüab hajukiirgust oluliselt paremini kui lineaarne võre ning tagab seeläbi parema kontrastsuse, kuid seda kasutatakse vaid ühe tootja seadmetes [22].

Igasuguse hajukiirteväre kasutamise miinuseks on, et kõik patsienti läbivad footonid ei jõua pildireseptorile, mistõttu on piisavalt kvaliteetse kujutise saamiseks vaja

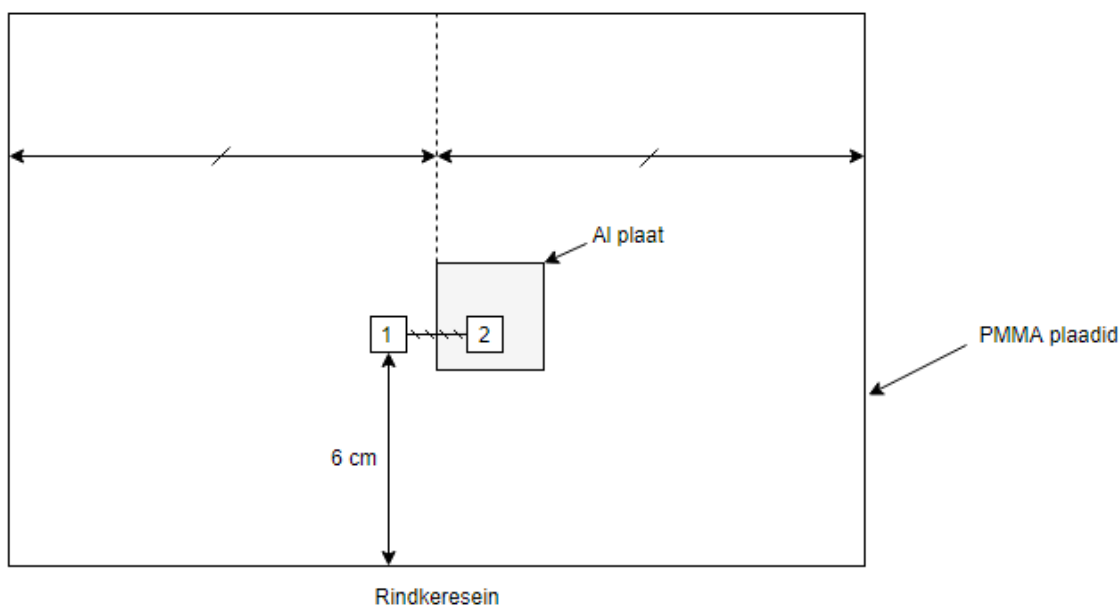
rakendada suuremat patsiendidoosi [23]. Alternatiivne võimalus hajukiirguse osakaalu vähendamiseks on suure õhuvahe tekitamine hajutava piirkonna ja pildireseptori vahele ehk mammograafia korral tugilaua ja pildireseptori vahele. Selle toimimispõhimõtteks on, et kõik kude läbinud kiired peavad õhus läbima pikema vahemaa ning sellest tulenevalt väheneb hajunud footonite pildireseptorile langemise tõenäosus. Primaarkiirguse leviku siht ei muutu, mistõttu jõuab kogu infot kandev kiirgus pildireseptorini, kuid sellega kaasneb kujutise suurendus ning resolutsiooni langus. Õhuvahe eeliseks on, et see on odavam lahendus kui hajukiirtevõre, kuid sellega kaasneb patsiendidoosi suurendamise vajadus. Õhuvahe kasutamist mammograafias ei ole piisavalt uuritud ja optimeeritud ning kliinilises praktikas on standardiks fokuseeritud lineaarsed hajukiirtevõred [24].

Digitaalammograafia pakub võimalust ülesvõtteid digitaalselt töödelda juba enne kujutise kuvamist. See tähendab, et lisaks akendamisele ja kujutise suuruse mõõtmisele oleks võimalik ka ülesvõttelt digitaalselt müra eemaldada. Digitaalse müraeemalduse peamiseks eeliseks on, et kujutistele rakendatakse järeltöötlust ehk patsiendidoosi või säriaaja suurendamine ei ole vajalik ning ülesvõtte tegemise protseduur ei vaja muutmist. Üks võimalus müra eemaldamiseks on dekonvolutsiooni rakendamine, mida on uuritud juba 1987. aastast alates, algselt üksnes hajukiirgust arvestava ja hiljem ka primaarset kiirgust arvesse võtva kerneli abil [25]. Alternatiivne lähenemine on spetsiifilisem, sest põhineb müra tekkimise uurimisel ja simuleerimisel. Röntgenfootonite levikut ja trajektoore aines simuleeritakse üldjuhul Monte Carlo meetodil ning selliselt saadud andmeid oleks võimalik rakendada, et kliinilise ülesvõtte rekonstrueerimisel müra eemaldada. Meditsiinilise otstarbega Monte Carlo simulatsioone on kaua arendatud ning radiograafiamudelites on võimalik täpselt kirjeldada nii patsienti kui ka erinevatest materjalidest fantoome ning nendes toimuvaid interaktsioone [26]. Müra on võimalik töötlemata kujutiselt lahutada, kui olukorrale vastav simulatsioon on läbi viidud, kuid kliinilises olukorras on patsiendid erinevad, mistõttu iga ülesvõtte jaoks simulatsiooni jooksutamine on liiga ajakulukas [8].

Käesolevas töös kasutatud Siemens Mammomat Inspiration mudelis on kasutusel pliil põhinev lineaarne hajukiirtevõre, mille lamellide tihedus on 31 lamelli/cm ning võrekonstant on 5:1. Hajukiirtevõreaga ja ilma teostatud katsete põhjal suurendab selle seadme korral hajukiirtevõre kasutamine vajalikku patsiendidoosi 1,6–2,4 korda vastavalt 20–80 mm lisatud PMMA korral [27].

1.3 Pildikvaliteedi hindamine kvaliteeditagamisel

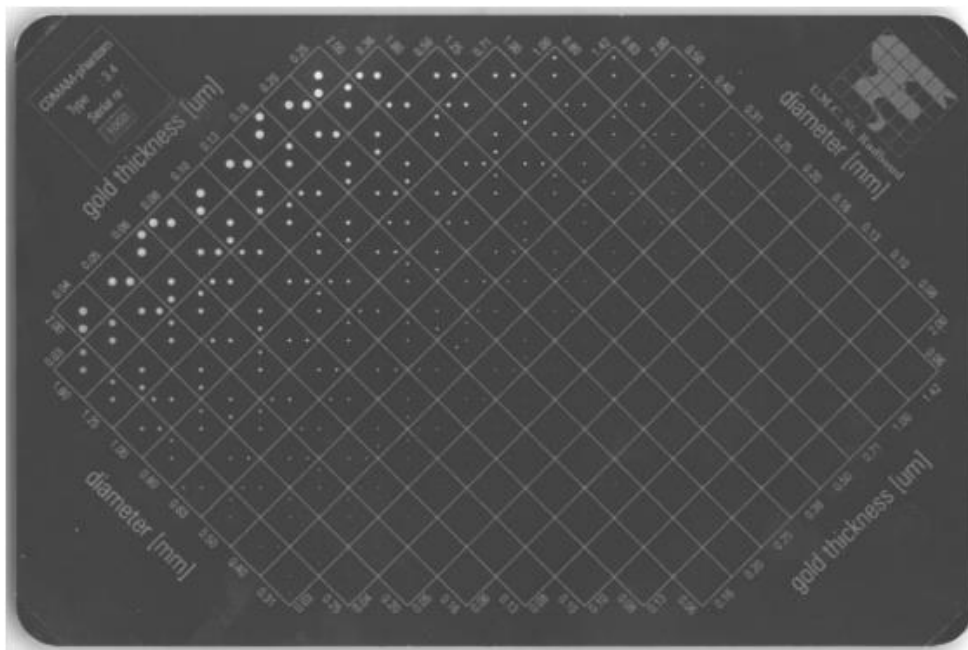
Kvaliteedimõõtmisel hinnatakse pildikvaliteeti signaal-müra-suhtena (SNR), kontrast-müra-suhtena (CNR ehk SDNR) ja lävikontrastsusena. SNRi mõõtmisel määratakse erineva neelduvusega piirkondade keskmisi signaal-müra-suhteid; käesolevas töös sellel pikemalt ei peatuta. CNR standardsel mõõtmisel paigutatakse detektori kohale kiirtekimbu teele kokku 50 mm paksune kiht 10 mm paksuseid PMMA plaate. Kahe alumise PMMA plaadi vahele paigutatakse lateraalselt ühe servaga keskjoonele ja detektori patsiendipoolsest servast 6 cm kaugusele alumiiniumplaat mõõtmetega $3 \times 3 \text{ cm}^2$ ja paksusega 0,2 mm. Saadud töötlemata kujutisel võrreldakse alumiiniumplaadi keskele valitud $10 \times 10 \text{ mm}^2$ huvipiirkonna keskmist pikselväärtust tausta ehk sama kaugel teisel pool keskjoont valitud $10 \times 10 \text{ mm}^2$ huvipiirkonna keskmise pikselväärtusega [18]. Kontrast-müra-suhte leidmiseks kasutatav katseskeem on toodud joonisel 5.



Joonis 5. Kontrast-müra-suhte mõõtmise skeem [18]. Detektori rindkereseinapoolsest äärest 6 cm kaugusele ühe servaga lateraalselt keskjoonele asetatakse 0,2 mm paksune alumiiniumplaat ning kontrast-müra-suhte arvutamiseks leitakse huvipiirkondade 1 ja 2 keskmised pikselväärtused.

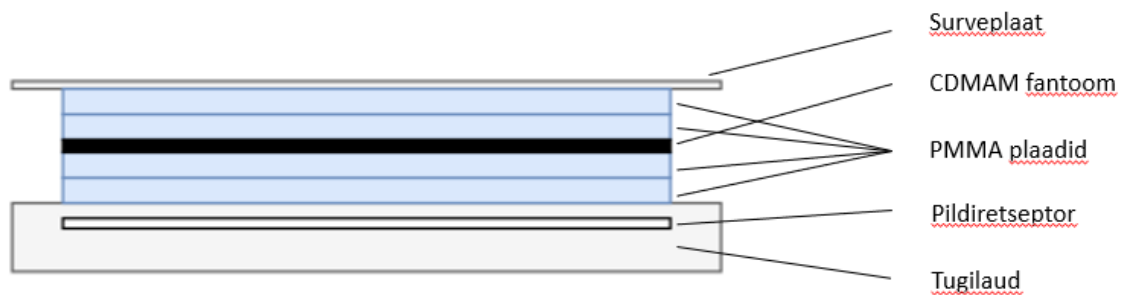
CNRi aktsepteeritav ja saavutatav tase määratakse lävikontrastsuse kaudu CDMAMi ehk kontrast-detail-fantoomi abil. CDMAM-fantoomi põhiliseks osaks on 1 mm paksune alumiiniumplaat, millele on 16×16 ruudustikku aurustusmeetodil kantud erineva paksuse ja diameetriga kuldketad nii, et igas ruudus paikneb kaks ketast, üks ruudu keskel ja teine juhuslikult ühes neljast nurgast. Igas veerus on kettad võrdse paksusega, kuid eksponentsiaalselt kasvava diameetriga ning igas reas on kettad võrdse

diameetriga, eksponentsiaalselt kasvava paksusega. Kuldketaste diameetrid ja paksused CDMAM-fantoomis on toodud lisas 1. Külgakaldefekti mõju vähendamiseks on ruudustik 45° võrra pööratud. Alumiiniumplaat on paigutatud 5 mm paksuse PMMA katte sisse nii, et alumiiniumplaadi peale jääva PMMA paksus on 3 mm, plaadi ja katte vahele on röntgenkontrastse värviga märgitud ruudustik ning info kuldketaste diameetri ja paksuse kohta. CDMAM-fantoom on röntgenkiirguse neelduvuselt võrreldav 10 mm PMMA-ga ehk standardne 45 mm paksune CDMAM komplekt on ekvivalentne 50 mm paksuse PMMA fantoomiga [28]. Käesoleva töö raames kasutatakse Artinis Medical Systems toodetud fantoomi CDMAM 3.4, mis on toodud joonisel 6.



Joonis 6. CDMAM-fantoom.

Süsteemi lävikontrastsust hinnatakse täisautomaatses režiimis või võimalikult sarnaste ülesvõtteparameetritega käsitsi seadistamise režiimis tehtud töötlemata ülesvõtete põhjal. CDMAM-fantoom paigutatakse PMMA plaatide vahele nagu näidatud joonisel 7 nii, et väiksema läbimõõdu ja paksusega kuldketad jäävad rindkereseina poole. Tehtud ülesvõtteid hinnatakse eelistatavalt selleks ettenähtud programmide, näiteks CDCOM või mõne sellel põhineva tarkvara abil [10].



Joonis 7. CDMAM-fantoomi kasutamine.

1.3.1 Pildikvaliteedi hindamine

Pildikvaliteet on kompleksne nähtus, mida ei ole lihtne üheselt kirjeldada, kuid süsteemide võrdlemiseks on leitud viise, kuidas seda siiski teha. Järgnevad suurused annavad võimaluse süsteemi võimekust justkui ühe arvuga kirjeldada, kuid nende kasutamisel on oluline silmas pidada et need ei kirjelda pildikvaliteedi kõiki aspekte.

Pildikvaliteedi hindamiseks tuvastatud detailide põhjal võib leida CDMAM kujutiste komplekti töötlemise tulemusena õigesti hinnatud ruutude arvu ja ruutude koguarvu suhte vastavalt järgmisele valemile:

$$\text{õigete hinnangute osakaal} = \frac{\text{õigesti hinnatud ruudud}}{\text{ruutude koguarv}} * 100\%. \quad (5)$$

Õigete hinnangute osakaal võtab arvesse vaid tuvastatud detailide arvu, kuid mitte nende füüsikalisi parameetreid [28]. Erinevate süsteemide pildikvaliteedi paremaks võrdlemiseks on välja töötatud ka IQF (*Image Quality Figure*) ehk pildikvaliteediindeks, mis võtab arvesse igale veerule vastavat kuldketaste paksust C_i ning iga veeru vähima nähtava kuldketta diameetrit $D_{i,min}$:

$$IQF = \sum_{i=1}^{16} C_i * D_{i,min}. \quad (6)$$

Täiesti nähtava veeru korral arvestatakse $D_{i,min}$ väärtuseks 0,06 mm ning täiesti nähtamatu veeru korral 2,50 mm [28].

Alternatiivse valikuna kasutatakse ka suurust IQF_{alt} (*Alternative Image Quality Figure*, alternatiivne pildikvaliteediindeks), mis võtab arvesse vaid osaliselt nähtavad veerud ning arvutusse on kaasatud nende arv n [28]:

$$IQF_{alt} = \frac{n}{\sum_{i=1}^n C_i * D_{i,min}}. \quad (7)$$

Lisaks võib kasutada suurust IQF_{inv} (*Inverse Image Quality Figure*) ehk IQF pöördväärtust, mis võtab arvesse iga diameetri D_i juures kõige õhema tuvastatud kuldketta paksust $C_{i,th}$.

$$IQF_{inv} = \frac{100}{\sum_{i=1}^{16} C_{i,th} * D_i}, \quad (8)$$

kus täielikult tuvastamata reale vastab $C_{i,th}$ väärtus $2,5 \mu\text{m}$ [28].

IQF_{inv} on laialdaselt kasutusel, sest juba väike muutus pildikvaliteedis toob kaasa suure muutuse IQF_{inv} väärtuses. IQF, IQF_{alt} ja IQF_{inv} kasutamisel on oluline silmas pidada, et summeerimine paikneb võrrandites erinevalt, mistõttu head pildikvaliteeti iseloomustab madal IQF, kuid kõrge IQF_{alt} ja IQF_{inv} [28].

Iga lisatud PMMA paksuse jaoks leitakse ka CNR väärtus. $CNR_{möödetud}$ leidmiseks viiakse joonisel 5 toodud skeemi põhjal katse läbi 10 mm, 20 mm, 30 mm, 40 mm ja 50 mm PMMA juures. Ülesvõtted tehakse käsitsi seadistamise režiimis kasutades võimalikult sarnaseid ülesvõtteparameetreid nagu seade CDMAM ülesvõtete korral automaatselt määrab; lähtutakse eeldusest, et CDMAM-fantoom on röntgenkiirguse neelduvuselt võrreldav 10 mm PMMA plaadiga. CNR väärtuse leidmiseks võrreldakse 0,2 mm paksuse alumiiniumplaadi ja tausta keskmisi pikselväärtusi vastavalt valemile

$$CNR_{möödetud} = \frac{PV(Al) - PV(taust)}{\sqrt{\frac{\sigma(Al)^2 - \sigma(taust)^2}{2}}}, \quad (9)$$

kus $PV(Al)$ ja $PV(taust)$ tähistavad vastavalt alumiiniumplaadilt ja taustalt mõõdetud keskmisi pikselväärtusi ning $\sigma(Al)$ ja $\sigma(taust)$ vastavalt keskmiste pikselväärtuste standardhälbeid [28].

CNR saavutatava ja aktsepteeritava väärtuse leidmiseks kasutatakse lävikontrastsusel põhinevaid valemuid

$$CNR_{aktsepteeritav} = CNR_{möödetud} * \frac{TC_{möödetud}}{TC_{aktsepteeritav}} \quad (10)$$

$$CNR_{saavutatav} = CNR_{möödetud} * \frac{TC_{möödetud}}{TC_{saavutatav}}, \quad (11)$$

kus

$$Tc_{m\ddot{o}detud} = 1 - e^{-\mu_{eff} * Tg_{m\ddot{o}detud}} \quad (12)$$

$$Tc_{aktsepteeritav} = 1 - e^{-\mu_{eff} * Tg_{aktsepteeritav}} \quad (13)$$

$$Tc_{saavutatav} = 1 - e^{-\mu_{eff} * Tg_{saavutatav}}, \quad (14)$$

kus $Tg_{m\ddot{o}detud}$ tähistab 0,1 mm diameetriga detaili mõõdetud lävipaksust ning $Tg_{aktsepteeritav}$ ja $Tg_{saavutatav}$ tähistavad vastavalt tabelis 3 toodud aktsepteeritavat ja saavutatavat lävipaksust 0,1 mm diameetriga detaili jaoks. $Tc_{m\ddot{o}detud}$, $Tc_{aktsepteeritav}$ ja $Tc_{saavutatav}$ on lävipaksuste põhjal arvutatud lävikontrastsused. Lävikontrastsuse arvutamisel kasutatud suurus μ_{eff} tähistab efektiivset nõrgenemistegurit, mille jaoks on antud väärtused vastavalt kasutatavale pingele [10].

$Tg_{aktsepteeritav}$ ja $Tg_{saavutatav}$ väärtused on antud ainult standardpaksusel ehk vastavalt joonisel 7 toodud skeemile tehtavate ülesvõtete jaoks. Selleks, et kompenseerida fantoomi paksuse muutumist on välja töötatud z-tegur, mida kasutatakse aktsepteeritava taseme arvutamisel vastavalt valemile

$$CNR_{aktsepteeritav} = CNR_{m\ddot{o}detud} * \frac{Tg_{m\ddot{o}detud}}{Tg_{aktsepteeritav}} * z \quad (15)$$

ning z-teguri väärtused on toodud tabelis 2 [10].

Tabel 2. PMMA paksusele vastav z-tegur $CNR_{aktsepteeritav}$ arvutamiseks [10].

PMMA paksus (mm)	z-tegur
20	1,15
30	1,10
40	1,05
45	1,03
50	1,00
60	0,95
70	0,90

Kirjanduses esineb peamiselt viiteid CDMAM-fantoomi kasutamisele vastavalt Euroopa kvaliteedijuhistele ehk joonisele 7 läbi viidud katsetele ja uurimustele. Lisatud PMMA paksuse varieerimisega 35–45 mm vahemikus on 2015. aastal Mehhikos võrreldud erinevate ülesvõtteparameetrite juures saadud keskmisi rinnanäärmedoose ja signaal-müra-suhteid ning tuvastatud, et kuni 10 mm PMMA paksuse varieerimine keskmist rinnanäärmedoosi oluliselt ei mõjuta [29]. Sarnaseid uurimusi on kasutatud mammograafiasüsteemide võrdlemiseks – Iirimaal viidi 2006. aastal läbi kolme

süsteemi võrdlus, mille raames leiti 20–70 mm lisatud PMMA juures keskmised rinnanäärmedoosid, kontrast-detail-kõverad ning kontrast-müra suhted. Kontrast-detail-kõverad esitati samas teljestikus aktsepteeritava ja saavutatava taseme kõveratega, väiksemate lisatud PMMA paksuste juures oli kõigi seadmetega saavutatud paremad lävikontrastsused kui suuremate lisatud PMMA paksuste juures [30]. 2016. aastal Põhja-Iirimaal sarnaselt läbi viidud süsteemide võrdluses saadi tulemuseks, et erineva lisatud PMMA paksuse juures saavutatud lävikontrastsused ei järgi ühest trendi, vaid sõltuvad mammograafiasüsteemist [31]. 2015. aastal uuriti Belgias 20–70 mm lisatud PMMA juures saadud kontrast-detail-kõveraid automaatekspositsioonisüsteemi parendamise eesmärgil. Kõigi lisatud PMMA paksuste juures tehti 10 ülesvõtet, lisaks korraldati ülesvõtteid nii, et üks 10 mm paksune PMMA plaat oli asendatud koekvivalentse fantoomiga, et simuleerida anatoomilist müra. Kontrast-detail-kõverate võrdlusel võis näha, et automaatsel hindamisel tuvastatakse suure diameetriga elemente paremini kui inimsilmaga hindamisel ning anatoomiline müra raskendab õhemate elementide tuvastamist nii automaatsel kui manuaalsel hindamisel. PMMA paksuse mõju kontrast-detail-kõverale analüüsitud ei olnud [32].

Lisaks on uuritud CDMAM-fantoomi tomosünteesi käigus kasutamise võimalust. Selle käigus tehti 20–80 mm lisatud PMMA juures kaheksa tomosüntees ülesvõtet ning 40 mm lisatud PMMA juures lisaks 20 tomosüntees ülesvõtet ning 8 mammograafilist ülesvõtet. 40 mm lisatud PMMA juures tehtud tomosüntees ülesvõtetest valiti juhuslikult 6, 8, 12 ja 16 ülesvõtetest koosnevad rühmad ning nende põhjal saadud kontrast-detail-kõverate võrdlusel 20 ülesvõtte põhjal saadud kõveraga saadi tulemuseks, et CDMAM-fantoomi keskmise diameetriga detailide korral on kõigi kõverate variatsioonikoefitsiendid väiksemad kui suurte ja väikeste diameetritega detailide korral. Erineva lisatud PMMA paksuse juures saadud kontrast-detail-kõverad viitavad sellele, et suurem lisatud PMMA paksus vähendab kõigi diameetrite juures õhukeste detailide tuvastamise tõenäosust. Oluline on märkida, et tegu on tomosünteesile suunatud uurimusega, mistõttu katsed viidi läbi hajuki irtevõret kasutamata ja liikuva röntgentoruga, mistõttu ei ole need tulemused digitaal-mammograafiale üheselt üle kantavad [33].

2 Metoodika

2.1 Siemens Mammomat Inspiration

Katsed viidi läbi Tartu Tervishoiu Kõrgkooli röntgenkabinetis asuval täisdigitaalsel mammograafiasüsteemil Siemens Mammomat Inspiration, mille röntgentoru mudel on Siemens P40 MoW ning pildiretseptor Anrad Zigma LMAM. Mõõtmistele eelnevalt viidi läbi seadme kalibratsioon.

Pildiretseptori aktiivse ala mõõtmed on 24 x 30 cm² ning selle moodustab 85 µm sammuga paigutatud 2816 x 3584 pikslist koosnev maatriks; pildiretseptori kaugus fookusest on 650 mm. Seadmel on võimalik valida kolme anoodi/filtri kombinatsiooni seast – Mo/30 µm Mo, Mo/25 µm Rh ning W/50 µm Rh. Ülesvõtteid on võimalik teha täisautomaatses *opdose* režiimis, *manual* ehk käsitsi seadistamise režiimis ning poolautomaatses AEC režiimis, mis võimaldab ülesvõtteparameetrite osalist käsitsi seadistamist. Kujutised salvestatakse tööjaama DICOM standardile vastavas formaadis nii töötlemata kui ka automaatselt töödeldud kujul. Kõigi katsete käigus kasutati ühtlase sügavusega surveplaati mõõtmetega 24 x 30 cm² ning 0,3 mm ehk suurt fookustäppi ja W/50 µm Rh anoodi/filtri kombinatsiooni. Fookustäpi ja anoodi/filtri kombinatsiooni valikul lähtuti täisautomaatses režiimis seadme automaatika tehtud valikutest, et saavutada kliinilisele kasutusele vastavad tingimused.

2.1.1 Digitaalammograafias kehtivad nõuded

Kõigi kvaliteedimõõtmistel käsitletavate pildikvaliteeti iseloomustavate parameetrite jaoks on Euroopa kvaliteedijuhistes defineeritud mõõtmisprotseduurid ning nende tulemusena saadud väärtuste jaoks aktsepteeritavad ja saavutatavad tasemed [10][18]. Aktsepteeritava taseme väärtused põhinevad peamiselt röntgenfilm-mammograafidele kehtinud nõuetel eeldusel, et täisdigitaalse mammograafiga saadavad tulemused peavad olema vähemalt sama head, ning saavutatavad väärtused on tuletatud kaasaegsete digitaalsete süsteemide võimekuse põhjal. CNRi jaoks on aktsepteeritav ja saavutatav väärtus tuletatavad lävikontrastsuse ja mõõdetud CNRi kaudu, kuid lävikontrastsuse jaoks on nõuded arvuliselt fikseeritud. Tabelis 3 on toodud erineva diameetriga detailidele vastavad lävipaksuse aktsepteeritava ja saavutatava taseme piirid [18]. Läviväärtuste puhul on eeldatud inimsilmaga, mitte automaatselt tuvastatud lävipaksust.

Tabel 3. Aktsepteeritavale ja saavutatavale tasemele vastavad vähima nähtava kuldketta paksused [18].

Kuldketta diameeter (mm)	Aktsepteeritavale tasemele vastav lävipaksus (μm)	Saavutatavale tasemele vastav lävipaksus (μm)
2,00	0,069	0,038
1,00	0,091	0,056
0,50	0,150	0,103
0,25	0,352	0,244
0,10	1,68	1,10

2.1.2 CDMAM-fantoomiga kasutatav tarkvara

CDMAM-fantoomi inimsilmaga hindamine on aeganõudev ja subjektiivne, sest sõltub nii hindaja kogemusest kui ka kuvamistingimustest, samuti võivad kuldketaste asukohad inimvaatlejale korduva hindamise korral meelde jääda. Käesolevas töös on kasutusel kaks erinevat CDMAMi kujutiste automaatse hindamise tarkvara – Artinis Medical Systems [34] ehk fantoomi tootja poolt välja töötatud CDMAM 3.4 Analyser [28] ning Ühendkuningriigi mammograafilise füüsika koordineerimiskeskuses (*National Co-ordinating Centre for the Physics of Mammography*) [35] välja arendatud CDMAM Analysis [21]. Mõlemad programmid põhinevad CDCOM tarkvaral, mis on arendatud üksiku CDMAM kujutise tõlgendamiseks [28].

CDCOM tarkvara tuvastab esmalt kujutiselt ruudustiku ning töötleb seejärel kujutise standardsele kujule ja suurusele. See on vajalik, et tulemust ei mõjutaks kuvasüsteemi piksli suurus. Seejärel määrab süsteem iga ruudu nurkades piirkonnad, kust ketast otsida ning nende piirkondade keskmisi pikselväärtusi võrreldes tuvastab nurga, kus kuldketas kõige suurema tõenäosusega paikneb. Saadud hinnangut võrreldakse kuldketaste reaalse asukohtadega ning selle põhjal loetakse iga ruut kas korrektselt või valesti tuvastatuks. Korrektselt tuvastatud ruutude põhjal joonistub välja kontrast-detail-kõver, millel on logaritmilisel skaalal toodud igale ketta diameetrile vastav kõige väiksema nähtava ketta paksus [28].

Artinis Medical Systems on CDCOM tarkvara põhjal loonud programmi **CDMAM 3.4 Analyser**, mis võimaldab korraga kuni 50 kujutise analüüsil saadud tulemuste kombineerimist. Seeläbi on võimalik vähendada juhusliku müra osakaalu ning kasutusele võtta tõenäosuslik hinnang. Iga kujutise hindamisel luuakse CDMAM-fantoomile vastav 16 x 16 ruudustik. Iga ruudu väärtuseks saab selles asukohas

korrekselt tuvastatud kuldketaste arv summeerituna üle kõigi analüüsitud ülesvõtete ehk väärtus jääb 0 ja kahekordse ülesvõtete arvu vahele. Kõigi ruutude väärtused esitatakse kontrast-detail-diagrammil osakaaludena maksimaalsest väärtusest ning kontrast-detail-kõverana. Tarkvara CDMAM 3.4 Analyser leiab lävipaksustele vaid arvutipõhise hinnangu [28].

Lisaks kasutatakse töös tarkvara **CDMAM Analysis V1.5.5**. Erinevalt CDMAM 3.4 Analyser tarkvarast, mis kujutab vaid arvutuslikult tuvastatud lävikontrastsust, kasutab see inimvaatlejate ja arvuti võrdlusel leitud koefitsiente, et anda tarkvaraga saavutatud lävikontrastsusele lisaks hinnanguline inimsilmaga tuvastatav lävikontrastsus. Tabelis 3 toodud kvaliteedinõuded kehtivad inimsilmaga eristatava lävikontrastsuse jaoks, mistõttu võimaldab selline teisendus tarkvara kasutamist kvaliteedimõõtmistel. Tarkvaras kasutatavad koefitsiendid on toodud tabelis 4. Programm salvestab kogutud andmed CDMAM-fantoomile vastavas 16 x 16 ruudustikus, igasse ruutu kantakse kõigi ülesvõtete analüüsi käigus kokku korrekselt tuvastatud kuldketaste osakaal. Andmete põhjal koostatakse kõigi kuldketaste paksuste ja diameetrite regressioonikõverad ning kontrast-detail-kõver, kus on lisaks mõõtetulemustele toodud saavutatava ja aktsepteeritava taseme kõverad [36].

Tabel 4. Tarkvaras CDMAM Analysis inimsilmaga tuvastatava lävikontrastsuse leidmiseks kasutatavad koefitsiendid vastavalt kuldketta diameetrile [36].

Kuldketta diameeter (mm)	Inimsilma hinnangule teisendamiseks kasutatav koefitsient
0,08	1,40
0,10	1,50
0,13	1,60
0,16	1,68
0,20	1,75
0,25	1,82
0,31	1,88
0,40	1,94
0,50	1,98
0,63	2,01
0,80	2,06
1,00	2,11

2.1.3 Hajunud kiirguse mõju pildikvaliteedile

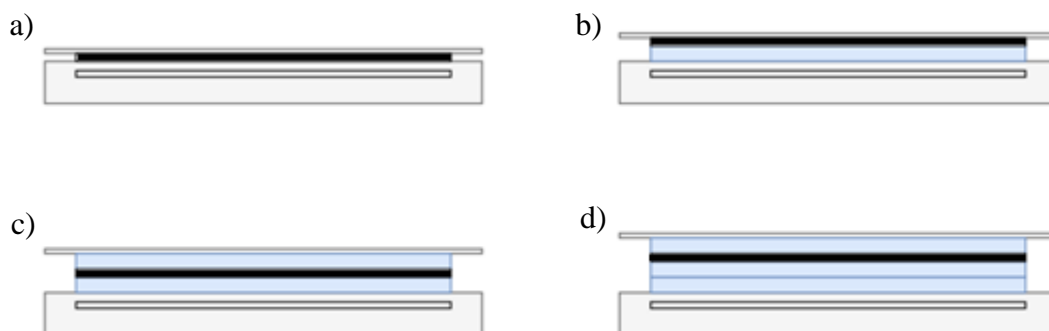
Täisautomaatse mammograafiasüsteemi doosiautomaatika eesmärk on, et patsiendi spetsiifikast hoolimata jõuaks iga ülesvõtte tegemisel piisav hulk röntgenfootoneid pildireseptorile. See tähendab, et ideaalsetel oludel on iga ülesvõtte kvaliteet piisavalt hea, et kujutisel oleks võimalik korrektselt tuvastada ka madala kontrastsuse või väikeste mõõtmetega anomaaliaid. Kliinilises mammograafias mõjutab pildikvaliteeti lisaks seadme tööparameetritele ka uuritava koe koostis ja koestruktuuride omavaheline varjestamine ehk anotoomiline müra. Lisaks sõltub kiirguse hajumine kudedes suuresti uuritava anotoomilise piirkonna paksusest ehk paksuse kasvades suureneb ka detektorile jõudvate soovimatute hajunud footonite hulk. Doosiautomaatika roll on seega määrata ülesvõtteparameetrid, mille korral on tagatud piisava hulga röntgenfootonite jõudmine pildireseptorile.

Kvaliteedimõõtmistel viiakse CDMAM-fantoomiga pildikvaliteedi mõõtmine läbi joonisel 7 toodud konfiguratsioonis. Käesolevas töös uuritakse hajukiirguse mõju doosiautomaatika toimimisele ja pildikvaliteedile CDMAM-fantoomiga koos kasutatavate PMMA plaatide hulga varieerimisega. Lävikontrastust ning selle vastavust nõuetele uuritakse juhtudel, kui CDMAM-fantoomile on lisatud 0 mm, 10 mm, 20 mm, 30 mm ja 40 mm jagu PMMA plaate. Iga konfiguratsiooniga tehakse esmalt ülesvõtte täisautomaatses opdose režiimis ning seejärel käsitsi seadistamise režiimis võimalikult sarnaste ülesvõtteparameetritega kaheksa ülesvõtet. Hinnatavate ülesvõtete arvu valik põhineb eeldusel, et kaheksa ülesvõtte analüüsil on andmeid piisavalt, et tulemus ei oleks juhuslik ja ühekordne.

Iga kaheksast ülesvõttest koosnevat CDMAM kujutiste komplekti hinnatakse tarkvarades CDMAM 3.4 Analyser ja CDMAM Analysis ning analüüside tulemusi võrreldakse standardse kvaliteedimõõtmise konfiguratsioonis saadud tulemustega. Iga kujutiste komplekti jaoks leitakse mõlemas tarkvaras kontrast-detail-kõverad, õigete hinnangute osakaal ning pildikvaliteediindeksid. Lisaks arvutatakse eraldi ülesvõtete põhjal CNR sõltuvus PMMA paksusest.

Kiirguse hajumine patsiendi või fantoomi läbimisel on paratamatu ning suureneb läbitava kihi paksuse kasvades. Mammograafi doosiautomaatika võtab seda arvesse põhimõttel, et pildireseptorini peab jõudma piisav hulk röntgenfootoneid, kuid ülesvõtte pildikvaliteeti eraldi ei hinda. Hajunud kiirguse mõju hindamiseks

pildikvaliteedile muudeti CDMAM-fantoomile lisatava PMMA paksust. 10 mm paksuseid PMMA plaate lisati vastavalt 0, 1, 2, 3 või 4 ehk standardne arv. Nelja plaadi kasutamisel paigutati need vastavalt joonisel 7 toodule, ülejäänud juhtude jaoks on PMMA plaatide paigutus toodud joonisel 8.



Joonis 8. Katseskeem erineva lisatud PMMA paksuse juures. PMMA plaatide (joonisel sinised) paigutus, kui CDMAM-fantoomile (joonisel must) on lisatud a) 0 mm; b) 10 mm; c) 20 mm; d) 30 mm PMMA.

Iga PMMA paksuse juures tehti esmalt täisautomaatses režiimis ülesvõtte ning seejärel korrati mõõtmist käsitsi seadistamise režiimis võimalikult lähedastel tingimustel. Ülesvõtteparameetrid täisautomaatses ja käsitsi seadistamise režiimis on toodud tabelis 5.

Tabel 5. Erinevate PMMA paksuste juures kasutatud ülesvõtteparameetrid.

Lisatud PMMA paksus (mm)	Täisautomaatne režiim			Käsitsi seadistamise režiim		
	Torupinge (kV)	Toruvool (mAs)	Sisenddoos (mGy)	Torupinge (kV)	Toruvool (mAs)	Sisenddoos (mGy)
0	25	25,1	0,6	25	25	0,6
10	25	42,1	1,0	25	40	1,0
20	26	60,4	1,7	26	63	1,8
30	27	87,9	2,8	27	90	2,9
40	28	129,5	4,7	28	125	4,6

Pildikvaliteeti iseloomustavate suuruste arvutamisel rakendatakse mõlema tarkvaraga saadud esmastele andmetele silumist korrigeerimisskeemi põhjal. Skeemi rakendamisel tõlgendatakse esmalt kõik ruudud õigete tuvastuste osakaalu lävendi põhjal kas õigeteks või valedeks ning seejärel võetakse arvesse iga ruudu lähiümbrust. Korrigeerimisskeem põhineb kahel reeglil: õigesti tuvastatud ruut jääb korrigeerimise järel õigeks, kui

vähemalt kaks sellega külgnevat ruutu on õiged ning valesti tuvastatud ruut loetakse õigeks, kui kolm või neli sellega külgnevatest ruutudest on õiged. Fantoomi nurkades asuvatel ruutudel on vaid kaks lähinaabrit, mistõttu loetakse seal erandina õigesti tuvastatud ruut õigeks, kui selle lähinaabritest vähemalt üks on õige ning valesti tuvastatud ruut õigeks, kui mõlemad lähinaabrid on õiged. Fantoomil puuduvad nurgaruudud (0,03 μm paksus ja 2,00 mm diameeter ning 2,00 μm paksus ja 0.06 mm diameeter) loetakse samuti õigeks, kui mõlemad külgnevad ruudud on õigesti tuvastatud [28].

Korrigeerimisskeemi rakendamine on soovitatav nii manuaalselt kui tarkvara abil kujutiste hindamisel. Tarkvaras CDMAM Analysis väljastatakse tulemused nii silumata kui ka juba skeemi järgi töödeldud kujul, CDMAM 3.4 Analyser väljastab ainult silumata andmed, mis korrigeeriti enne tulemuste hindamist. Selliselt töödeldud andmete põhjal leiti õigete hinnangute arv, iga detaili paksuse jaoks lävidiameetrid ja iga detaili diameetri jaoks lävipaksused ning arvutati õigete hinnangute osakaal, IQF, IQF_{alt} ning IQF_{inv} vastavalt valemitele 5–8.

2.1.4 Kvaliteedimõõtmisteks optimaalse kujutiste arvu leidmine

Mitme samadel tingimustel tehtud ülesvõtte analüüsi tulemuste kombineerimisel väheneb juhusliku müra mõju, suurema andmete hulga põhjal tehtud statistiline analüüs vähendab juhuslike õigete ja valede tuvastuste osakaalu tulemustes. Töös kasutatavate tarkvarade kasutusjuhendites soovitatakse korraga analüüsida vähemalt kaheksat kujutist, kuid Euroopa kvaliteedijuhistes sellist nõuet ei leidu. Kvaliteedimõõtmisteks vajaliku ülesvõtete arvu leidmisel on vaja arvesse võtta, et iga ülesvõtte tegemisele ja töötlemisele kulub aega ja tehnilist ressursi. Mida suurem on tehtud ülesvõtete arv, seda suurem on saadud tulemuse täpsus, kuid praktilises kasutuses on teatavast täpsusest alates olulisem just tööle kuluv aeg. Piisavaks võib lugeda kujutiste arvu, kus üksikul kujutisel esinevad anomaaliad on statistiliselt ebaolulised ehk üldist tulemust ei mõjuta.

Optimaalse kujutiste arvu leidmiseks analüüsitakse mõlemas tarkvaras kvaliteedimõõtmiste standardtingimustel ehk vastavalt joonisele 7 tehtud ülesvõtete töötlemata versioone. Ülesvõtted tehakse käsitsi seadistamise režiimis võimalikult sarnaste ülesvõtteparameetritega, mille seade samadel tingimustel täisautomaatses

režiimis automaatselt määrab. Täisautomaatses režiimis tehtud ülesvõtte põhjal tehakse ülesvõtted 28 kV pingel ja 125 mAs toruvoolu juures.

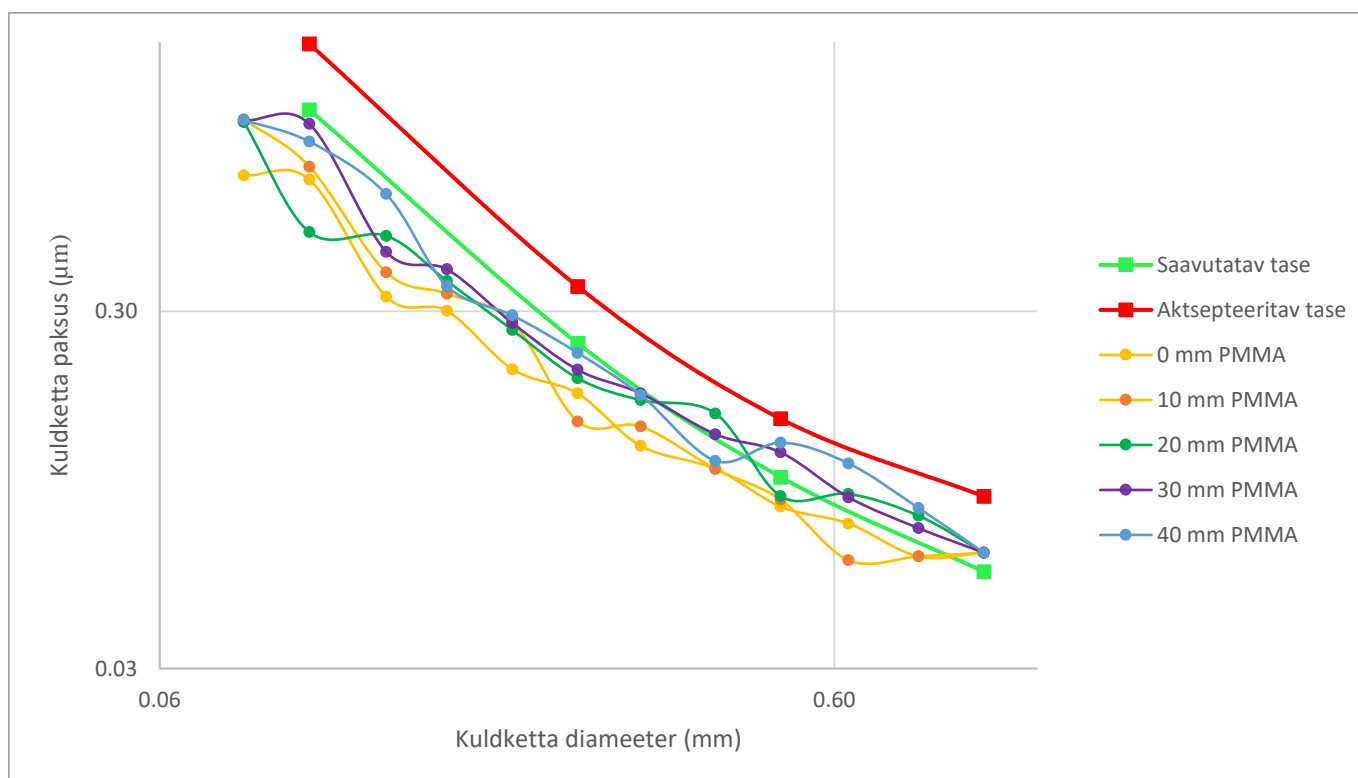
Tarkvarades CDMAM 3.4 Analyser ning CDMAM Analysis analüüsitakse kujutiste komplekte, mis koosnevad 12 ülesvõtte seast juhuslikult valitud 2, 4, 6, 8, 10 ning 12 CDMAM kujutisest, ning erineva ülesvõtete arvuga komplektidesse kuuluvad mõlemas tarkvaras sama valimi erinevad kujutised. Analüüsimiseks kujutiste valimisel juhendatakse eeldusest, et samadel tingimustel tehtud ülesvõtted on identsed. Tarkvarades CDMAM 3.4 Analyser ja CDMAM Analysis analüüside tulemusel saadud lävipaksuste inimsilma hinnangute põhjal koostatakse kontrast-detail-kõverad, selleks korrutatakse tarkvaras CDMAM 3.4 Analyser saadud tulemused läbi tabelis 3 toodud koefitsientidega.

Süsteemi kirjeldamise etaloniks võetakse mõlemas tarkvaras 12 ülesvõtte põhjal saadud kontrast-detail-kõverad. Mõlemas tarkvaras käsitletakse kuldketaste paksusi pideva funktsioonina, kuigi paksused on tegelikult diskreetsed, mistõttu ei vasta hinnatud lävipaksused reaalsele CDMAM-fantoomil leiduvatele kettapaksustele. Fantoomi põhiveaks võib lugeda kuldketaste mõõtmete diskreetsusest tuleneva mõõtmete muutumise sammu. 12 ülesvõtte põhjal saadud kontrast-detail-kõverale lisatakse seega usaldusvahemikud, mille suuruseks nii positiivses kui negatiivses suunas on pool leitud lävipaksusele lähimate reaalse kuldketaste paksuste vahet. See tähendab, et kui leitud lävipaksus on 1,408 μm , siis sellele lähimad reaalsed paksused on 1,00 μm ja 1,42 μm ning usaldusvahemikud on $\pm 0,21 \mu\text{m}$. Optimaalse kujutiste arvu leidmiseks võrreldakse väiksema kujutiste arvu põhjal leitud kontrast-detail-kõveraid 12 ülesvõtte põhjal leitud kõveratega. Väiksema kujutiste arvu põhjal koostatud kõver loetakse piisavalt täpseks, kui see jääb 12 ülesvõttel põhineva kõvera usaldusvahemike piiresse.

3 Tulemused

3.1 Hajunud kiirguse mõju pildikvaliteedile

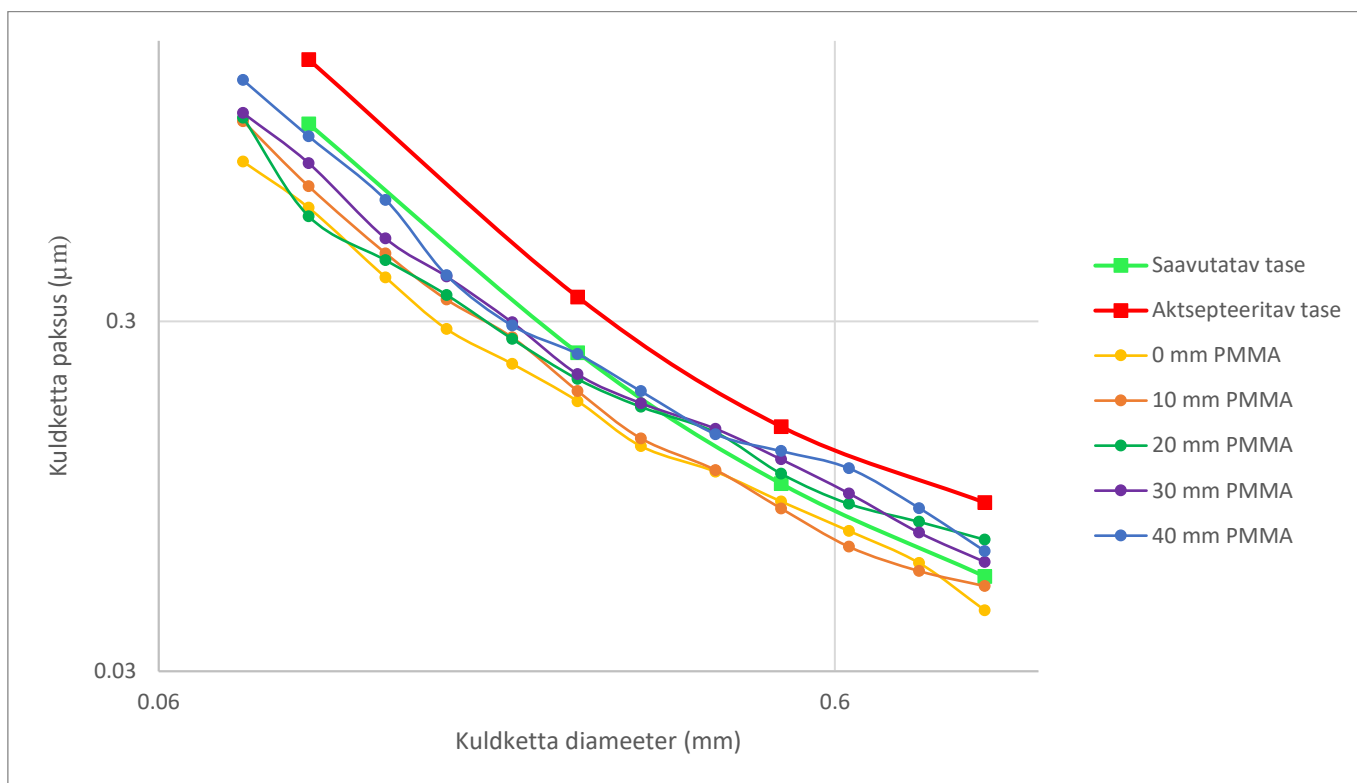
Iga lisatud PMMA paksuse juures tehti kaheksa ülesvõtet, mida analüüsiti mõlemas kasutusel olevas tarkvaras. Tarkvaras CDMAM 3.4 Analyser leiti iga ülesvõtete komplekti jaoks igale detaili diameetrile vastav lävipaksus ning tulemused teisendati inimsilmaga saadud hinnangu kujule ehk korrutati läbi tabelis 3 toodud koefitsientidega. Tarkvara CDMAM 3.4 Analyser põhjal leitud arvuti hinnatud lävipaksus ja tabeli 3 põhjal arvatud inimsilmale vastavad hinnangud kvaliteedinõuetes toodud kuldketta diameetritel on toodud lisa 2. Selliselt saadud kontrast-detail-kõverad on toodud joonisel 9.



Joonis 9. Tarkvaras CDMAM 3.4 Analyser erineva PMMA paksuse juures saadud kontrast-detail-kõverad logartimilises skaalas. Rohelise ja punase joonega on vastavalt toodud saavutatava ja aktsepteeritava taseme kõverad 40 mm lisatud PMMA korral [10].

Samadest ülesvõtetest koosnevaid kujutiste komplekte analüüsiti ka tarkvaras CDMAM Analysis. Uuritud PMMA paksustel leiti inimsilma hinnangud kuldketaste diameetritele vastavate lävipaksuste jaoks. Tarkvara CDMAM Analysis põhjal leitud arvuti hinnatud lävipaksus ja inimsilmale vastavad hinnangud kvaliteedinõuetes toodud kuldketta

diameetritel on toodud lisas 3. Saadud andmete põhjal koostatud kontrast-detail-kõverad on toodud joonisel 10.



Joonis 10. Tarkvaras CDMAM Analysis erineva PMMA paksuse juures saadud kontrast-detail-kõverad logartimilises skaalas. Rohelise ja punase joonega on vastavalt toodud saavutatava ja aktsepteeritava taseme kõverad 40 mm lisatud PMMA korral [10].

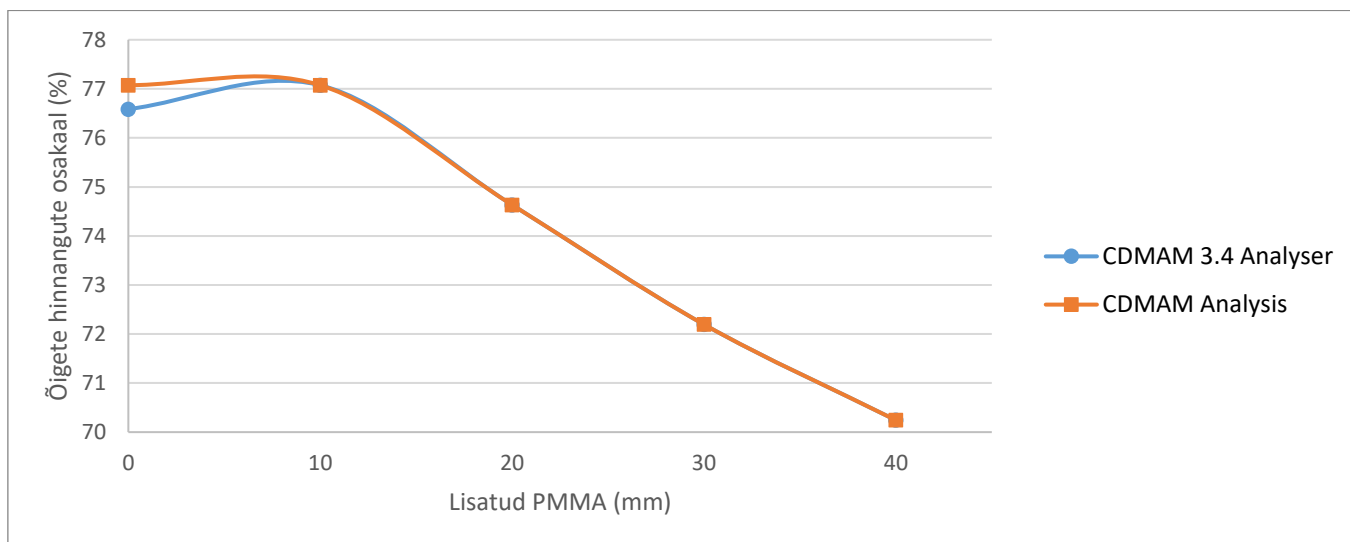
Mõlemas tarkvaras saadud kontrast-detail-kõverad viitavad sellele, et hajutava materjali hulga vähendamisel paraneb pildikvaliteet, kuid erinevused ei ole suured. Pildikvaliteeti iseloomustavaid parameetreid uuritakse täpsemalt järgmises peatükis.

3.1.1 Pildikvaliteeti iseloomustavad parameetrid

Tarkvara CDMAM 3.4 Analyser tulemustes on lisaks kontrast-detail-diagrammile ja kontrast-detail-kõverale tulemuste maatriks, kus on toodud iga ruudu kohta summaarne korrektselt tuvastatud kuldketaste arv. Iga PMMA paksuse juures analüüsiti kaheksat pilti, seega oli igas ruudus võimalik õigesti tuvastatud ketaste arv 16. Õigesti tuvastatud ruudu lävendiks võeti tulemuste võrreldavuse nimel 62,5% ehk kümme õigesti tuvastatud ketast võimalikust 16-st. Selle põhjal koostati ja korrigeeriti õigete-valede maatriks, mille põhjal arvutati pildikvaliteeti iseloomustavad näitajad. Tarkvarades CDMAM 3.4 Analyser ja CDMAM Analysis saadud andmete põhjal leitud õigete hinnangute osakaal, IQF, IQF_{alt} ja IQF_{inv} erinevate lisatud PMMA paksuste jaoks on toodud vastavalt lisades 4 ja 5. Tarkvaras CDMAM Analysis väljastatakse analüüsi

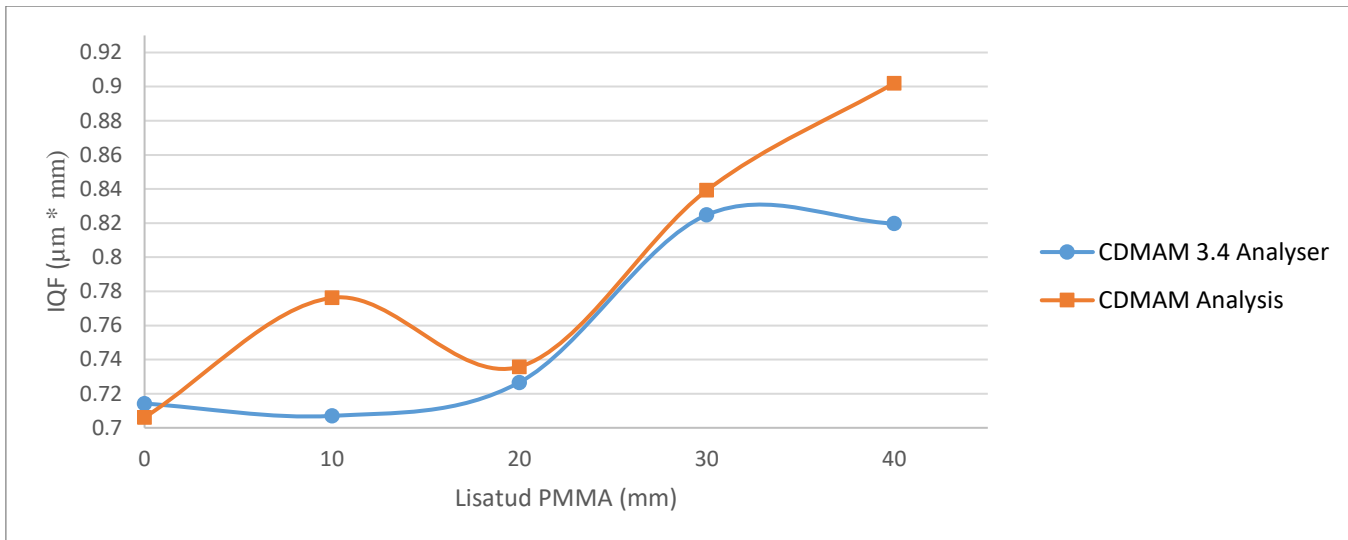
tulemused lisaks kontrast-detail-kõverale ka tulemuste maatriksina, kus iga ruudu summaarne õigesti tuvastatud ketaste arv on kõigi võimalike tuvastuste arvu suhtes normeeritud. Ruudu õigesti tuvastatuks lugemise lävendiks on seal vaikumisi 62,5% õigeid tuvastusi. Maatriks on esitatud nii korrigeerimata kui ka korrigeeritud kujul. Korrigeeritud andmete põhjal arvutati pildikvaliteeti iseloomustavad suurused.

Õigete hinnangute osakaalu leidmiseks loeti kokku mõlemas tarkvaras saadud korrigeeritud andmete põhjal õigeks loetavad ehk 62,5% õigete tuvastuste lävendit ületavad ruudud. Kõigi ruutude arvu sekka ei arvestatud ruute, kus CDMAM-fantoomil kuldketad puuduvad ehk ruutude koguarvuks võeti 205. Õigete ruutude ja kõigi ruutude arvude suhted ehk õigete hinnangute osakaalud kõigi lisatud PMMA paksuste jaoks on toodud joonisel 11. Paremale pildikvaliteedile viitab suurem õigete hinnangute osakaal.



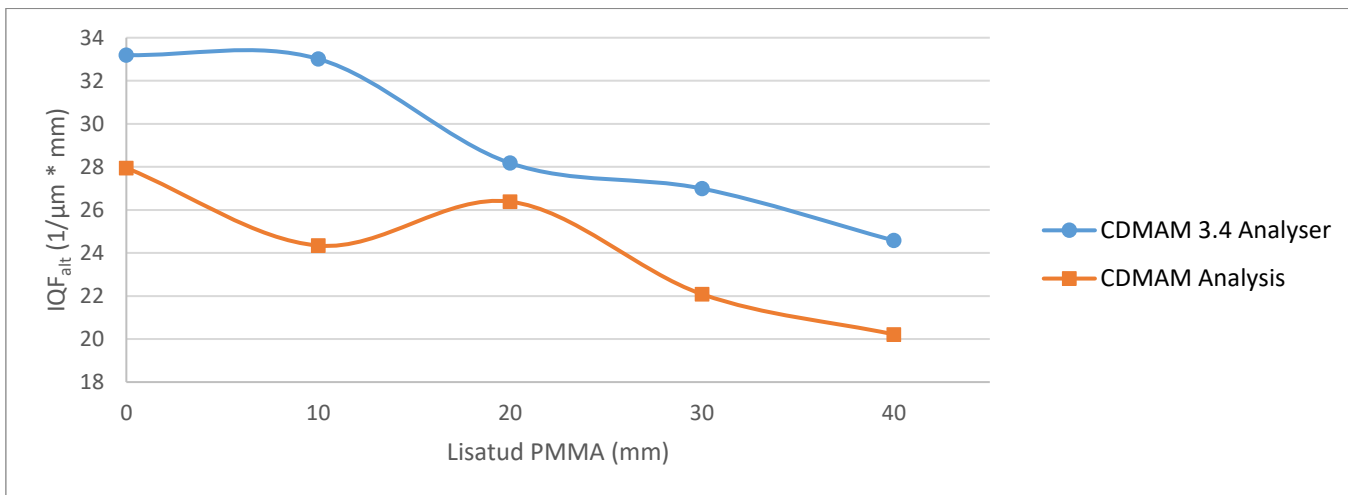
Joonis 11. Tarkvaras CDMAM 3.4 Analyser ja CDMAM Analysis saadud andmete põhjal leitud õigete hinnangute osakaal erineva lisatud PMMA paksuse korral.

IQF ehk pildikvaliteediindeks võtab pildikvaliteedi hindamisel arvesse kujutisel tuvastatud detailide paksust ja diameetrit. IQF arvutamiseks leiti mõlemas tarkvaras saadud ja korrigeeritud andmete põhjal iga detaili paksuse kohta kõige väiksemate õigesti tuvastatud kuldketaste diameetrid. Parema pildikvaliteedi korral on võimalik eristada väiksema diameetriga detaile ehk IQF väärtus on väiksem. Erineva PMMA paksuse korral arvutatud IQF väärtused on toodud joonisel 12.



Joonis 12. Tarkvaras CDMAM 3.4 Analyser ja CDMAM Analysis saadud andmete põhjal leitud pildikvaliteediindeks IQF erineva lisatud PMMA paksuse korral.

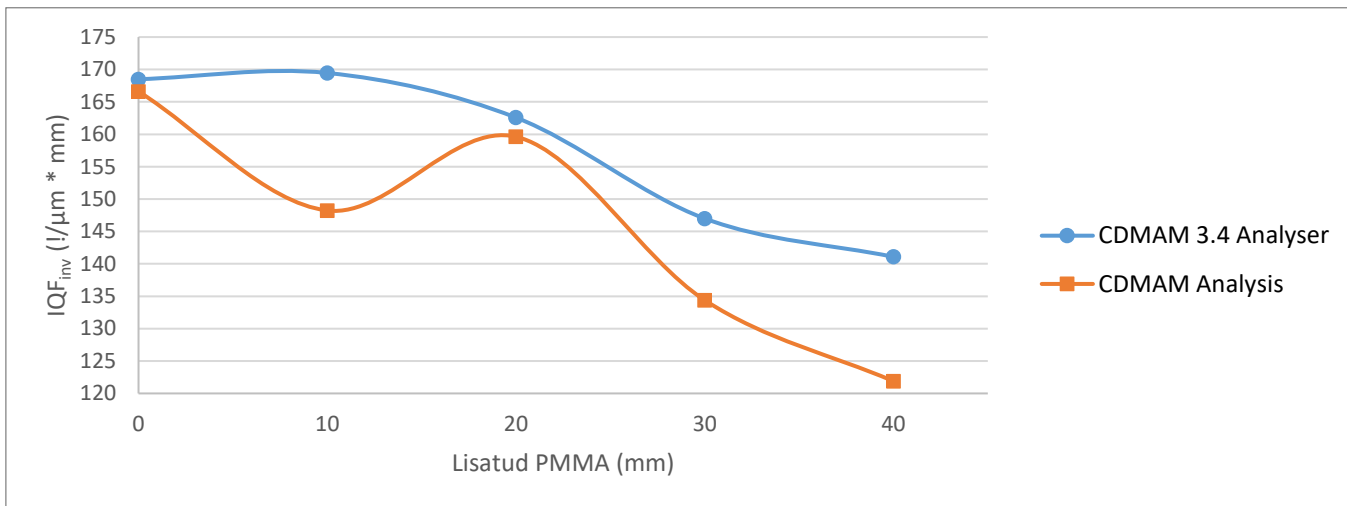
IQF_{alt} ehk alternatiivne pildikvaliteediindeks põhineb samadel parameetritel nagu IQF, kuid võtab arvesse vaid osaliselt tuvastatud ridu. Lisaks on tuvastatud detailide paksuste ja lävidiameetrite korrutised viidud murrujoone alla, mistõttu paremale pildikvaliteedile viitab suurem IQF_{alt} väärtus. Erinevate PMMA paksuste juures arvatud IQF_{alt} väärtused on toodud joonisel 13.



Joonis 13. Tarkvaras CDMAM 3.4 Analyser ja CDMAM Analysis saadud andmete põhjal leitud alternatiivne pildikvaliteediindeks IQF_{alt} erineva lisatud PMMA paksuse korral.

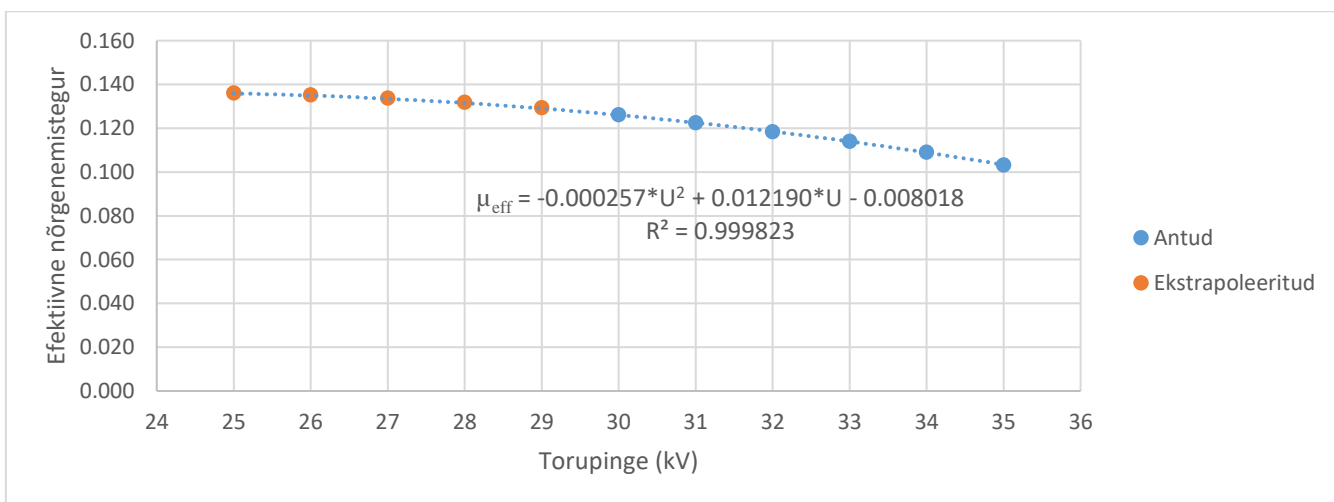
Pildikvaliteediindeksi IQF pöörväärtus IQF_{inv} kirjeldab pildikvaliteeti sarnaselt nagu IQF, kuid selle arvutamiseks leiti mõlema tarkvaraga saadud ja korrigeeritud andmete põhjal igale detaili diameetrile vastava kõige õhema tuvastatud kuldketta paksus. Vastavalt punktis 1.3.1 toodud valemitele on IQF_{inv} arvutamisel tuvastatud kuldkettaid kirjeldavad parameetrid murrujoone all ning paremale pildikvaliteedile viitab suurem IQF_{inv} väärtus. IQF_{inv} kasutamisel on suur eelis, et väärtused on suuremas suurusjärgus

kui IQF või IQF_{alt}, mistõttu on muutused pildikvaliteedis suurema mõjuga indeksi väärtusele ning seeläbi paremini hoomatavad. Mõlema tarkvara põhjal arvatud IQF_{inv} väärtused erineva PMMA paksuse juures on toodud joonisel 14.



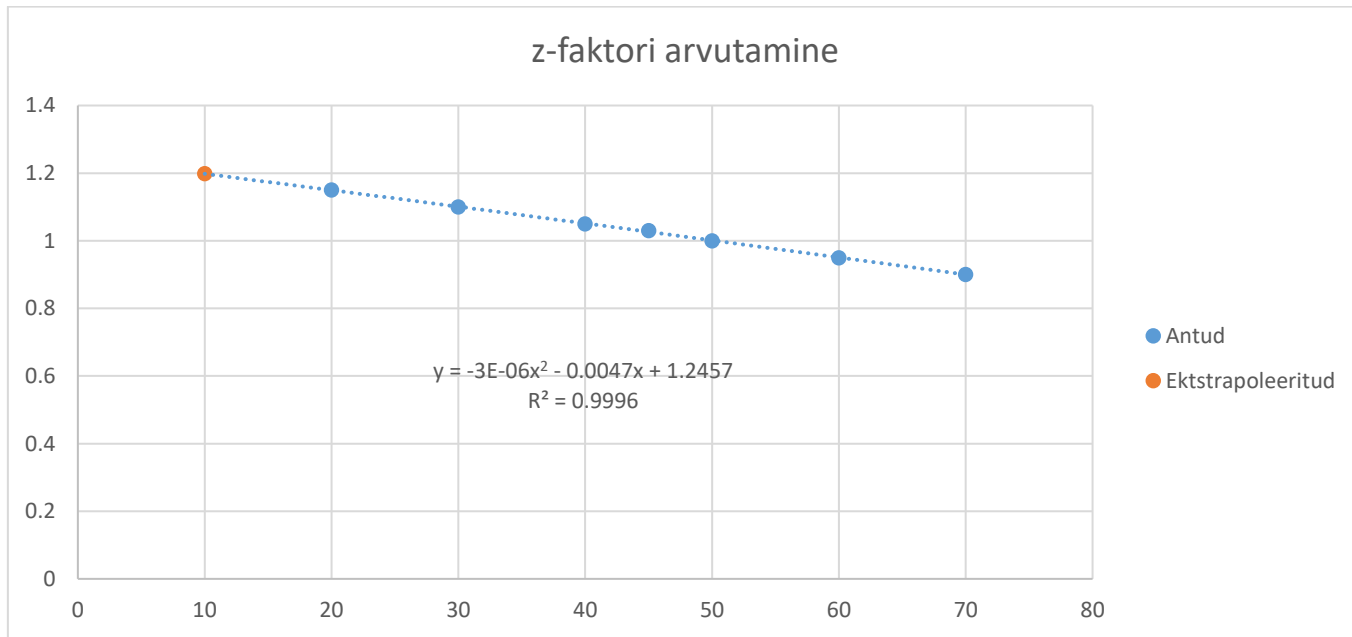
Joonis 14. Tarkvaras CDMAM 3.4 Analyser ja CDMAM Analysis saadud andmete põhjal leitud pildikvaliteediindeksi pöördväärtus IQF_{inv} erineva lisatud PMMA paksuse korral.

CNR mõõtmisel leiti esmalt CNR_{mõõdetud} väärtused erinevate PMMA paksuste jaoks. CNR jaoks on läviväärtused antud sõltuvana lävikontrastsusest, mistõttu on esmalt vaja leida μ_{eff} ja z-teguri väärtused katse tingimuste jaoks. μ_{eff} väärtused on antud torupingete vahemiku 30–35 kV jaoks, mistõttu leitakse see madalamate torupingete jaoks teise astme polünoomi regressioonikõvera ekstrapoleerimisel. Algsed ja ekstrapoleeritud μ_{eff} väärtused koos kasutatud regressioonikõvera võrrandi ja determinatsioonikordajaga on toodud joonisel 15.



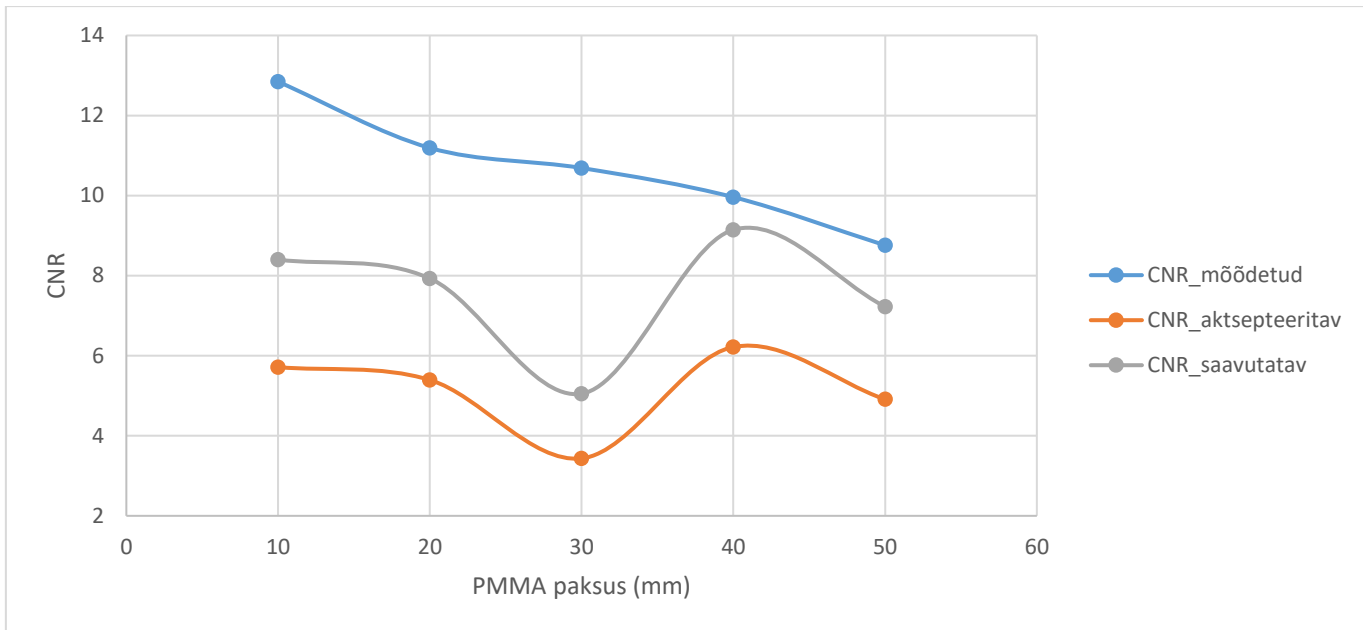
Joonis 15. Efektive nõrgenemisteguri μ_{eff} ekstrapoleerimine madalamate torupingete jaoks. Sinisega on tähistatud algandmed, oranžiga ekstrapoleerimise kaudu leitud andmed ning katkendliku joonega regressioonikõver. Eraldi on välja toodud regressioonikõvera võrrand ning determinatsioonikordaja.

PMMA standardpaksusest erinevate paksustega arvestamiseks on vaja andmed vastavalt valemile 15 z-teguriga läbi korrutada. Tabelis 2 on toodud z-teguri väärtused 20–70 mm PMMA paksuse jaoks, kuid katsete käigus hinnati $CNR_{mõõdetud}$ ka 10 mm PMMA korral. Andmete korrektse tõlgendamise jaoks rakendati ka z-teguri ekstrapoleerimist teise astme polünoomi regressioonikõvera abil. Algsed ja ekstrapoleeritud z-teguri väärtused koos kasutatud regressioonikõvera võrrandi ja determinatsioonikordajaga on toodud joonisel 16.



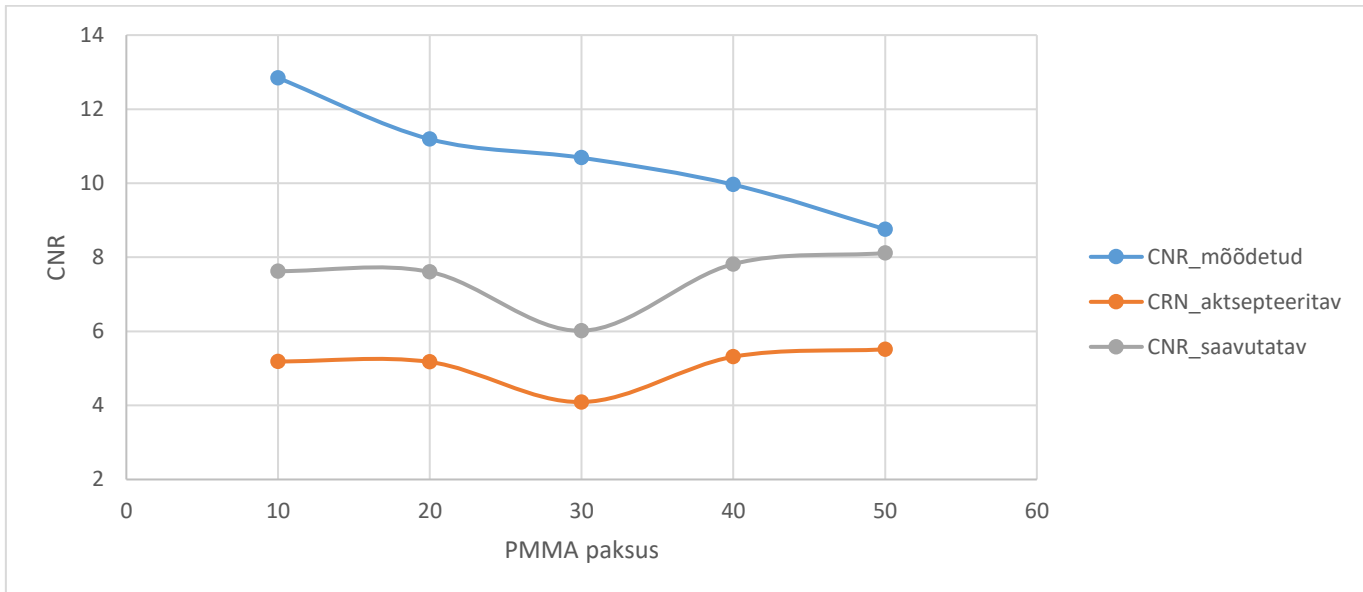
Joonis 16. z-faktori ekstrapoleerimine 10 mm PMMA jaoks. Sinisega on tähistatud algandmed [10], oranžiga ekstrapoleerimise kaudu leitud andmed ning katkendliku joonega regressioonikõver. Eraldi on välja toodud regressioonikõvera võrrand ning determinatsioonikordaja.

Ekstrapoleerimise tulemusena leitud suuruste abil avaldati CNR aktsepteeritav ja saavutatav tase kõigi uuritud PMMA paksuste jaoks. Tarkvaras CDMAM 3.4 Analyser kasutati korrigeerimata andmete põhjal leitud lävikontrastsusi, mis olid tabeli 4 põhjal inimsilma hinnangule teisendatud. Saadud graafik on toodud joonisel 17.



Joonis 17. $CNR_{mõõdetud}$ ning tarkvaras CDMAM 3.4 Analyser leitud 0,1 mm diameetriga detaili lävipaksuste põhjal arvatud $CNR_{aktsepteeritav}$ ja $CNR_{saavutatav}$ erineva PMMA paksuse jaoks.

Tarkvara CDMAM Analysis korrigeeritud andmete põhjal erinevate fantoomi paksuste jaoks leitud CNR väärtused on toodud joonisel 18.



Joonis 18. $CNR_{mõõdetud}$ ning tarkvaras CDMAM Analysis leitud 0,1 mm diameetriga detaili lävipaksuste põhjal arvatud $CNR_{aktsepteeritav}$ ja $CNR_{saavutatav}$ erineva PMMA paksuse jaoks.

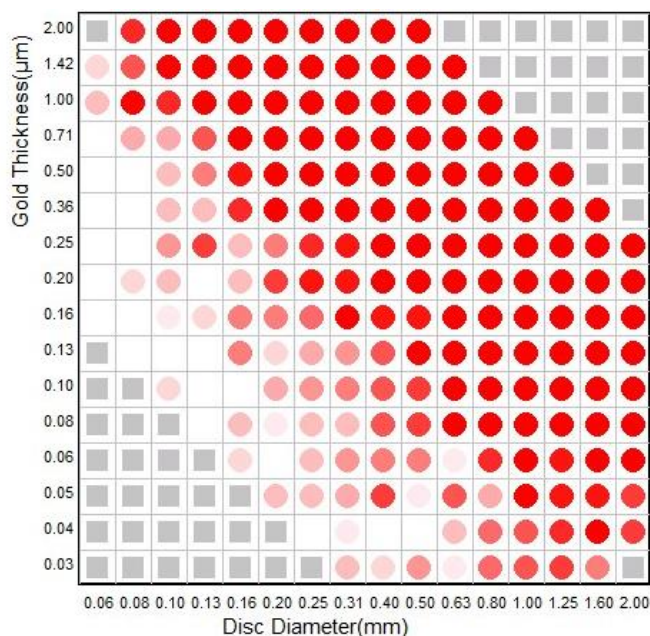
Jooniste 17 ja 18 põhjal võib näha, et mõõdetud kontrast-müra-suhe on kõrgem kui saavutatav tase. Mõlemas tarkvaras saadud tulemuste põhjal toimub CNRi aktsepteeritava ja saavutatava taseme langus 30 mm PMMA juures, kuid tarkvara CDMAM Analysis põhjal arvatud läviväärtused on läbivalt monotoonsemad. Selline

trend viitab sellele, et andmete korrigeerimisel on mõju ka kontrast-detail-kõveralt eraldi punktide uurimisele.

3.2 Kvaliteedimõõtmisteks optimaalse kujutiste arvu leidmine

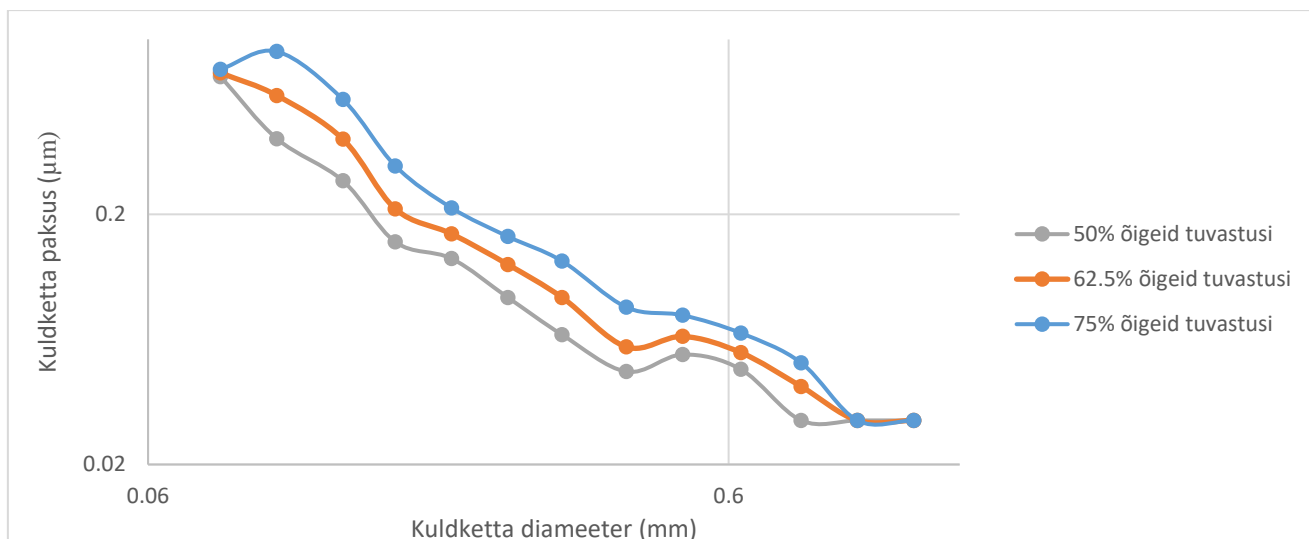
3.2.1 CDMAM 3.4 Analyser

Joonisel 19 on toodud kaheksa kujutise analüüsil saadud kontrast-detail-diagramm, kus x-teljel on toodud kuldketta paksus ja y-teljel kuldketta diameeter.



Joonis 19. Tarkvaras CDMAM 3.4 Analyser kaheksa ülesvõtte põhjal leitud kontrast-detail-diagramm. Diagrammi x-teljel on toodud kuldketaste diameetrid ja y-teljel kuldketaste paksused. Hallide ruutudega on tähistatud asukohad, kus CDMAM-fantoomil kuldkettad puuduvad. Õigete tuvastuste osakaalu iseloomustab värvitud täppide intensiivsus; erepunasega on tähistatud 100% osakaal ning valged ruudud tähistavad õigete tuvastuste osakaale, mis jäävad alla 25%.

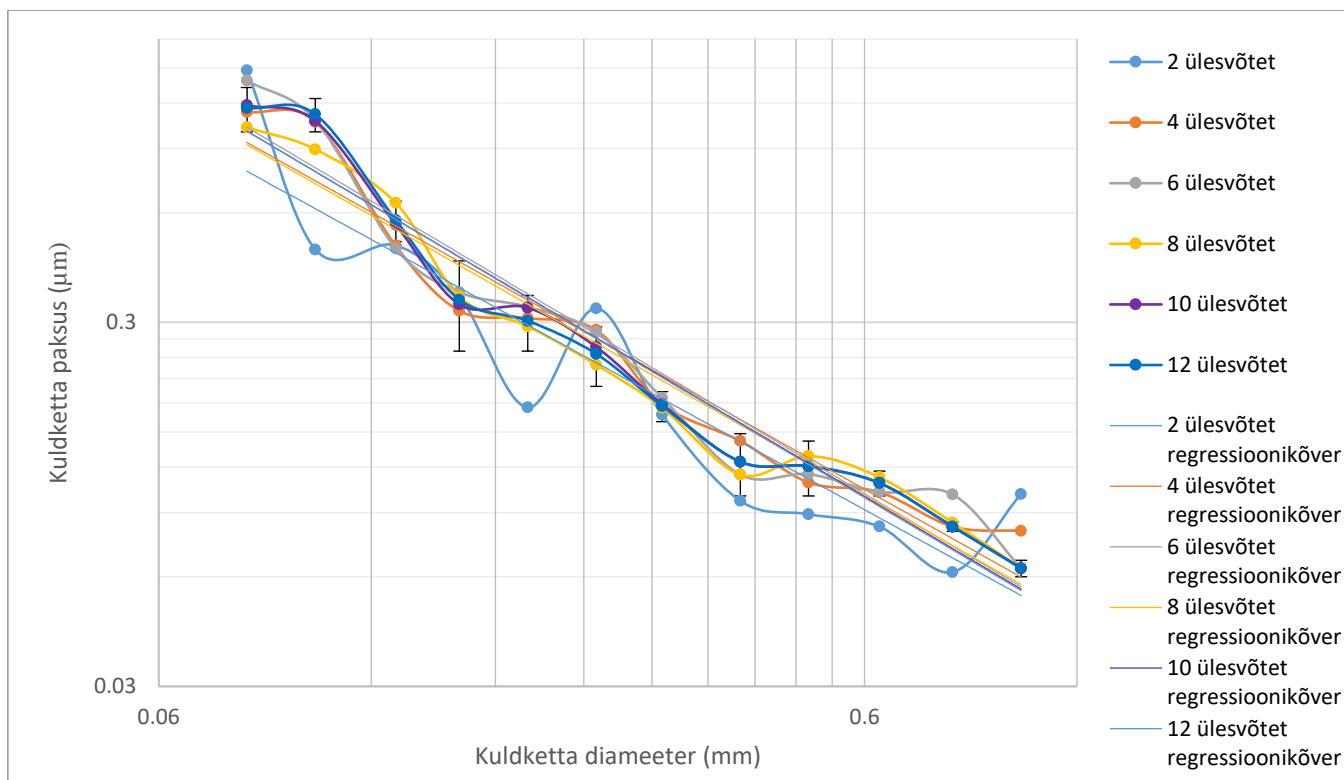
CDMAM 3.4 Analyser tarkvaras saab kasutaja määrata, kui suurt õigete tuvastuste osakaalu piisavaks lugeda. Väärtust saab muuta 50%–75% ulatuses, vaikumisi väärtus on 62,5%. Valitud lävend mõjutab seda, milliste andmete põhjal kontrast-detail-kõver koostatakse. Joonisel 20 on toodud kaheksa kujutise analüüsil ehk joonisel 19 toodud kontrast-detail-diagrammi põhjal saadud kontrast-detail-kõverad 50%, 62,5% ja 75% õigete tuvastuste osakaalu juures.



Joonis 20. Kaheksa kujutise analüüsil saadud kontrast-detail-kõverad 50%, 62.5% ja 75% õigete tuvastuste lävendite jaoks logaritmilises skaalas.

Joonisel 20 toodud kontrast-detail-kõverate põhjal võib näha, et madalam õigete tuvastuste nõue toob sama pildikvaliteedi juures kaasa parema hinnangu, kuid samas ei pruugi see olla piisavalt kõrge lävend, et süsteemi tööd adekvaatselt hinnata. Käesolevas töös on pildikvaliteedi nõuetele vastavuse hindamiseks edaspidi valitud õige tulemuse lävendiks 62,5% õigete tuvastuste osakaal. Valiku põhjuseks on, et CDMAM Analysis tarkvara kasutab analüüsil sama lävendit ning selliselt on tulemused võrreldavad.

Tarkvara CDMAM 3.4 Analyser väljastab lävikontrastsusele ainult arvuti hinnangu, kuid kvaliteedijuhistes on toodud saavutatava ja aktsepteeritava taseme väärtused inimsilmaga tuvastatud lävikontrastsuste jaoks. Selleks, et tulemusi saaks võrrelda, on tulemused viidud inimsilma hinnangu kujule ehk läbi korrutatud tabelis 4 toodud koefitsientidega. Saadud kontrast-detail-kõverad koos programmis Microsoft Excel leitud regressioonikõveratega on toodud joonisel 21 logaritmilises skaalas.



Joonis 21. Tarkvara CDMAM 3.4 Analyser leitud arvuti hinnatud lävipaksuste ja tabeli 3 põhjal arvatud inimsilma hinnangule vastavad kontrast-detail-kõverad ja neile vastavad regressioonikõverad erineva ülesvõtete arvu korral logaritmilises skaalas.

Joonisel 21 toodud regressioonikõverate võrrandid ning determinatsioonikordaja väärtused on toodud tabelis 6.

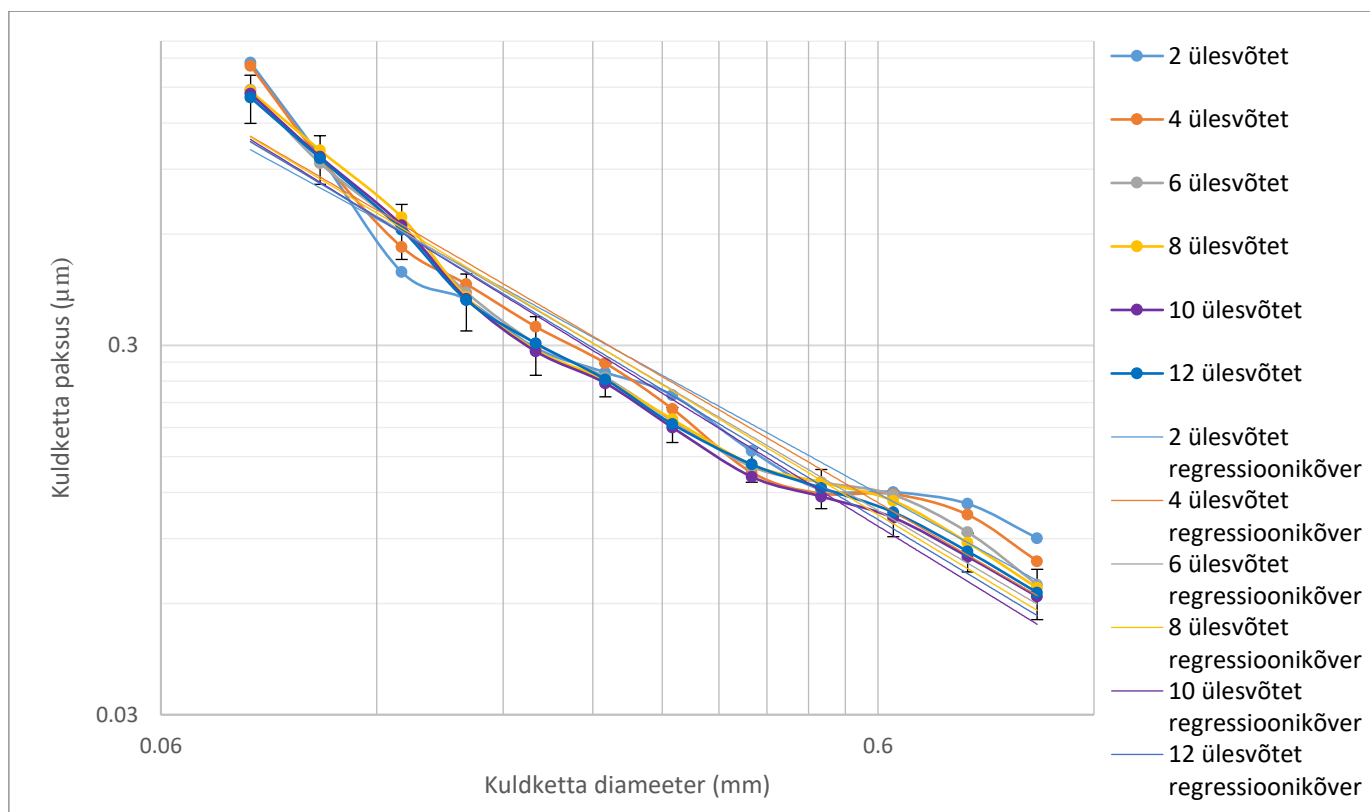
Tabel 6. Tarkvaras CDMAM 3.4 Analyser põhjal leitud kontrast-detail-kõveratele vastavate regressioonikõverate võrrandid ja determinatsioonikordajad erineva ülesvõtete arvu korral.

Ülesvõtete arv	Regressioonikõvera võrrand	Determinatsioonikordaja R ² (%)
2	$y = 0,0533x^{-1,062}$	85,04
4	$y = 0,0599x^{-1,088}$	94,96
6	$y = 0,0564x^{-1,150}$	94,64
8	$y = 0,0572x^{-1,101}$	96,25
10	$y = 0,0555x^{-1,147}$	96,33
12	$y = 0,0550x^{-1,150}$	96,04

Determinatsioonikordajate põhjal võib näha, et kahe ülesvõtte analüüsil saadud kontrast-detail-kõver on oluliselt suurema hajuvusega kui suurema ülesvõtete arvu korral. Rohkem kui kahe ülesvõtte analüüsil on kontrast-detail-kõver monotoonsem ning kasutatud regressioonikõver vastab sellele suuremas ulatuses. Rohkem kui 95% determinatsioonikordaja väärtus saavutatakse vähemalt 8 ülesvõtte analüüsil.

3.2.2 CDMAM Analysis

Tarkvara CDMAM Analysis tarkvara väljastab inimsilma hinnangule teisendatud tulemustel põhineva kontrast-detail-kõvera. Joonisel 22 on toodud erineva ülesvõtete arvuga läbi viidud analüüside tulemusel saadud kontrast-detail-kõverad ning neile vastavad programmis Microsoft Excel leitud regressioonikõverad logaritmilises skaalas.



Joonis 22. Tarkvaras CDMAM Analysis erineva kujutise arvu analüüsil saadud tulemuste põhjal koostatud kontrast-detail-kõverad ja neile vastavad regressioonikõverad logaritmilises skaalas.

Joonisel 22 toodud regressioonikõverate võrrandid ning determinatsioonikordaja väärtused on toodud tabelis 7.

Tabel 7. Tarkvaras CDMAM Analysis põhjal leitud kontrast-detail-kõveratele vastavate regressioonikõverate võrrandid ja determinatsioonikordajad erineva ülesvõtete arvu korral.

Ülesvõtete arv	Regressioonikõvera võrrand	Determinatsioonikordaja R ² (%)
2	$y = 0,0692x^{-1,064}$	92,09
4	$y = 0,0631x^{-1,134}$	94,82
6	$y = 0,0598x^{-1,140}$	96,39
8	$y = 0,0575x^{-1,169}$	96,45
10	$y = 0,0527x^{-1,197}$	96,93
12	$y = 0,0557x^{-1,171}$	97,28

Tabeli 7 põhjal võib näha, et analüüsitavate ülesvõtete arvu suurendamisel toimub kõigil juhtudel determinatsioonikordaja suurenemine. Kahe ülesvõtte analüüsil on kontrast-detail-kõver kõige vähem monotoonne, kuid determinatsioonikordaja on üle 90% ehk kõverad on väikesest uuritavate ülesvõtete arvust hoolimata suures ulatuses kattuvad. Rohkem kui 95% determinatsioonikordaja väärtus saavutatakse vähemalt 6 ülesvõtte analüüsil.

Determinatsioonikordajate põhjal võib näha, et tarkvaraga CDMAM Analysis saadud kontrast-detail-kõverad on oluliselt monotoonsemad kui tarkvaras CDMAM 3.4 Analyser saadud tulemuste põhjal leitud kõverad.

4 Analüüs ja järeldused

4.1 Hajunud kiirguse mõju pildikvaliteedile

Hajunud kiirguse mõju uurimiseks analüüsiti mõlemas tarkvaras CDMAM-fantoomile lisatud 0 mm, 10 mm, 20 mm, 30 mm ja 40 mm PMMA juures tehtud kaheksast ülesvõttest koosnevaid kujutiste komplekte. Saadud andmete põhjal koostati kontrast-detail-kõverad ning andmete korrigeerimise järel arvutati ka õigete hinnangute osakaal ja pildikvaliteediindeksid.

Joonise 21 põhjal võib näha, et võrreldes 40 mm lisatud PMMA-ga on 30 mm PMMA korral tarkvaras CDMAM 3.4 Analyser saadud tulemuste põhjal koostatud kontrast-detail-kõver monotoonsem, kuid lävipaksuste osas selget trendi ei eristu. 30 mm lisatud PMMA korral saavutatakse väiksem lävipaksus pigem suure ehk üle 0,50 mm diameetriga detailide korral, kuid 30 mm ja 40 mm PMMA korral saadud kõverad ristuvad omavahel palju ning kontrast-detail-kõvera põhjal ei ole näha pildikvaliteedi paranemist. Sama joonise põhjal võib märgata, et 20 mm ja 40 mm lisatud PMMA juures saadud kõverate otspunktid langevad kokku ning 0,16 mm ja 0,40 mm diameetriga detailide korral on 40 mm lisatud PMMA juures saavutatud väiksem lävipaksus, kuid ülejäänud punktides on 20 mm lisatud PMMA korral väiksemad lävipaksused. Eriti suured erinevused esinevad 0,10 mm ja 0,50 mm diameetriga detailide korral. 20 mm ja 40 mm lisatud PMMA põhjal saadud kontrast-detail-kõverate võrdlus viitab sellele, et hajukiirguse vähenemisel toimub pildikvaliteedi paranemine, kuid see trend ei ole kogu graafiku ulatuses ühtlane.

Joonisel 21 väiksema lisatud PMMA paksuse juurde liikudes võib näha, et 10 mm lisatud PMMA korral on kõikjal peale graafiku otspunktide saavutatud väiksem lävipaksus kui 40 mm lisatud PMMA korral. 10 mm lisatud PMMA põhjal koostatud kontrast-detail-kõver varieerub kogu diameetrite vahemikus ulatuslikult, mis teeb üldise trendi hindamise keeruliseks. Vaid CDMAM-fantoomi eraldi mõõtmisel ehk 0 mm lisatud PMMA korral koostatud kontrast-detail-kõver on monotoonsem kui ülejäänud kõverad joonisel 21 ning kattub nii 30 mm kui 40 mm lisatud PMMA korral saadud kõveratega vaid kõige suurema (1,00 mm) diameetriga detaili korral. Kõigis muudes punktides on vaid CDMAM-fantoomi kasutades saavutatud väiksem lävipaksus. 0 mm PMMA juures saadud kõvera võrdlemisel 20 mm lisatud PMMA põhjal koostatud

kõveraga tekib ristumine 0,10 mm diameetriga detaili korral ehk selles punktis on 20 mm lisatud PMMA korral saavutatud väiksem lävipaksus kui 0 mm lisatud PMMA korral. Ka 10 mm ja 30 mm lisatud PMMA kõverate võrdluses võib näha, et 10 mm PMMA juures on saadud kas samad või väiksemad lävipaksused.

10 mm võrra erinev lisatud PMMA paksus CDMAM 3.4 Analyser tarkvaras saadud tulemuste põhjal kindlat trendi ei näita, hajutava materjali hulga vähendamisel 10 mm võrra jääb keskmine lävikontrastsuse erinevus vahemikku 0,037–0,057 μm . 20 mm võrra erinev PMMA paksus viitab väiksema lisatud PMMA paksuse juures pildikvaliteedi paranemisele, kuid keskmine lävikontrastsuse erinevus jääb vahemikku 0,046–0,077 μm . Kvalitatiivselt ühene lävipaksuste erinevus tekib 30 mm PMMA paksuste erinevuse korral; 30 mm lisatud PMMA paksuste erinevuse juures on keskmine lävikontrastsuse erinevus vahemikus 0,054–0,087 μm ning 40 mm lisatud PMMA paksuste erinevuse korral 0,097 μm . Tarkvaras CDMAM 3.4 Analyser saadud kontrast-detail-kõverate põhjal võib üle kõigi uuritud diameetrite näha lävipaksuste vähenemist ehk pildikvaliteedi paranemist, kui omavahel võrrelda vähemalt 30 mm jagu erineva paksusega fantoome. Sellise seaduspärasuse põhjuseks on ilmselt kõverate suur varieeruvus, mis tuleneb sellest, et tarkvaras ei korrigeerita andmeid, mille põhjal kontrast-detail-kõverad koostatakse.

Tarkvara CDMAM Analysis kasutab lävipaksuste määramisel korrigeeritud andmeid, mistõttu võib joonisel 22 näha oluliselt monotoonsemaid kontrast-detail-kõveraid kui joonisel 21. Joonisel 22 toodud 40 mm ja 30 mm lisatud PMMA juures saadud kontrast-detail-kõverate põhjal on peaaegu kogu uuritud kuldketaste diameetrite ulatuses 30 mm lisatud PMMA korral saavutatud väiksem lävipaksus. Kõverad ristuvad vaid 0,20 mm ja 0,40 mm diameetritega detailide korral ning 0,16 mm diameetriga detaili korral on 40 mm lisatud PMMA juures saavutatud vaid 3 nm võrra suurem lävipaksus. Üldine trend näitab, et 30 mm lisatud PMMA juures on saavutatud väiksem lävipaksus, mis viitab ka paremale pildikvaliteedile, kuid see ei ole kogu graafiku ulatuses üheselt kindel. Lisades võrdlusesse 20 mm lisatud PMMA juures saadud kontrast-detail-kõvera, võib täheldada, et lävikontrastsuste suurt vähenemist ei esine. Kõige suurem erinevus tekib kuni 0,20 mm diameetriga detailide korral, kus 20 mm lisatud PMMA juures on saadud väiksem lävikontrastsus, kuid sellest suuremate diameetrite juures erinevused vähenevad. 20 mm lisatud PMMA juures on 0,80 mm ja 1,00 mm diameetriga detailide

jaoks saavutatud suurem lävipaksus kui 30 mm lisatud PMMA korral ning 0,40 mm ja 1,00 mm diameetri juures suurem lävipaksus kui 40 mm lisatud PMMA korral.

Joonise 22 põhjal 10 mm ja 40 mm lisatud PMMA juures saadud kõveraid võrreldes võib näha, et kõverad on kogu graafiku ulatuses lahus ehk kõigi uuritud diameetrite korral on 10 mm lisatud PMMA juures saadud väiksem lävipaksus. Kõige suurem lävipaksuste erinevus on saavutatud kõige väiksema ehk 0,08 mm diameetriga detailide juures, kuid logaritmilises skaalas esitatuna on visuaalselt suurimad erinevused 0,63 mm diameetriga detailide korral. Kõige lähemal on kõverad üksteisele 0,20 mm diameetriga detaili korral. 0 mm lisatud PMMA ehk ainult CDMAM-fantoomi ja 40 mm lisatud PMMA juures saadud kõverad erinevad kõigis uuritud punktides ning on üksteisest peaaegu konstantsel kaugusel. Võrdluste põhjal võib järeldada, et 0 mm ja 10 mm lisatud PMMA korral eristatakse iga diameetri juures õhemaid kuldkettaid ja saavutatakse parem pildikvaliteet kui 40 mm lisatud PMMA korral.

Joonisel 22 toodud 10 mm ja 30 mm lisatud PMMA korral saadud kontrast-detail-kõverate võrdluses võib näha, et kõigi uuritud diameetrite korral on 10 mm PMMA juures saadud veidi väiksemad lävipaksused. Erinevused suurenevad alates 0,31 mm diameetriga kuldketastest, sellest väiksemate diameetrite juures on kõverad peaaegu paralleelsed. Selle põhjal võib järeldada, et 10 mm lisatud PMMA korral eristatakse väikese diameetriga detaile veidi paremini kui 30 mm lisatud PMMA korral ning suure diameetriga detaile oluliselt paremini. 0 mm lisatud PMMA korral on kõigi detaili diameetrite juures saavutatud väiksem lävipaksus kui 30 mm lisatud PMMA korral. 20 mm lisatud PMMA põhjal on 0,10 mm diameetriga kuldketaste juures saavutatud väiksem lävipaksus kui ainult CDMAM-fantoomi korral, muude diameetrite juures vastupidi ning erinevused kasvavad detaili diameetriga. 10 mm lisatud PMMA juures on 20 mm lisatud PMMA põhjal saadud tulemustest väiksemad lävipaksused vaid suuremate kui 0,25 mm diameetriga detailide korral. Saadud tulemus viitab sellele, et 20 mm lisatud PMMA korral eristatakse väikese diameetriga detaile suurepäraselt ning suurema diameetriga detaile halvemini. 10 mm lisatud PMMA korral on 0,50–0,80 mm diameetriga detailide juures saavutatud väiksemad lävipaksused kui 0 mm lisatud PMMA korral ehk suurema diameetriga detailid on 10 mm lisatud PMMA juures paremini eristatavad.

CDMAM Analysis tarkvaras saadud tulemuste põhjal jääb PMMA hulga vähendamisel 10 mm võrra keskmine lävikontrastsuste erinevus vahemikku 0,030–0,058 μm . 20 mm võrra PMMA paksuse muutmisel jääb keskmine lävikontrastsuste erinevus vahemikku 0,041–0,095 μm , kus suurim keskmiste lävipaksuste erinevus tekib, kui võrrelda 20 ja 40 mm lisatud PMMA juures saadud kontrast-detail-kõveraid. 30 mm lisatud PMMA paksuste erinevuse juures on keskmine lävikontrastsuste erinevus vahemikus 0,087–0,098 μm ning 40 mm lisatud PMMA paksuste erinevuse korral 0,143 μm .

Tarkvara CDMAM Analysis kontrast-detail-kõverate põhjal kehtib sama põhimõte nagu tarkvaras CDMAM 3.4 Analyser saadud tulemuste põhjal, ehk lävipaksustes ja seeläbi pildikvaliteedis esinevad suured ja kogu graafiku ulatuses ühesed erinevused, kui lisatud PMMA paksuse erinevus on vähemalt 30 mm. Lisaks on CDMAM Analysis tulemustes kõikjal eristatavad 10 mm ja 30 mm lisatud PMMA juures saadud kõverad. Sarnane tulemus saadi ka teises tarkvaras, kus samadel PMMA paksustel põhinevad kõverad kattusid kahe detaili diameetri korral. Mõlemas tarkvaras saadud tulemused näitavad, et hajutava materjali paksuse vähendamisel pildikvaliteet paraneb, kuid kontrast-detail-kõverate põhjal on see üheselt selge vaid suurte PMMA paksuse muutuste korral. Tarkvarade võrdluses võib näha, et kuni 20 mm PMMA paksuse muutmisel on lävikontrastsuste erinevuste keskmised samas suurusjärgus, kuid sellest suurema PMMA paksuse muutmise korral on tarkvaras CDMAM Analysis saadud lävikontrastsuste erinevused suuremad. See tähendab, et tarkvaras CDMAM Analysis mõjutab hajukiirgus detailide tuvastamist suuremal määral kui tarkvaras CDMAM 3.4 Analyser.

4.1.1 Pildikvaliteeti iseloomustavad parameetrid

Joonisel 11 on toodud mõlemas tarkvaras leitud ning seejärel korrigeeritud andmete põhjal leitud **õigete hinnangute osakaal**. 0 mm lisatud PMMA ehk ainult CDMAM-fantoomi korral on tarkvaras CDMAM Analysis saadud 0,49% suurem õigete hinnangute osakaal ehk absoluutarvudes ühe võrra suurem õigesti hinnatud ruutude arv. Graafikute põhjal võib näha, et õigesti tuvastatud ruutude osakaal ainult CDMAM-fantoomi ning 10 mm lisatud PMMA korral ei muutu. PMMA paksuse suurenemisel 20 mm ja 30 mm juurde väheneb õigete hinnangute osakaal mõlemal juhul 2,44% võrra ehk mõlemal juhul väheneb õigesti tuvastatud ruutude arv viie jagu. PMMA paksuse kasvamisel 40 mm juurde 30 mm pealt väheneb õigesti tuvastatud ruutude arv nelja jagu

ehk 1,95%. Õigete hinnangute osakaalude võrdlus viitab sellele, et ühe 10 mm paksuse PMMA plaadi lisamine pildikvaliteedi osas suurt rolli ei mängi, kuid sealt edasi halveneb pildikvaliteet iga PMMA plaadi lisamisel ühtlaselt.

Õigete hinnangute osakaal kirjeldab vaid õigesti tuvastatud kuldketaste arvu ning näitab mõlema tarkvara korral väga sarnaseid tulemusi. **Pildikvaliteediindeks IQF** võtab lisaks arvesse ka õigesti hinnatud ruutudes olevate kuldketaste füüsikalisi parameetreid, mistõttu annavad ka erinevad tarkvarad siin erinevaid tulemusi. Mõlemas tarkvaras saadud tulemused viitavad sellele, et suurema lisatud PMMA paksuse juures on pildikvaliteet halvem. Tarkvaras CDMAM 3.4 Analyser moodustavad tulemused kaks platood: 0–20 mm lisatud PMMA korral on pildikvaliteediindeksi väärtus väiksem kui $0,73 \mu\text{m}^*\text{mm}$, kuid 20 mm lisatud PMMA ja 30 mm lisatud PMMA korral leitud indeksite vahel toimub suur tõus ning 30 ja 40 mm lisatud PMMA korral on pildikvaliteediindeksi väärtus üle $0,83 \mu\text{m}^*\text{mm}$. Tuvastatud lävipaksusi põhjalikumalt vaadeldes võib täheldada, et 40 mm lisatud PMMA korral on väiksemate kui $0,50 \mu\text{m}$ detaili paksuste korral saavutatud lävidiameetrid suuremad kui teiste PMMA paksuste juures ning seetõttu suureneb ka pildikvaliteediindeks. Ka 30 mm lisatud PMMA juures tuleneb kõrgem IQF väärtus suurematest lävidiameetritest, kuid seal esineb seda pigem keskmise suurusega ehk $0,13\text{--}0,71 \mu\text{m}$ paksusega kuldketaste korral.

20 mm lisatud PMMA korral on kõige väiksemate ehk alla $0,08 \mu\text{m}$ paksusega ning kõige suuremate ehk vähemalt $1,00 \mu\text{m}$ paksusega detailide korral saavutatud teiste PMMA paksustega võrreldes kõige väiksemad lävidiameetrid. 10 mm lisatud PMMA korral on eriti hästi tuvastatud keskmise ja suure ehk vähemalt $0,13 \mu\text{m}$ paksusega detaile ning seeläbi saavutatud kõige väiksem pildikvaliteediindeksi väärtus, mida võib tinglikult tõlgendada kui kõige paremat saavutatud pildikvaliteeti. 0 mm lisatud PMMA korral on peaaegu kõigi detaili paksuste juures saavutatud kõige väiksemad lävidiameetrid või tuvastatud kõige väiksemast tuvastatud diameetrist järgmise diameetriga detailid, kuid võrreldes 10 mm lisatud PMMA korral saadud tulemustega on saadud veidi suuremad lävidiameetrid keskmiste ehk $0,16\text{--}0,50 \mu\text{m}$ paksusega detailide juures.

Tarkvaras CDMAM Analysis saadud tulemused järgivad vähem ühest trendi – 30 mm ja 40 mm lisatud PMMA korral on IQF väärtused suuremad kui väiksemate PMMA paksuste juures, kuid kui CDMAM 3.4 Analyser tulemuste järgi on 10 mm lisatud

PMMA juures saadud kõige madalam IQF väärtus, siis CDMAM Analysis tulemustes on 0 mm ja 20 mm lisatud PMMA juures IQF väärtus sellest madalam. Tarkvaras CDMAM Analysis on saavutatud kõige madalam IQF väärtus ehk kõige parem pildikvaliteet 0 mm lisatud PMMA ehk ainult CDMAM-fantoomiga tehtud mõõtmiste korral. Ainult CDMAM-fantoomi ülesvõtete põhjal on saadud kõige väiksemad lävidiameetrid peaaegu kõigi vähemalt 0,08 μm paksusega detailide korral, ainsaks erandiks selles vahemikus on 0,36 μm paksusega kuldkettad, kus vähim saavutatud lävidiameeter on 0,10 mm ning 0 mm lisatud PMMA korral saadud tulemus on 0,13 mm. Õhemate kui 0,08 μm paksusega detailide korral ei ole 0 mm lisatud PMMA korral saavutatud ülejäänud PMMA paksustest oluliselt teistsuguseid tulemusi. 20 mm lisatud PMMA korral on samuti väikeste ehk 0,06 μm ja õhemate kuldketaste puhul saavutatud pigem suured lävidiameetrid, kuid sellest paksemad detailid on hästi eristatud ehk lävidiameetrid väikesed. 0 mm ja 20 mm lisatud PMMA korral saavutatud lävidiameetrid on suuremate detailipaksuste juures võrdsed ehk IQF erinevus tuleneb peamiselt väikese paksusega detailide juures saadud lävidiameetrite erinevusest.

10 mm lisatud PMMA juures on saadud kõrgem IQF väärtus kui teises tarkvaras. Selle põhjuseks on, et 10 mm lisatud PMMA korral on väikeste ehk kuni 0,20 μm paksuste detailide juures saavutatud väikesed lävidiameetrid, kuid sellest suurema paksusega detailide juures on lävidiameetrid kõigil juhtudel suuremad kui 0 mm või 20 mm lisatud PMMA korral. 30 mm lisatud PMMA korral toimub ka CDMAM Analysis tulemuste põhjal IQF väärtuse järsk tõus, mille põhjuseks on peaaegu kõigi detaili paksuste juures suuremad lävidiameetrid kui õhema PMMA korral. 40 mm lisatud PMMA juures IQF väärtuse tõus jätkub ning erinevalt varem käsitletud tarkvarast, ei teki sarnaste väärtuste platood. Võrreldes 30 mm lisatud PMMA korral saadud lävidiameetritega, on 40 mm lisatud PMMA korral mitme keskmise paksusega detaili korral saavutatud suurem lävidiameeter, millest tuleneb ka suurem IQF väärtus.

Alternatiivne pildikvaliteediindeks võtab arvesse üksnes osaliselt tuvastatud veerge. Tarkvaras CDMAM 3.4 Analyser saadud tulemused järgivad sarnast joont nagu IQF korral ehk 0 mm ja 10 mm lisatud PMMA juures saadud IQF_{alt} tulemused viitavad paremale pildikvaliteedile kui suurema PMMA paksuse korral. 20 mm PMMA juures on saavutatud IQF_{alt} väärtus juba peaaegu 5 $1/\mu\text{m} \cdot \text{mm}$ jagu langenud, järgneval PMMA plaatide lisamisel on langus väiksem, kuid siiski märgatav. Kõige suurem IQF_{alt} väärtus on saavutatud 0 mm lisatud PMMA juures, kus on osaliselt tuvastatud 0,04–0,50 μm

paksusega detailide veerud. Nende paksuste korral on valdavalt saavutatud väiksemad lävidiameetrid kui suuremate PMMA paksuste korral. 10 mm lisatud PMMA juures on osaliselt tuvastatud veerge vaid üheksa: 0,04–0,25 μm paksused detailid. Võrreldes 0 mm PMMA juures saadud tulemusega on 10 mm PMMA korral arvesse võetud vähem veerge, kuid saadud peaaegu sama IQF_{alt} väärtus, sest 0 mm PMMA korral on väiksema paksusega detaile paremini eristatud, kuid suurema paksusega detailide korral on 10 mm lisatud PMMA korral saavutatud väiksemad lävidiameetrid.

20 mm lisatud PMMA juures toimub IQF_{alt} väärtuse kiire langus. Selle põhjuseks on, et täielikult on selle paksuse juures tuvastatud vaid 1,00 μm ja suurema paksusega detailid. Teiste PMMA paksustega võrreldes väikesed lävidiameetrid on saavutatud vaid 0,06 μm ja õhemate kuldketaste juures, keskmise ja suure paksusega detailide korral on saavutatud lävidiameetrid suured. 30 mm lisatud lävipaksuse juures võetakse arvesse peaaegu kõik samad veerud ehk 0,04–1,00 μm paksusega kuldkettad, kuid saadud IQF_{alt} väärtus on väiksem kui 20 mm lisatud PMMA juures, sest viimasel juhul on saavutatud väiksemad lävidiameetrid. 40 mm lisatud PMMA korral on osaliselt tuvastatud 0,04–0,36 μm paksusega kuldketaste veerud. Kõigi sellesse piirkonda jäävate detaili paksuste korral on 40 mm lisatud PMMA juures saavutatud kõige suuremad lävidiameetrid, millest tuleneb ka madal IQF_{alt} väärtus.

Tarkvaras CDMAM Analysis saadud tulemustes on täielikult õigesti tuvastatud veerge vähe – kõigi PMMA paksuste juures on täielikult tuvastatud vaid 2,00 μm paksusega kuldkettad ning 1,42 μm paksusega kuldkettad on täielikult tuvastatud vaid 0 mm ja 20 mm lisatud PMMA korral. Kõige kõrgem IQF_{alt} väärtus on saavutatud 0 mm lisatud PMMA juures, kuid 10 mm lisatud PMMA korral toimub väärtuse järsk langus. Selle põhjuseks on, et 0,25 μm ja suurema paksusega detailide korral on 10 mm lisatud PMMA juures saavutatud suuremad lävidiameetrid kui 0 mm ja 20 mm lisatud PMMA juures. 20 mm PMMA juures on keskmise ja suure paksusega kuldketaste juures saavutatud samasugused lävidiameetrid nagu 0 mm lisatud PMMA korral, kuid 0,06 μm ja väiksema paksusega detailide korral on 0 mm PMMA juures saavutatud väiksemad lävidiameetrid. Sellest tulenevalt on 20 mm lisatud PMMA jaoks leitud IQF_{alt} väärtus väiksem kui 0 mm PMMA korral, kuid suurem kui 10 mm lisatud PMMA juures.

30 mm lisatud PMMA juures toimub IQF_{alt} väärtuse järsk langus, millele vastavad õhemate PMMA paksustega võrreldes suuremad lävidiameetrid. 40 mm lisatud PMMA

juures jätkub IQF_{alt} väärtuse langemine 30 mm lisatud PMMA põhjal saadud tulemustega võrreldes laugemalt. Selle põhjuseks on, et 30 mm ja 40 mm lisatud PMMA võrdluses on rohkem kui poolte detailipaksuste juures saavutatud võrdsed lävidiameetrid ning vaid viie detailipaksuse korral on 30 mm PMMA korral saavutatud väiksem lävidiameeter. Tarkvarade lõikes on suurte erinevuste põhjuseks see, et CDMAM 3.4 Analyser tuvastab iga PMMA paksuse juures rohkem veerge täielikult kui CDMAM Analysis ehk arvutamisel võetakse CDMAM 3.4 Analyser korral arvesse vähem tulemusi.

Jooniste 12 ja 14 põhjal võib näha, et **pildikvaliteediindeksi pöördväärtuse** IQF_{inv} väärtused järgivad üldjuhul sarnaseid trende nagu IQF, kuigi tegu ei ole otseselt IQF pöördväärtustega. Tarkvaras CDMAM 3.4 Analyser on kõige kõrgem väärtus saadud 10 mm lisatud PMMA korral, 0 mm lisatud PMMA juures saadud IQF_{inv} väärtus on $0,97 \text{ } 1/\mu\text{m}^*\text{mm}$ võrra madalam. 0 mm lisatud PMMA korral on 0,16–0,50 mm diameetriga detailide juures saavutatud teiste PMMA paksustega võrreldes väiksemad lävipaksused. 10 mm lisatud PMMA juures on suuremate PMMA paksustega võrreldes saadud väiksemad lävipaksused kuni 0,40 mm diameetriga detailide jaoks. 0 mm PMMA korral saadud lävipaksustega võrreldes võib näha, et IQF_{inv} väärtuste erinevus tuleneb just väikese diameetriga detailide lävipaksuste erinevusest. 20 mm lisatud PMMA juures on ülejäänud PMMA paksustega võrreldes paremad lävipaksused saavutatud 0,16–0,20 mm ning 0,50 mm ja suurema diameetriga detailide korral. 30 mm lisatud PMMA juures toimub kõige suurem IQF_{inv} väärtuse langus. Väiksemate lisatud PMMA paksuste juures saadud tulemustega võrreldes on 30 mm lisatud PMMA korral kõik saavutatud lävipaksused võrdsed või suuremad ehk detailide eristatavus halveneb diameetrist hoolimata. 40 mm lisatud PMMA korral on kõigi detaili diameetrite korral saavutatud kõige suuremad lävipaksused, välja arvatud 0,06 mm ja 0,13 mm diameetrite korral, kus on 30 mm lisatud PMMA juures saavutatud suuremad lävipaksused.

Tarkvaras CDMAM Analysis on kõige suurem IQF_{inv} väärtus saadud 0 mm lisatud PMMA juures. Suuremate lisatud PMMA paksustega võrreldes on siin saavutatud väiksemad lävipaksused kuni 0,25 mm diameetriga detailide korral. 10 mm lisatud PMMA juures toimub IQF_{inv} väärtuse järsk langus alla $150 \text{ } 1/\mu\text{m}^*\text{mm}$. Suuremate kui 0,25 mm diameetriga kuldketaste juures on 10 mm lisatud PMMA korral saavutatud väiksemad lävipaksused kui suuremate lisatud PMMA paksuste juures, kuid 0,20 mm ja väiksema diameetriga detailide korral on saavutatud lävipaksused samas suurusjärgus

30 mm lisatud PMMA juures saadutega. 20 mm lisatud PMMA korral on eriti väikeste ehk kuni 0,13 mm diameetriga detailide korral saavutatud kõige väiksemad lävipaksused, mille tulemusena on IQF_{inv} väärtus 20 mm lisatud PMMA korral suurem kui 10 mm lisatud PMMA korral. 30 mm lisatud PMMA juures langeb IQF_{inv} väärtus 134,39 $1/\mu\text{m}\cdot\text{mm}$ juurde; võrreldes 20 mm lisatud PMMA juures saadud lävipaksustega on suuremate kui 0,40 mm diameetriga detailide korral saavutatud võrdsed tulemused, kuid sellest väiksemate detailide korral on 30 mm lisatud PMMA juures saadud valdavalt suuremad lävipaksused. 40 mm lisatud PMMA korral on 0,80 mm ja suurema diameetriga detailide korral saavutatud kõige väiksemad lävipaksused, kuid sellest väiksema diameetriga detailide juures valdavalt kõige suuremad lävipaksused.

Õigete hinnangute osakaal viitab sellele, et mõlemas tarkvaras on saadud sarnased tulemused, kuid erinevate pildikvaliteediindeksite võrdlus näitab, et sellest ei piisa pildikvaliteedi adekvaatselt kirjeldamiseks. Tarkvarade võrdluses on CDMAM 3.4 Analyser kõigi pildikvaliteediindeksite juures saavutanud paremad tulemused. Lävidiameetrite põhjal võib näha, et tarkvaras CDMAM 3.4 Analyser on 0,13 μm ja suurema paksusega detailide korral saavutatud väiksemaid lävidiameetreid, tarkvaras CDMAM Analysis on 0,10 μm ja väiksema paksusega detaile paremini eristatud. Sarnaselt on tarkvaras CDMAM 3.4 Analyser saavutatud väiksemad lävipaksused kuni 0,16 mm diameetriga detailide korral ning tarkvaras CDMAM Analysis 0,40 mm ja suurema diameetri korral.

Mõlemas tarkvaras saadud tulemuste põhjal võib järeldada, et 30 mm ja 40 mm lisatud PMMA korral on pildikvaliteet märgatavalt halvem kui 0 mm või 10 mm lisatud PMMA korral. Mammograafi automaatika ülesanne on tagada piisav pildikvaliteet, kuid tulemuste põhjal võib järeldada, et hajutava kihi paksenemisest tulenevat hajukiirgust täielikult ei kompenseerita. Uuritud parameetrite põhjal parim pildikvaliteet on saavutatud 0–20 mm lisatud PMMA ehk kuni 30 mm ainult PMMA juures, millele vastab tabeli 1 põhjal kuni 32 mm rinnapaksus. Tabelis 1 on toodud vasted 20–70 mm PMMA jaoks, mis viitab sellele, et kliinilises praktikas on uuritava organi paksus tihti suurem kui 32 mm.

Jooniste 17 ja 18 põhjal võib näha, et mõõdetud kontrast-müra-suhted kõigi PMMA paksuste juures on suuremad kui mõlemas tarkvaras leitud aktsepteeritavale ja saavutatavale tasemele vastavad väärtused. PMMA paksuse suurenemisel $CNR_{mõõdetud}$

väärtus väheneb. Kõige suuremad muutused $CNR_{mõõdetud}$ väärtustes esinevad, kui PMMA paksust muuta 10 mm pealt 20 mm peale ning 40 mm pealt 50 mm peale. Keskmiste PMMA paksuste ehk 20–40 mm PMMA juures on $CNR_{mõõdetud}$ väärtuste erinevused väiksemad, mis viitab sellele, et seadme automaatika kompenseerib selles vahemikus kõige paremini hajutava materjali paksuse kasvamist. Mõlemas tarkvaras saadud andmete põhjal leitud läviväärtustes toimub 30 mm PMMA korral langus, mille põhjuseks on mõlemas tarkvaras ülejäänud PMMA paksuste korral saavutatust väiksem lävipaksus. Tarkvaras CDMAM Analysis saadud tulemuste põhjal leitud lävivääruste kõverad on monotoonsemad kui tarkvaras CDMAM 3.4 Analyser, sest viimases on läviväärtused leitud korrigeerimata tulemuste põhjal.

Pildikvaliteeti iseloomustavate suuruste põhjal võib järeldada, et hajutava materjali paksuse suurendamine juba 10 mm võrra võib pildikvaliteedis osalisi muutusi kaasa tuua, mis puudutavad väikese kontrastsuse või diameetriga elementide eristamist. Suuremad erinevused tekivad, kui hajutava materjali paksust muuta vähemalt 30 mm jagu. Nii kontrast-detail-kõverate kui ka pildikvaliteeti iseloomustavate parameetrite põhjal on näha, et 30 mm PMMA paksuse muutust toob kaasa lävikontrastuste kasvamise kõigi uuritud detaili diameetrite korral. Suurema algse fantoomipaksuse juures on ka väikestel hajutava materjali paksuse muutustel suur mõju, mis viitab sellele, et toimub uuritava piirkonna paksusega võrdelises seoses olev kujutise hägustumine.

4.2 Kvaliteedimõõtmisteks optimaalne kujutiste arv

Kvaliteedimõõtmisteks optimaalse kujutiste arvu leidmisel võeti kriteeriumiks, et sobib minimaalne kujutiste arv, mis kirjeldab juhusliku müra asemel reaalselt pildikvaliteeti ehk mille korral üksikul kujutisel esinevad anomaaliad ei mõjuta tulemust. Selle eelduseks on, et on saavutatud piisav andmemah, et statistiliste meetoditega juhuslikkus kõrvaldada. Mõlemad kasutatud tarkvarad põhinevad samal tehnoloogial – iga kujutist analüüsitakse eraldi ning seejärel summeeritakse igale fantoomi ruudule vastavad korrektsed kuldketaste tuvastused ja tulemus normeeritakse võimaliku korrektsete tuvastuste suhtes. Pildihõivesüsteemi võimekust kirjeldab kõige täpsemalt 12 kujutise põhjal koostatud kontrast-detail-kõver, mistõttu uuritakse järgneva analüüsi käigus teiste ülesvõtete arvude põhjal koostatud kontrast-detail-kõverate kõrvalekaldeid just

sellest kõverast. Sobivuse kriteeriumiks on valitud 12 ülesvõtte kõveraga usaldusvahemike piires kattumine; usaldusvahemikud on määratud 12 diameetri jaoks leitud lävipaksusele kõige lähemate reaalsete kuldketaste paksuste vahega.

Mõlemas tarkvaras saadud tulemusi käsitletakse eraldi, sest tarkvarad analüüsivad kujutisi erinevalt ning ka täpselt samade 12 ülesvõtte analüüsi põhjal koostatud kontrast-detail-kõverad erinevad üksteisest märkimisväärselt. Tarkvara CDMAM 3.4 Analyser on iga diameetri juures tuvastanud õhemaid kuldkettaid, kuid tarkvara CDMAM Analysis põhjal koostatud kontrast-detail-kõver on üle kogu uuritava diameetrite vahemiku monotoonsem, mis on füüsikalises perspektiivis realistlikum. Sellised erinevused viitavad sellele, et CDMAM Analysis kasutab kontrast-detail-kõverate koostamisel punktis 3.2.1 kirjeldatud skeemi järgi korrigeeritud andmeid ja CDMAM 3.4 Analyser korrigeerimata andmeid. Tarkvaraga CDMAM 3.4 Analyser saadud tulemustes võib kõigi kontrast-detail-kõverate võrdluses näha just sellega seletatavalt suurt kõikumist.

Joonis 12 põhjal võib näha, et kahe ülesvõtte analüüsil saadud kontrast-detail-kõver varieerub kõige enam ja ei järgi selgelt ühest trendi. 12 ülesvõttel põhineva kõveraga võrdluses võib näha, et näiteks 0,20 mm diameetri juures on kahe ülesvõtte põhjal korrektselt tuvastatud oluliselt õhemaid detaile kui suurema ülesvõtete arvu puhul, kuid 0,25 mm diameetri juures on just suurema ülesvõtete arvu juures saavutatud väiksem lävipaksus. Sarnased erinevused esinevad üle kogu uuritud kuldketta diameetrite vahemiku ning tulemused langevad 12 kujutise põhjal leitud kõvera usaldusvahemikku vaid kolmes punktis. Ka CDMAM Analysis tarkvaraga saadud tulemustes (joonis 13) on näha, et kahe ülesvõtte põhjal koostatud kontrast-detail-kõver erineb kohati oluliselt suurema ülesvõtete arvu juures saadud kõveratest. Kõvera varieeruvus on väiksem kui teise tarkvara korral, kuid erinevusi suurema ülesvõtete arvu põhjal saadud kõveratest esineb kõigis graafiku piirkondades. 12 kujutise põhjal leitud kõvera usaldusvahemikku langevad tulemused kuues punktis, mis on märkimisväärselt parem tulemus kui teise tarkvara korral, kuid ei ole siiski piisavalt täpne.

Erinevate tarkvaradega saadud graafikuid võrreldes võib täheldada, et kahe ülesvõtte põhjal koostatud kontrast-detail-kõverad omavahel ei kattu. Vastavalt juhuslikule analüüsitavate kujutiste valikule, analüüsiti mõlemas tarkvaras erinevaid ülesvõtteid samadel tingimustel tehtud kujutiste valimist. Kõverate erinevuste ulatus viitab sellele,

et kahe ülesvõtte põhjal tehtud analüüs sõltub tugevalt konkreetseesse analüüsi valitud kujutistest ning seetõttu ei ole kaks ülesvõtet kindlasti piisav, et uuritavat süsteemi kirjeldada.

Nelja ülesvõtte analüüsil tarkvaras CDMAM 3.4 Analyser koostatud kontrast-detail-kõver järgib väiksema kuldketta diameetri piirkonnas sarnaseid trende nagu 12 ülesvõtte analüüsil saadud kõver, kõige sarnasemad lävipaksused on saavutatud 0,31 mm ja 0,80 mm diameetritega detailide korral. Kuni 0,25 mm kuldketta diameetrini on 12 kujutise analüüsil tuvastatud väiksema paksusega detaile kui nelja ülesvõtte korral, sellest suurema diameetriga detailide korral selget seaduspära ei eristu. Tarkvaras CDMAM Analysis nelja kujutise analüüsil saadud kontrast-detail-kõver on kogu graafiku ulatuses erinev suurema ülesvõtete arvu juures saadud kõveratest. Võrreldes esimese tarkvaraga saadud tulemusega, järgib nelja ülesvõtte põhjal koostatud kõver siin rohkem sama trendi nagu kahe ülesvõtte põhjal koostatud kõver. Eriti suured erinevused tulevad mõlema tarkvara korral sisse just suurema diameetriga kuldketaste juures, kus 12 ülesvõtte põhjal on tuvastatud palju väiksema paksusega detaile.

Mõlemas tarkvaras saadud tulemus näitab, et nelja ülesvõtte analüüsil saadud kõver on suurema ülesvõtete arvu põhjal koostatud kõveratele oluliselt lähemal kui kahel ülesvõttel põhinev. Siiski viitab kõverate erinevus 12 ülesvõtte põhjal saadud kõveratest sellele, et tulemus on mõnevõrra juhuslik. Erinevates tarkvarades saadud kõverate võrdluses esinevad kõige suuremad erinevused väiksemate kui 0,25 mm diameetriga detailide juures. Tarkvaras CDMAM 3.4 Analyser nelja kujutise analüüsil saadud kõver langeb 12 ülesvõttel põhineva kõveraga usaldusvahemike raames kokku üheksas punktis, mis on kuue võrra rohkem kui kahe ülesvõtte korral. Tarkvara CDMAM Analysis põhjal on saavutatud sama kokkulangevuste arv ehk kõverad kattuvad usaldusvahemike piires üheksas punktis. Nelja ülesvõtte analüüsil saadud tulemus on oluliselt usaldusväärsem kui kahel ülesvõttel põhinev, kuid erinevused 12 ülesvõtte analüüsil saadud kõverast viitavad sellele, et võimalusel peaks eelistama suuremat ülesvõtete arvu.

Võrreldes väiksema ülesvõtete arvuga tehtud analüüsidega, on tarkvaras CDMAM 3.4 Analyser kuue kujutise põhjal saadud kontrast-detail-kõver 12 ülesvõtte korral saadud kõverale sarnasem. Siiski ristuvad kuue ja 12 ülesvõtte kõverad tihti ning kattuvad usaldusvahemike ulatuses sama paljudes ehk üheksas punktis. Kuue ülesvõtte põhjal on

12 ülesvõttel põhineva kõveraga võrreldes tuvastatud kord õhemaid, kord paksemaid kuldkettaid ning seaduspärasust välja ei joonistu. Tarkvaras CDMAM Analysis kuue kujutise analüüsi tulemusena koostatud kontrast-detail-kõver langeb 12 kujutise analüüsil saadud kontrast-detail-kõveraga peaaegu kogu graafiku ulatuses heas lähenduses kokku. Suurem erinevus tekib vaid suurema diameetriga detailide juures ehk alates 0,63 mm diameetriga detailist, kus 12 ülesvõtte põhjal on tuvastatud väiksema paksusega kuldkettaid. Tulemus on siiski oluliselt täpsem kui väiksema ülesvõtete arvu analüüsi korral.

Tarkvaras CDMAM 3.4 Analyser saadud tulemused näitavad ka kuue ülesvõtte analüüsil suurt varieeruvust. Tulemuste hälbed on vähem juhuslikud kui väiksema ülesvõtete arvu korral, kuid erinevad endiselt 12 kujutise analüüsil saadud tulemustest märgatavalt. Kuue kujutise analüüsil saadud tulemuste põhjal ei saa adekvaatselt ennustada suurema kujutiste arvu põhjal saadavaid tulemusi, sest lävikontrastsus varieerub 12 ülesvõtte põhjal saaduga võrreldes juhuslikult. Tarkvara CDMAM Analysis korral on kuus ülesvõtet piisav, et enamiku kuldketta diameetrite juures lävikontrastsust korrektselt hinnata. Kuuel ülesvõttel põhinev kontrast-detail-kõver jääb 12 ülesvõttel põhineva kõvera usaldusvahemikest välja vaid 0,8 mm diameetriga detaili korral, kus kuuel ülesvõttel põhinev lävipaksus on 0,5 nm suurem kui usaldusvahemiku ülemine väärtus. Käesoleva töö raames arvestatakse see viga tühiseks ja kuuel ülesvõttel põhinev kõver täies ulatuses nõuetele vastavaks, kuid uuritakse ka suurema ülesvõtete arvu korral saadud kontrast-detail-kõveraid. Väga täpsete mõõtmiste jaoks võib olla otstarbekas kasutada suuremat ülesvõtete arvu, kuid pildihõivesüsteemi üldiseks hindamiseks piisab selles tarkvaras kuuest ülesvõttest.

Kaheksa ülesvõtte põhjal tarkvaras CDMAM 3.4 Analyser koostatud kontrast-detail-kõver erineb eelnevalt uuritud kõveratest selle poolest, et kattub peaaegu kogu graafiku ulatuses heas lähenduses 12 ülesvõtte põhjal koostatud kõveraga. Usaldusvahemikest jääb välja vaid üks punkt 0,1 mm diameetriga detaili korral, kus kaheksa ülesvõtte põhjal on saavutatud 12 nm väiksem lävipaksus kui usaldusvahemiku alumine piir. Suuremate detaili diameetrite korral on lävikontrastsuste erinevused väiksemad. Kaheksa ülesvõtte põhjal tehtud analüüsi võib kasutada süsteemi hindamiseks, kuid seejuures tuleb silmas pidada, et väiksema diameetriga detailide adekvaatsemaks hindamiseks on vaja suuremat ülesvõtete hulka. Tarkvaras CDMAM Analysis koostatud kontrast-detail-kõverate võrdluses tuleb välja et kaheksa kujutise analüüsil saadud kõver

on 12 kujutise põhjal koostatud kõverale lähedal ning kõverate kattuvus on kogu graafiku ulatuses usaldusvahemike piires. Kaheksa kujutise põhjal koostatud kõver on 0,5 mm ja suurema diameetriga kuldketaste korral veidi täpsem kui kuuel kujutisel põhinev kõver, kuid suurt erinevust siiski ei ole.

Kümne ülesvõtte põhjal CDMAM 3.4 Analyser tarkvaras saadud kontrast-detail-kõver kattub kogu graafiku ulatuses usaldusvahemike raames 12 ülesvõttel põhineva kõveraga. Kõige suurem erinevus tekib 0,20 mm diameetriga detaili korral, kus 12 ülesvõtte põhjal on tuvastatud veidi õhem kuldketas, kuid väiksema arvu kujutiste põhjal leitud kõverate hälvetega võrreldes on tegemist väga väikese kõrvalekaldega. Tarkvaras CDMAM Analysis kümne ülesvõtte põhjal saadud kontrast-detail-kõver kattub kuni 0,20 mm diameetriga kuldkettani väga heas lähenduses 12 ülesvõtte põhjal koostatud kõveraga ning alates 0,25 mm diameetriga detailidest on kümne ülesvõtte põhjal tuvastatud veidi õhema detaili kui 12 ülesvõtte põhjal. Kontrast-detail-kõverad kattuvad siiski usaldusvahemike piires kogu graafiku ulatuses.

Kontrast-detail-kõverate võrdluses tuleb selgelt välja, kuidas CDMAM-fantoomilt loetud andmete korrigeerimine kontrast-detail-kõverat mõjutab. Korrigeeritud andmete korral on andmetes juhuslikkust oluliselt vähendatud. Tarkvaras CDMAM 3.4 Analyser saadud tulemuste põhjal võib näha, et analüüsitavate ülesvõtete arvu suurenedes väheneb kõvera juhuslik varieeruvus, kuid kuna andmed on korrigeerimata, siis 12 ülesvõtte põhjal saadud kõveraga kattub usaldusvahemike piires kõigi punktide korral vaid kümnel kujutisel põhinev kõver. Kõigil uuritud kõveratel on mitmeid lokaalseid ekstreemumeid ning omavahelisi ristumisi, mistõttu on keerukas ühe kõvera põhjal teisi ennustada. Tarkvara juhendis toodud kaheksa kujutise kasutamise soovitus on asjakohane, sest vähemate kujutiste analüüsil saadud tulemus ei kirjelda adekvaatselt süsteemi pildikvaliteeti. Tarkvara CDMAM 3.4 kasutades on mõistlik kasutada vähemalt kaheksat ülesvõtet ning ka seejuures tasub silmas pidades, et tarkvaras ei rakendata andmetele korrigeerimist.

Tarkvaras CDMAM Analysis on andmed enne kontrast-detail-kõvera loomist korrigeeritud. Sellest tulenevalt on kõigi uuritud kõverate omavaheline varieeruvus väike ning kõverad monotoonsemad. Suurem analüüsitavate kujutiste arv suurendab mõõtetulemuste usaldusväärsust ehk standardhälve väheneb, seega on suuremat täpsust vajavatel mõõtmistel mõttekas kasutada rohkem ülesvõtteid. Kui kahe või nelja kujutise

analüüsil saadud kõverad erinevad veel nähtavalt 12 kujutise põhjal saadud kõverast, siis alates kuue ülesvõtte analüüsist langevad kõverad kogu graafiku ulatuses 12 kujutisel põhineva kõveraga usaldusvahemike piires. Sellest johtuvalt ei ole kujutiste hulga suurendamisel suurt kasutegurit. Optimaalne on selle tarkvara korral otstarbest sõltuvalt kasutada vähemalt kuut ülesvõtet. Mõlema tarkvara korral on kasutusjuhendites toodud soovitus kasutada analüüsil kaheksat ülesvõtet asjakohane.

5 Kokkuvõte

Käesolevas töös võeti eesmärgiks hinnata hajukiirusvälja mõju täisdigitaalse mammograafi Siemens Mammomat Inspiration pildikvaliteedile madalkontrastse kontrast-detail-fantoomi CDMAM lävikontrastuste põhjal. Eesmärgi raames võeti ülesanneteks leida kvaliteedimõõtmistel optimaalne analüüsitavate kujutiste arv ning hinnata erineva paksusega fantoomi mõju pildikvaliteedile seda iseloomustavate parameetrite CNR, lävikontrastuse ja pildikvaliteediindeksite põhjal.

Optimaalse kujutiste arvu leidmiseks hinnati tarkvarades CDMAM 3.4 Analyser ning CDMAM Analysis kontrast-detail-fantoomi CDMAM ning 40 mm lisatud PMMA juures tehtud ülesvõtteid. Mõlemas tarkvaras analüüsiti 12 kujutisest koosnevast valimist juhuslikult valitud 2, 4, 6, 8, 10 ning 12 ülesvõttest koosnevaid komplekte ning võrreldi tulemuste põhjal loodud kontrast-detail-kõveraid 12 ülesvõtte analüüsil saadud kontrast-detail-kõveratega. Optimaalseks loeti madalaim ülesvõtete arv, mille korral kontrast-detail-kõver kattus kõigi uuritud diameetrite juures usaldusvahemike ulatuses 12 ülesvõttel põhineva kõveraga. Tarkvaras CDMAM 3.4 Analyser saadud tulemuste põhjal osutus optimaalseks analüüsi läbi viimine kaheksa ülesvõtte põhjal ning tarkvaras CDMAM Analysis osutus optimaalseks analüüsitavate ülesvõtete arvuks kuus.

Pildikvaliteeti iseloomustavate suuruste põhjal leiti, et uuritud fantoomipaksuste raames esineb väikeseid pildikvaliteedi muutusi paksuse muutmisel 10 mm võrra, kuid suuremad erinevused tekivad, kui fantoomipaksus muutub vähemalt 30 mm võrra. Väiksem fantoomipaksuse muutus mõjutab eelkõige vähemkontrastsete ehk väikese diameetri või paksusega detailide eristatavust, fantoomipaksuse muutumisel 30 mm võrra tekib lävikontrastsuste muutus üle kogu uuritud piirkonna. Pildikvaliteeti iseloomustavate parameetrite põhjal on alust arvata, et hajutava materjali paksuse suurendamisel halveneb pildikvaliteet võrdeliselt fantoomipaksuse suurenemisega. Käesolevas töös saavutatud tulemused on kirjandusega kooskõlas. Tehtud tööd võib järgmistes uurimustes laiendada hajukiirusvälja mõju hindamisele suuremate fantoomipaksuste korral ning alternatiivsete saavutatava ja aktsepteeritava taseme lävendite leidmisele standardsest erinevate fantoomipaksuste jaoks.

Tänuavaldused

Töö autor soovib tänada juhendajat Kalle Keplerit arendavate võimaluste eest ning kõiki, kes töö valmimisele nõu ja toega abiks olid.

Kasutatud kirjandus

- [1] „Rinnavähk,“ AstraZeneca, 15 jaanuar 2018. [Võrgumaterjal]. Kättesaadav: <https://rinnavahk.ee/rinnavahk/>. [Kasutatud 10 märts 2020].
- [2] T. Võrno, K. Kuusemäe, V. Valvere, P. Padrik, S. Ulp, H. Pisarev, A. Zegulova, M. Puusepp, H. Lippus ja R.-A. Kiiwet, „Mammograafia rinnavähi sõeluuringus,“ Tartu Ülikooli tervishoiu instituut, Tartu, 2013.
- [3] F. Cardoso, L. S. Kyriakides, S. Ohno, F. Penault-Llorca, P. Poortmans, I. T. Rubio, S. Zackrisson ja E. Senkus, „Early breast cancer: ESMO Clinical Practice Guidelines for diagnosis, treatment and follow-up,“ *Annals of Oncology*, kd. 30, nr 8, pp. 1194-1220, 2019.
- [4] „Rinnavähi sõeluuring,“ Eesti Haigekassa, [Võrgumaterjal]. Kättesaadav: <https://haigekassa.ee/soeluuring>. [Kasutatud 10 märts 2020].
- [5] M. J. Yaffe ja A. D. A. Maidment, „Mammography,“ *Diagnostic Radiology Physics: a handbook for teachers and students*, Viin, International Atomic Energy Agency, 2014, pp. 209-239.
- [6] F. O. Bochud, F. R. Verdun, J.-F. Valley, C. Hessler ja R. Moeckli, „The importance of anatomical noise in mammography,“ *Medical Imaging 1997: Image Perception*, kd. 3036, pp. 74-80, 1997.
- [7] J. T. Bushberg, „The AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents,“ *Imaging & Therapeutic Technology*, kd. 18, nr 2, pp. 457-468, 1998.
- [8] O. D. Montesdeoca, *Scattered radiation in projection X-ray mammography and digital breast tomosynthesis*, Surrey: University of Surrey, 2013.
- [9] M. J. Yaffe ja J. G. Mainprize, „Detectors for Digital Mammography,“ *Technology in Cancer Research & Treatment*, kd. 3, nr 4, pp. 309-324, 2004.
- [10] N. Perry, M. Broeders, C. d. Wolf, S. Törnberg, R. Holland ja L. v. Karsa, *European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis. Fourth edition - Supplements*, Luksemburg: Office for Official Publications of the European Union, 2013.
- [11] J. R. Cunningham ja D. R. Dance, „Interactions of radiation with matter,“ *Diagnostic Radiology Physics: A Handbook for Teachers and Students*, Viin, International Atomic Energy Agency, 2014, pp. 11-33.
- [12] J. M. Boone, „X-ray Production, Interaction, and Detection in Diagnostic Imaging,“ *Handbook of Medical Imaging Volume 1. Physics and Psychophysics*, Bellingham, SPIE, 2000, pp. 3-78.
- [13] P. W. Goaz, M. J. Pharoah, N. Serman, G. Nelson ja D. Reilly, „Production of X-ray and interactions of X-ray with matter,“ 2005, pp. 11-20.
- [14] J. T. Bushberg, J. A. Seibert, J. Edwin, M. Leidholt ja J. M. Boone, *The Essential Physics of Medical Imaging: Third Edition*, Lippincott Williams & Wilkins, 2012.
- [15] P. C. Johns ja M. J. Yaffe, „X-ray characterisation of normal and neoplastic breast tissues,“ *Physics in Medicine & Biology*, kd. 32, nr 6, pp. 675-695, 1987.
- [16] J. T. Bushberg, J. A. Seibert, E. M. Leidholdt ja J. M. Boone, *The Essential Physics of Medical Imaging*, Lippincott Williams & Wilkins, 2002.
- [17] D. R. Dance, „Physical Principles of Mammography,“ *NATO Science Series II:*

- Mathematics, Physics and Chemistry*, kd. 240, pp. 355-365, 2007.
- [18] N. Perry, M. Broeders, C. d. Wolf, S. Törnberg, R. Holland ja L. v. Karsa, „European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis. Fourth Edition,“ Office for Official Publications of the European Communities, Luksemburg, 2006.
- [19] A.-K. Carton ja P. Bakic, „Development of a physical 3D anthropomorphic breast phantom,“ *Medical Physics*, kd. 38, nr 2, pp. 891-896, 2011.
- [20] M. Sandborg, M. Bath, H. Järvinen ja K. Faulkner, „Justification and optimization in clinical practice,“ *Diagnostic Radiology Physics: A Handbook for Teachers and Students*, Viin, International Atomic Energy Agency, 2014, pp. 589-613.
- [21] W. Huda, J. A. Seibert, K. M. Ogden, E. Gingold ja R. Schaetzing, „Scatter Removal Grids,“ SUNY Upstate Medical University, 2007. [Võrgumaterjal].
Kättesaadav:
<https://www.upstate.edu/radiology/education/rsna/radiography/scattergrid.php>.
[Kasutatud 26 juuni 2020].
- [22] J. E. Gray ja J. A. Princehorn, „HTC Grids Improve Mammography Contrast,“ Hologic, Inc., 2004.
- [23] J. Poletti, „Projection Radiography,“ *Diagnostic Radiology Physics: A Handbook for Teachers and Students*, Viin, International Atomic Energy Agency, 2014, pp. 117-144.
- [24] N. Maalej, M. A. A. Kafi, A. Nobah ja A. A. Naqvi, „Air Gap Effect in Mammography Image Quality,“ *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering*, Berliin, Springer, 2006, pp. 1401-1404.
- [25] J. L. Ducote ja S. Molloi, „Scatter correction in digital mammography based on image deconvolution,“ *Physics in Medicine & Biology*, kd. 55, pp. 1295-1309, 2010.
- [26] G. Paternò, P. Cardarelli, A. Contillo, M. Gambaccini ja A. Taibi, „Geant4 implementation of inter-atomic interference effect in small-angle coherent X-ray scattering for materials of medical interest,“ *Physica Medica*, kd. 51, pp. 64-70, 2018.
- [27] E. Salvagnini, H. Bosmans, L. Struelens ja N. W. Marshall, „Quantification of scattered radiation in projection mammography: Four practical methods compared,“ *Medical Physics*, kd. 39, nr 6, pp. 3167-3180, 2012.
- [28] R. v. d. Burght, M. Thijssen ja R. Bijkerk, Contrast-detail phantom CDMAM 3.4 & CDMAM Analyser software V1.2, Artinis Medical Systems BV, 2013.
- [29] J. Elizalde-Cabrera ja M.-E. Brandan, „Performance evaluation of a digital mammography unit using a contrast-detail phantom,“ *Journal of Physics: Conference Series*, kd. 582, 2015.
- [30] G. Egan ja N. Phelan, „Review of the Dose and Image Quality Characteristics of 3 FFD Systems in Clinical Practice in a Screening Programme,“ *Lecture Notes in Computer Science*, p. 453–459, 2006.
- [31] L. J. Grattan ja A. Workman, „Towards Optimization of Image Quality as a Function of Breast Thickness in Mammography: An Investigation of the Breast Thickness Compensation Schemes on Analogue and Digital Mammography Units,“ *Breast Imaging. 13th International Workshop*, pp. 107-115, 2016.
- [32] E. Salvagnini, H. Bosmans, L. Struelens ja N. W. Marshall, „Tailoring automatic exposure control toward constant detectability in digital mammography,“ *Medical*

Physics, kd. 42, nr 7, pp. 3837-3847, 2015.

- [33] B. Ren, A. Smith, C. Ruth ja Z. Jing, „Imaging CDMAM phantom with tomosynthesis,“ *Medical Imaging 2008: Physics of Medical Imaging*, kd. 6913, 2008.
- [34] „CDMAM 3.4 & Analyser Gold Standard Mammographic Contrast-Detail Phantom,“ Artinis Medical Systems, [Võrgumaterjal]. Kättesaadav: <https://www.artinis.com/cdmam-34>. [Kasutatud 10 märts 2020].
- [35] „CDMAM Analysis,“ National Co-ordinating Centre for the Physics of Mammography, [Võrgumaterjal]. Kättesaadav: <https://medphys.royalsurrey.nhs.uk/nccpm/?s=cdmam-analysis>. [Kasutatud 10 märts 2020].
- [36] K. C. Young, E. Brookes, W. Hudson ja M. Halling-Brown, CDMAM Analyser: Software and instruction manual for automated determination of treshold contrast, Guildford: National Co-ordinating Centre for the Physics of Mammography, 2012.

Lisa 1 – Kuldketaste paksused ja diameetrid CDMAM-fantoomis [28].

Veerg	Kuldketta paksus (µm)	Rida	Kuldketta diameeter (mm)
1	0,03	1	0,06
2	0,04	2	0,08
3	0,05	3	0,10
4	0,06	4	0,13
5	0,08	5	0,16
6	0,10	6	0,20
7	0,13	7	0,25
8	0,16	8	0,31
9	0,20	9	0,40
10	0,25	10	0,50
11	0,36	11	0,63
12	0,50	12	0,80
13	0,71	13	1,00
14	1,00	14	1,25
15	1,42	15	1,60
16	2,00	16	2,00

Lisa 2 – Tarkvara CDMAM 3.4 Analyser põhjal leitud arvuti hinnatud lävipaksus ja tabeli 3 põhjal arvutatud inimsilmale vastavad hinnangud kvaliteedinõuetes toodud kuldketta diameetritel.

Detaili diameeter (mm)		Ülesvõtete arv					
		2	4	6	8	10	12
0,10	Arvuti hinnatud lävipaksus (µm)	0,317	0,71	0,718	0,597	0,715	0,745
	Inimsilmale arvutatud lävipaksus (µm)	0,476	1,065	1,077	0,896	1,073	1,118
0,25	Arvuti hinnatud lävipaksus (µm)	0,180	0,157	0,155	0,126	0,141	0,135
	Inimsilmale arvutatud lävipaksus (µm)	0,328	0,286	0,282	0,229	0,257	0,246
0,50	Arvuti hinnatud lävipaksus (µm)	0,045	0,055	0,058	0,065	0,061	0,061
	Inimsilmale arvutatud lävipaksus (µm)	0,089	0,109	0,115	0,129	0,121	0,121
1,00	Arvuti hinnatud lävipaksus (µm)	0,048	0,038	0,030	0,030	0,030	0,030
	Inimsilmale arvutatud lävipaksus (µm)	0,101	0,080	0,063	0,063	0,063	0,063

Lisa 3 – Tarkvara CDMAM Analysis põhjal leitud arvuti hinnatud lävipaksus ja inimsilmale vastavad hinnangud kvaliteedinõuetes toodud kuldketta diameetritel.

Detaili diameeter (mm)		Ülesvõtete arv					
		2	4	6	8	10	12
0,10	Arvuti hinnatud lävipaksus (µm)	0,630	0,624	0,606	0,653	0,629	0,623
	Inimsilma hinnatud lävipaksus (µm)	0,975	0,966	0,936	1,013	0,974	0,964
0,25	Arvuti hinnatud lävipaksus (µm)	0,138	0,147	0,134	0,132	0,129	0,132
	Inimsilma hinnatud lävipaksus (µm)	0,254	0,269	0,245	0,242	0,237	0,243
0,50	Arvuti hinnatud lävipaksus (µm)	0,059	0,058	0,062	0,062	0,056	0,060
	Inimsilma hinnatud lävipaksus (µm)	0,122	0,119	0,128	0,128	0,117	0,123
1,00	Arvuti hinnatud lävipaksus (µm)	0,040	0,034	0,029	0,028	0,026	0,027
	Inimsilma hinnatud lävipaksus (µm)	0,090	0,078	0,068	0,066	0,063	0,064

Lisa 4 – Tarkvaras CDMAM 3.4 Analyser saadud andmete põhjal leitud õigete hinnangute osakaal, IQF, IQF_{alt} ja IQF_{inv} erinevate lisatud PMMA paksuste jaoks.

PMMA paksus (mm)	Õigete hinnangute osakaal (%)	IQF ($\mu\text{m}*\text{mm}$)	IQF_{alt} ($1/\mu\text{m}*\text{mm}$)	IQF_{inv} ($1/\mu\text{m}*\text{mm}$)
0	80,49	0,64	35,96	191,75
10	77,07	0,70	32,80	168,75
20	74,63	0,73	31,56	159,52
30	71,71	0,81	20,13	148,48
40	73,66	0,79	22,08	157,16

Lisa 5 – Tarkvaras CDMAM Analysis saadud andmete põhjal leitud õigete hinnangute osakaal, IQF, IQF_{alt} ja IQF_{inv} erinevate lisatud PMMA paksuste jaoks.

PMMA paksus (mm)	Õigete hinnangute osakaal (%)	IQF ($\mu\text{m}*\text{mm}$)	IQF_{alt} ($1/\mu\text{m}*\text{mm}$)	IQF_{inv} ($1/\mu\text{m}*\text{mm}$)
0	80,49	0,66	33,22	187,58
10	76,10	0,78	24,11	146,54
20	75,12	0,83	22,52	137,59
30	71,71	0,84	23,47	133,78
40	72,68	0,89	20,58	127,37