

TALLINNA TEHNIKAÜLIKOOL

Infotehnoloogia teaduskond

Tervisetehnoloogiate instituut

Olga Turgeneva 111795YABM

**Kompuutertomograafide
rekonstrueerimisalgoritmide võrdlus Catphan
fantomiga**

Magistritöö

Juhendaja: Kristjan Pilt, Tervisetehnoloogiate instituut

vanemteadur

Kaasjuhendaja: Priit Ruuge, AS Ida-Tallinna Keskhaigla

vaneminsener

Tallinn 2017

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: Olga Turgeneva

.....
kuupäev

.....
allkiri

Juhendaja: Kristjan Pilt

Töö vastab magistritööle esitatavatele nõuetele.

.....
kuupäev

.....
allkiri

Kaitsmiskomisjoni esimees:

Lubatud kaitsmisele

.....

(nimi, allkiri, kuupäev)

Annotatsioon

Võtmesõnad: kompuutertomograafia, Catphan fantoom, rekonstrueerimisalgoritmid, MTF, madalkontrastne lahutusvõime, FBP, kordusalgoritm

Tervise Arengu Instituudi andmetel tõusis 2010. aastast 2014. aastani KT (kompuutertomograafia) uuringute arv Eestis 18 384 uuringust 31 494 uuringuni. Kõige olulisem KT uuringu eesmärk on saada vajalikku informatsiooni diagnoosi määramiseks jättes patsiendi doosi võimalikult madalale tasemele (*As Low As Reasonably Achievable* – ALARA). Kompuutertomograafide tootjad arendavad erinevaid tehnoloogiaid patsiendidoosi vähendamiseks, seejuures mõjutades pildikvaliteeti võimalikult vähe. Üks sellistest tehnoloogiatest on kujutise rekonstrueerimine kordusalgoritmidega, mis võimaldab vähendada patsiendidoosi ja parandada pildikvaliteeti. Esimesest KT seadmete põlvkonnast alates on kasutatud kujutise rekonstrueerimiseks filtreeritud tagasiprojitseerimist.

Selle magistritöö eesmärgiks oli võrrelda erinevate algoritmidega rekonstrueeritud kujutiste pildikvaliteeti. Pildikvaliteeti iseloomustavateks parameetriteks valiti madalkontrastne ja ruumiline lahutusvõime ning pildimüra. Kõik uuringud tehti rutiinse kõhu protokolliga. Kokku uuriti kolme erinevat KT süsteemi tootjatelt General Electric, Siemens ja Philips. Igas KT süsteemis kasutuses olevaid algoritme võrreldi eraldi.

Kõik skaneeringud olid tehtud Catphan 600 fantoomiga ning pildikvaliteeti iseloomustavad parameetrid arvutati *Image Owl* tarkvara kasutades.

Uuringu tulemused näitasid, et kordusalgoritmidega rekonstrueeritud kujutistel oli parem pildikvaliteet, kui filtreeritud tagasiprojitseerimisega rekonstrueeritud kujutistel. Kordusalgoritmidest kõige parem pildikvaliteet oli mudelipõhistel algoritmidel. Saadud tulemusi on plaanis rakendada KT süsteemi seadistamiseks.

Lõputöö on kirjutatud eesti keeles ning sisaldab teksti 46 leheküljel, 30 joonist, 2 tabelit.

Abstract

Keywords: computed tomography, Catphan phantom, reconstruction algorithms, MTF, low contrast resolution, FBP, IR

Based on The National Institute for Health Development data the frequency of CT (computed tomography) studies in Estonia increased from 18 384 studies in 2010 to 31 494 studies in 2014. The main purpose of CT studies is to get necessary information for diagnosis, at the same time, the patient dose must be as low as reasonably possible (As Low As Reasonably Achievable – ALARA). Scanner manufactures have developed different technologies to reduce doses while maintaining image quality. One of these technologies is iterative reconstruction algorithms. Since the inception of CT raw data have been reconstructed using filtered back projection. Iterative algorithms help to reduce the dose and to improve resolution.

The aim of this masters thesis “Comparison of CT reconstruction algorithms with Catphan phantom” is to compare image quality of different reconstruction algorithms. Every CT system algorithms were compared separately. Reconstructions have been made from the same raw data (all scanners separately). Data for comparison was collected from three different CT systems: General Electric, Siemens and Philips.

Parameters used for image quality comparison: the minimum diameter of the detectable detail at different contrast levels (low contrast resolution), the critical frequency at different MTF (modulation transfer function) levels (high contrast resolution) and standard deviation of HU (Hounsfield units) for noise evaluation. All studies were made with standard abdominal protocol with three different dose levels (1 mGy, 5 mGy and 10 mGy). Catphan 600 phantom and Image Owl software used for quality measurement. For image quality measurements DICOM files saved from Carestream viewer used.

During the study 54 reconstructions were made and 162 DICOM files were saved, 18 different reconstruction algorithms were used for image reconstruction.

In conclusion, this masters thesis proves, that iterative algorithms help to improve image quality. Results showed that model-based iterative algorithms had better results than FBP and simple iterative algorithms.

The thesis is in Estonian and contains 46 pages of text, 30 figures, 2 tables.

Lühendite ja mõistete sõnastik

ALARA – *As Low As Reasonably Achievable* – kiirguskaitse põhiprintsiip, mille kohaselt on igasugune ioniseeriv kiirgus inimesele ohtlik ja seetõttu tuleb kiirgusdoos hoida alati nii madalana, kui on mõistlike meetoditega saavutatav

CNR – *contrast-to-noise ratio* – kontrast-müra-suhe

CTDI_{vol} – *volume CT Dose Index* – doosi ruumjaotust iseloomustav kompuutertomograafia doosiindeks

CTDI_w – *weighted CT Dose Index* – kaalutud kompuutertomograafia doosiindeks

DICOM – *digital imaging and communications in medicine* – rahvusvaheline standard meditsiiniliste digitaalpildiandmete, patsiendi- ja uuringuinfo käitlemiseks, kogumiseks, edastamiseks, arhiveerimiseks ja printimiseks

DLP – *dose length product* – doospikkus

FBP – *filtered back projection* – filtreeritud tagasiprojektseerimine

FOV – *field of view* – vaateväli

FT – *Fourier' transform* – Fourier' teisendus

HU – *Hounsfield unit* – Hounsfieldi ühik

IR – *Iterative Algorithm* – ülesande lahendamise skeem (algoritm), milles juhtkonstruktsioonina kasutatakse kordust

IR-M – *Model Based Iterative Algorithm* – mudelipõhine kordusalgoritm

KT – röntgenseade kompuutertomograafia uuringu teostamiseks, kompuutertomograafia

LSF – *line spread function* – joonhajumisfunktsioon

MTF – *modulation transfer function* – sageduskontrastsuskarakteristik (modulatsiooniülekandefunktsioon)

PAKS – piltide arhiveerimise ja kommunikatsiooni süsteem

PSF – *point spread function* – punkthajumisfunktsioon

ROI – *region of interest* – huvipiirkond

Sisukord

Autorideklaratsioon.....	2
Annotatsioon.....	3
Lühendite ja mõistete sõnastik.....	6
Sisukord.....	7
Sissejuhatus.....	9
1 Kirjanduse ülevaade.....	11
1.1 Kompuutertomograafi ehitus ja tööpõhimõte.....	11
1.2 Kujutise rekonstrueerimine.....	12
1.3 Hounsfield ühikud.....	14
1.4 KT kujutise rekonstrueerimisalgoritmid.....	15
1.4.1 Filtreeritud tagasiprojitseerimine.....	15
1.4.2 Kordus-rekonstruktsioonmeetod.....	17
1.5 KT kujutise visualiseerimine.....	19
1.6 KT uuringu pildikvaliteet.....	19
1.6.1 Kontrastilahutusvõime ja MTF.....	19
1.6.2 Pildimüra.....	22
1.7 KT uuringu doos.....	24
1.8 Fantoomi ülevaade.....	25
2 Töö eesmärk.....	27
3 Metoodika ja materjalid.....	28
3.1 MTF arvutamine.....	29
3.3 HU standardhälbe arvutamine.....	33
3.4 Testitud kompuutertomograafid.....	34
4 Tulemused.....	35
4.1 Madalkontrastse lahutusvõime hindamise tulemused.....	35
4.2 Ruumilise lahutusvõime hindamise tulemused.....	42
4.3 Pildimüra hindamise tulemused.....	47
Järeldused.....	50
Tänu sõnad.....	52

Kasutatud allikad	53
Lisad.....	54

Sissejuhatus

USA röntgenoloog William-Oldendorf pakkus 1961. aastal välja KT (kompuuter tomograafia) meetodi. 1963. aastal viidi läbi esimesed katsed ning koostöös USA matemaatikuga Allan M. Cormack-ga saadi esimesed KT kujutise rekonstruktsioonid. 1973. aastal töötas Inglismaa insener Godfrey Hounsfield välja esimese KT süsteemi – EMI (*EMI Group Limited*) peaju kompuutertomograafi [1]. Esimestel tomograafidel oli ainult üks detektorelement ja ühe lõigu andmesalvestus võttis vähemalt 4-5 minutit ning kujutise rekonstruktsioon kestis kuni 2,5 tundi [1].

Teise põlvkonna tomograafidel (näiteks CT-1010, EMI), mis tulid turule aastal 1975, oli juba mitu detektorelementi, röntgenkiirte kimp oli lehvikukujuline ja kujutise andmetöötlus kestis umbes 20 sekundit [2].

Kolmanda põlvkonna kompuutertomograafi detektorelementide arv oli juba 700, andmesalvestus kestis kuni 10 sekundit ja võimaldas uurida liikuvat objekti. Ilmusid esimesed spiraalse salvestusega kompuutertomograafid [1].

Kompuutertomograafide kiire areng viis selleni, et 1976. aastal oli maailmas juba 22 kompuutertomograafide tootjat [1].

Tänapäeval on KT üks kõige olulisematest diagnostikameetoditest, sest võimaldab patsiendi elundeid kujutada kolmemõõtmelisena [2]. Kõrge pildikvaliteet teeb KT-st väga informatiivse ja tihti kasutatava uuringu. Statistika põhjal on aastatega kasvanud KT uuringute arv nii Euroopas kui ka Eestis. Perioodil 2010-2014 on Eestis kompuutertomograafide arv suurenenud 19 aparaadilt 24-ni. Tervise Arengu Instituudi andmetel on uuringute arv aparaadi kohta perioodil 2010-2014 suurenenud 18 384-lt uuringult 31 494 uuringuni, uuringute arv riigi kohta on suurenenud 349 292-lt uuringult 755 849 uuringuni [3].

Nagu kõik ioniseerivat kiirgust kasutavad seadmed, kiiritavad ka kompuutertomograafid uuritavat objekti. Rahvusvahelise Kiirguskaitsekomisjoni (*International Commission of Radiological Protection*) andmetel ei ole KT uuringutel stohhastilise efekti tekkimise lävidoos määratud. Vastavalt ALARA (*As Low As Reasonably Achievable*) printsiibile peab patsiendidoos olema nii madal kui mõislikult võimalik saavutada. Patsiendidoosi

vähendamine on üks olulisematest eesmärkidest kompuutertomograafia valdkonnas. Seega arendatakse erinevaid meetodeid patsiendidoosi vähendamiseks.

Kompuutertomograafide tootjad pakuvad tänapäeval patenteeritud tehnikaid doosi vähendamiseks. Väljaarendatud rekonstrueerimisalgoritmid võimaldavad viia doosi madalamaks ja jätta kujutise pildikvaliteet diagnostikaks piisavalt kõrgele tasemele [4]. Praktiliselt iga 2 aasta tagant esitlevad kompuutertomograafide põhitootjad (nagu Philips, General Electric, Siemens ja Toshiba) uusi rekonstrueerimismeetodeid, nagu adaptiivne statistiline kordusrekonstruktsioon ASIR, iDose, mudeli-põhine kordusrekonstruktsioon MBIR jne [4].

Käesoleva magistritöö peamiseks eesmärgiks on objektiivselt hinnata erinevate rekonstrueerimisalgoritmide pildikvaliteeti. Pildikvaliteedi hindamiseks kasutatakse Catphan 600 fantoomi ja *Image Owl* tarkvara, doosi hindamiseks kasutatakse kompuutertomograafide $CTDI_{vol}$ (*volume CT Dose Index*) näituseid. Pildikvaliteedi hindamise parameetriteks on valitud: madalkontrastne lahutusvõime, MTF (*modulation transfer function*) ja HU (*Hounsfieldi ühikute*) standardhälve.

1 Kirjanduse ülevaade

1.1 Kompuutertomograafi ehitus ja tööpõhimõte

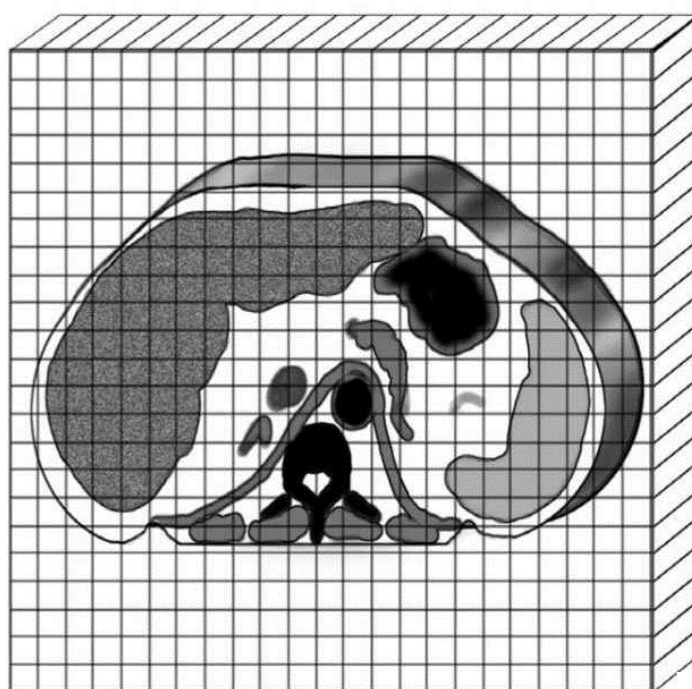
KT süsteem koosneb juhtarvutist, andmetöötlustööjaamadest, elektroonikaplokkidest, tomostatiivist ja patsiendilauast. Tomostatiivi põhilised komponendid on röntgentoru, kolmefaasiline kõrgepingegeneraator, röntgenkiirguse detektorid, andmehõivesüsteem ja soojusvaheti toru jahutuseks. Röntgentoru paikneb tomostatiivi pöörlevas osas, detektorite vastas [5].

KT uuringu salvestamise protsess seisneb röntgenkiirte läbitavusprofiilide salvestamises eri projektsioonidel. Kiirguse intensiivsuse registreerimiseks kasutatakse detektorkaart, mis koosneb tavaliselt mitmesajast detektorelemendist ja asub röntgentoru vastaspoolel. Röntgentoru ja detektorkaare pöörlemine ümber skaneeritava piirkonna võimaldab saada mitmete eri nurkade all mõõdetud läbitavusprofiile [5].

Läbitavusprofiilid kajastavad kiirtekimbu nõrgenemist. Skaneeringu ajal salvestatud toorandmeid saab rekonstrueerida vastavalt arstide vajadustele erinevate algoritmidega. Erinevate rekonstruktsioonide jaoks saab kasutada samu toorandmed. Igal röntgentoru pöördel salvestatakse andmehõive ajal üle 2000 projektsiooni [5].

1.2 Kujutise rekonstrueerimine

Rekonstrueerimisalgoritmide abil arvutatakse välja kiirtekimbu nõrgenemine iga vokslit (väikseim kuvatav ruumielement) jaoks. KT kujutis moodustatakse joonisel 1 näidatud vokslite maatriksina.



Joonis 1. KT kujutis moodustatakse vokslite maatriksina [1].

Kujutise iga vokslit väärtus on seotud kindla kudede lineaarnõrgenemisteguriga μ (m^{-1}) [5]. Lineaarnõrgenemistegur sõltub materjali koostisest, tihedusest ja footonite energiast. Lineaarnõrgenemistegur arvutatakse Beeri-Lamberti seaduse järgi:

$$I(x) = I_0 \cdot e^{-\mu x}, \quad (1)$$

kus $I(x)$ on kaugusel x mõõdetud kiirguse intensiivsus, I_0 on nõrgenemiseta röntgenkiirte intensiivsus, μ on lineaarnõrgenemistegur ja x on nõrgendava kihi paksus [5].

Materjali teatud paksuse tõttu läbib röntgenkiirtekimp oma teel palju vokslit ja nõrgenemise mõõtmise tulemus kujutab endast üksikutes vokslites aset leidva nõrgenemise superpositsiooni [5].

Sellel teekonnal nõrgenenud röntgenkiirte intensiivsust teekonna d ulatuses saab väljendada järgmise valemiga:

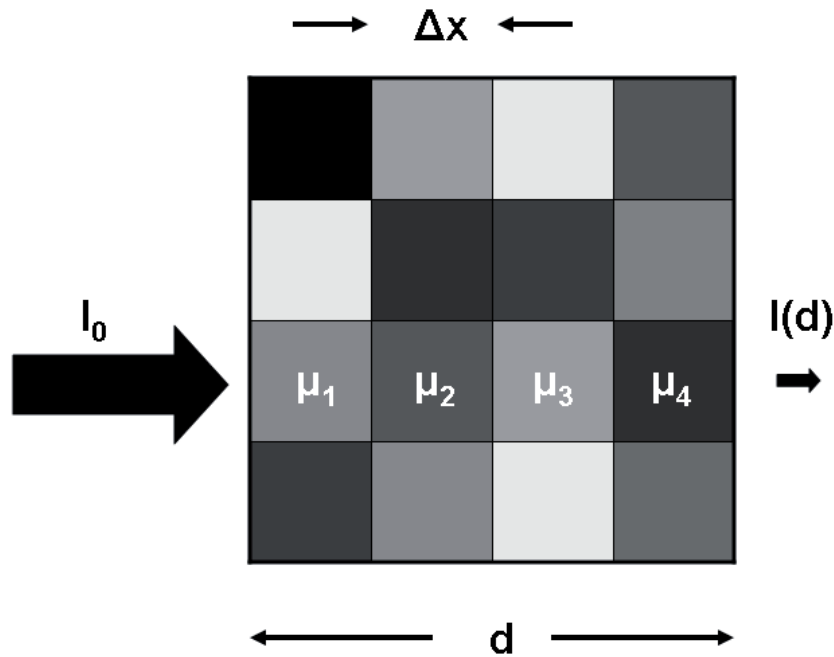
$$I(d) = I_0 \cdot e^{-\int_0^d \mu(x) dx}, \quad (2)$$

kus $I(d)$ on kaugusel d mõõdetud kiirguse intensiivsus, I_0 on nõrgenemiseta röntgenkiirte intensiivsus ja $\mu(x)$ on lineaarnõrgenemistegur punktis x .

Kuna KT uuringu kujutis koosneb pildimaatriksisse asendatud vokslitest, siis saab skaneeritud patsienti vaadata erinevate lineaarnõrgenemistegurite ruumelementide maatriksina [2]. Selleks, et KT uuringul oleks võimalik kihid ümber vormindada koronaalseks, sagitaalseks või ruumiliseks tekitatakse isotroopsed (vokslite mõõdud kõigi kolme telje suunas on samad) vokslid [5]. Joonisel 2 on näidatud lihtsustatud 4x4 kujutise maatriks, kus lineaarnõrgenemisteguri arvutamise valem näeb välja järgmiselt:

$$I(d) = I_0 e^{-\sum_{i=1}^{i=4} \mu_i \Delta x}, \quad (3)$$

kus Δx on vokslite suurus I_0 on nõrgenemiseta röntgenkiirte intensiivsus, $I(d)$ on kaugusel d mõõdetud intensiivsus, $\mu_1, \mu_2, \mu_3, \mu_4$ on erinevate vokslite lineaarnõrgenemistegurite väärtused.



Joonis 2. Kujutise lihtsustatud 4x4 maatriks. Δx on voksli suurus, I_0 on nõrgenemiseta röntgenkiirte intensiivsus, $I(d)$ on kaugusel d mõõdetud intensiivsus, $\mu_1, \mu_2, \mu_3, \mu_4$ on erinevate vokslite lineaarnõrgenemistegurite väärtused [2].

Põhimõtteliselt on KT uuringu kujutise saamiseks vaja teada nõrgenenud ja nõrgenemiseta röntgenkiirguse intensiivsusi ($I(d)$ ja I_0). Rekonstrueerimismeetodeid rakendatakse selleks, et saada lineaarnõrgenemistegurite maatriks, mis on KT uuringu alus [2].

1.3 Hounsfieldi ühikud

KT kujutise voksli väärtust nimetatakse Hounsfieldi ühikuks (HU). Hounsfieldi skaala näitab koe (μ_{kude}) ja vee (μ_{vesi}) lineaarnõrgenemistegurite suhet:

$$HU_{\text{kude}} = (\mu_{\text{kude}} - \mu_{\text{vesi}}) / \mu_{\text{vesi}} \cdot 1000, \quad (4)$$

kus HU_{kude} on koe Hounsfieldi ühikute väärtus, μ_{kude} on koe lineaarnõrgenemistegur ja μ_{vesi} on vee lineaarnõrgenemistegur.

Valemist järeldeb, et $HU_{\text{vesi}} = 0$ ($\mu_{\text{kude}} = \mu_{\text{vesi}}$), $HU_{\text{õhk}} = -1000$ (kude = 0) ja $HU = 1$ on 0,1% vee lineaarnõrgenemistegurist [2]. Tabelis 1 on toodud tüüpiliste kudede HU väärtused.

Tabel 1. Erinevate kudede ja elundite Hounsfieldi ühikute väärtused [2].

Kude/elund	HU väärtuste vahemik (HU)
Luu	+1000
Põrn	+50...+70
Maks	+50...+70
Neerud	+20...+40
Lihased	+10...+40
Aju valgeaine	+20...+30
Aju hallaine	+30...+40
Vesi	0
Rasv	-100...-20
Kopsud	-950...-600
Õhk	-1000

Iga koe jaoks on välja toodud HU väärtuste vahemik, sest koe tihedus varieerub. Samal põhjusel kattuvad osaliselt paljude pehmete kudede HU väärtuste vahemikud.

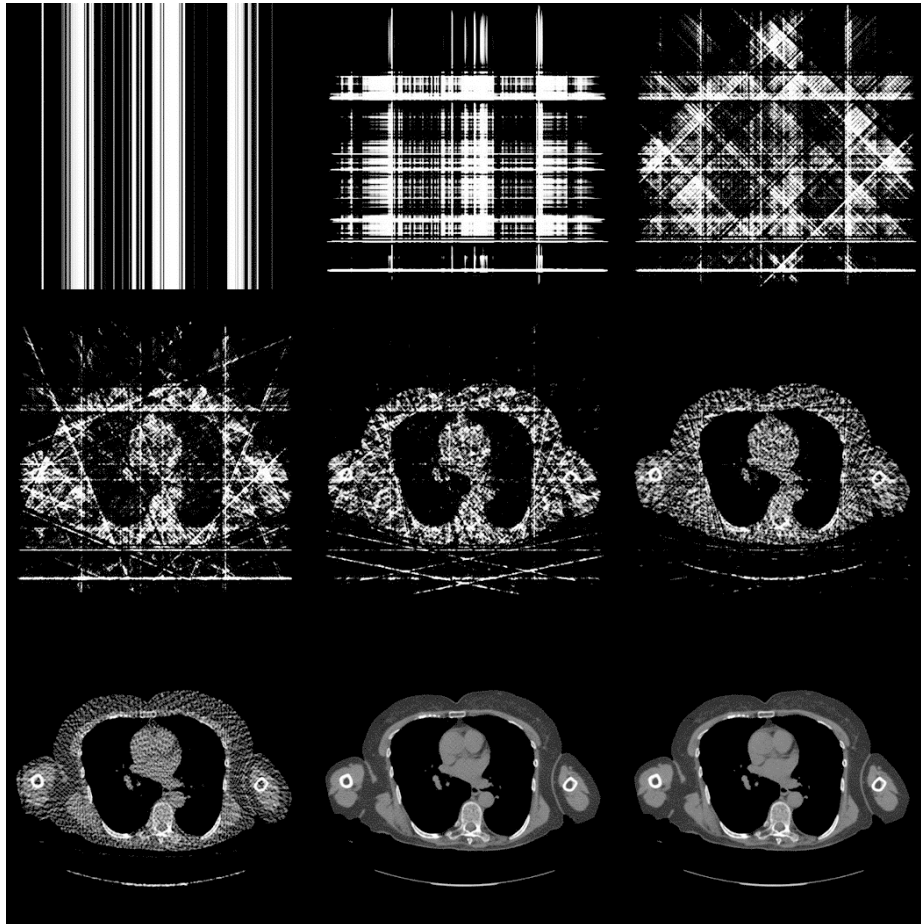
1.4 KT kujutise rekonstrueerimisalgoritmid

Iga pildimaatriksi vokslite jaoks määratakse lineaarnõrgenemistegur, mida saab arvutada erinevate rekonstrueerimisalgoritmide abil. Filtreeritud tagasiprojektseerimine (*filtered back projection – FBP*) ja kordusalgoritmid (*iterative algorithm – IR*) on põhilised algoritmid ja nad on saadaval igal kaasaegsel KT süsteemil. Iga tänapäevane KT süsteem omab tootjapoolselt spetsiaalselt arendatud mudelipõhiseid kordusalgoritme. Algoritmi tüübi ja häälestuse valik sõltub uuringu eesmärgist. Näiteks luude visualiseerimisalgoritm võimaldab tuvastada väikseid struktuure ja eristada erinevate kudede piirjooni [5].

1.4.1 Filtreeritud tagasiprojektseerimine

Filtreeritud tagasiprojektseerimine (FBP) on enim kasutatav meetod kujutise rekonstrueerimiseks. FBP on tavalise tagasiprojektseerimise ja filtreerimise kombinatsioon. Uuringu ajal tehakse erinevate nurkade all palju projektsioonkujutisi. Kujutise tasandil

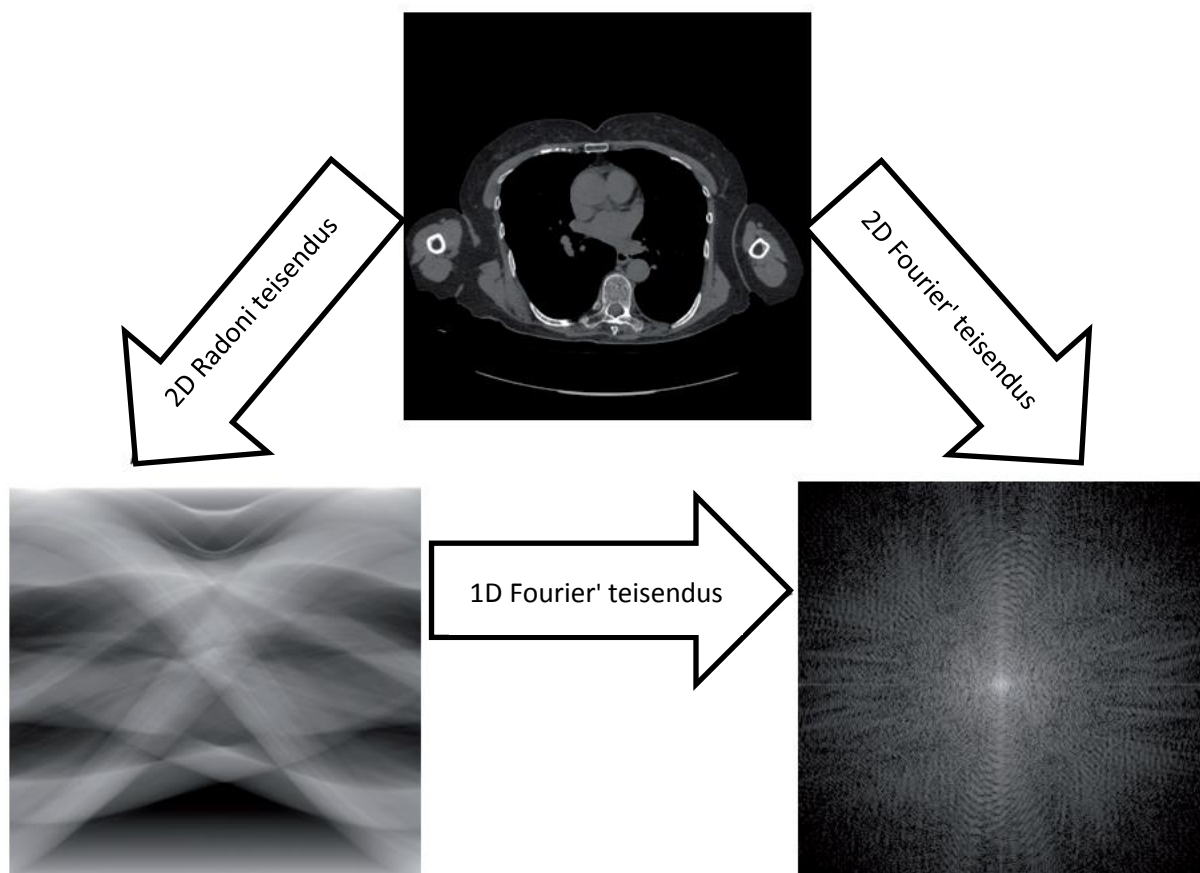
andmehõivejoonel olevatele punktidele määratakse kõikide vokslite ja nurkade jaoks projektsioonkujutiste väärtused. Uued väärtused lisatakse eelmistele. Mida rohkem salvestatakse projektsioonkujutisi, seda parem on tagasiprojektseerimise tulemus (joonis 3) [5].



Joonis 3. Kujutise rekonstrueerimine filtreeritud tagasiprojektseerimisega. Joonisel on näha kihi rekonstrueerimine kasutades 1, 2, 4, 8, 16, 32, 64, 256 ja 1024 projektsiooni [2].

Fourier' teisendusega (FT) jagatakse kujutise erinevateks sageduskomponentideks (ruumilised sagedused, millest koosneb kujutis). Madalsageduslikud komponendid annavad kujutisele üldise kuju. Kõrgsageduslikud komponendid ilmuvad kohtades, kus toimuvad järsud signaali muutused [5]. Põhimõtteliselt vajab FBP 4 matemaatilist operatsiooni. Esimene samm on Radoni pinna Fourier' teisendus, mis vajab palju 1-D FT-si. Teine samm on iga FT filtreerimine kõrgpääsfiltriga. Kolmandaks, rakendatakse kõigile filtreeritud FT-le Fourier' pöördteisendust. Viimane samm on filtreeritud profiilide rekonstrueerimine

tagasiprojektseerimisega [2]. Joonisel 4 on näidatud FT ja Radoni pinna omavahelised sõltuvused.



Joonis 4. Kolme domeeni: objekti, Radoni ja Fourier' pinna omavaheline suhe. Radoni pinna diskreetse Fourier' teisenduse (1-D FT) jooned võimaldavad luua 2-D Fourier' teisenduse objektist [2].

Praktikas kasutatakse tagasiprojektseerimist koos filtreerimisega, mida rakendatakse igale projektsioonile. Sõltuvalt eesmärgist kasutatakse erinevaid filtreid. Näiteks rampfiltrit kasutatakse hägususe eemaldamiseks. See filter võimaldab välja filtreerida madalsageduslikke ja võimendada kõrgsageduslikke komponente [5].

1.4.2 Kordus-rekonstruktsioonimeetod

Standardne tagasiprojektseerimise algoritm nõuab ainult põhilist informatsiooni KT geometriast, oluline on kompromissi leidmine doosi suuruse ja pildikvaliteedi vahel [6]. Kombineerides andmed KT süsteemi geometriast, detektoritest ning pildimüra statistikast arendati statistika-põhine kordus-rekonstruktsioonimeetod. Selle meetodi kasutamine võimaldab olulisest vähendada pildimüra. Rekonstrueerimiseks ei ole vaja lisaskaneeringuid,

vaid kasutatakse samu toorandmed [6]. Adaptiivse statistika kordus-rekonstrueerimismeetod võimaldab teha rekonstrueerimisega lühemaks ja vähendada pildi kvantmüra, mõjutamata kujutise ruumilist- ja kontrastset lahutusvõimet [6]. Võrreldes FBP-ga võimaldab adaptiivse statistika kordus-rekonstrueerimismeetod vähendada patsiendidoosi 25-40% võrra. See eelis on põhiline faktor, miks tänapäeval üle 5000 KT süsteemi kasutavad seda meetodit [6].

Tavaliselt jagatakse kordus-rekonstrueerimisalgoritmid kahte kategooriasse: statistiline kordusrekonstruktsioon ja mudelipõhine kordusrekonstruktsioon, mis võtab arvesse ka kindla tomograafi parameetreid [7]. Viimase kategooria algoritmi miinuseks on aeg, mida kulutakse kujutise rekonstrueerimiseks.

Toruvoolu automaatmodulatsiooniga süsteemidel langeb pildimüra indeksi suurenemisega patsiendidoos. Tagasiprojektseerimise rekonstruktsiooni kasutamine tähendaks sellel juhul halvemat pildikvaliteedi. Kuid adaptiivse statistika kordus-rekonstrueerimismeetod aitab madala doosi uuringute pildikvaliteeti hoida kõrgel tasemel [6].

Madalate doosidega fantoomuuringute andmetel võimaldavad kõik kordus-rekonstrueerimismeetodid parandada kujutise madalkontrastset ja ruumilist lahutusvõimet. Selle meetodi miinuseks on triibuliste artefaktide esinemine. Lisaks näitavad uuringud, et kujutise andmete analüüs nõuab radioloogidelt harjumist, tavaliselt kuni 90 päeva [6].

Erinevatel tootjatel on kasutuses järgmised rekonstrueerimisalgoritmid: adaptiivne statistiline kordusrekonstruktsioon ASIR ja mudelipõhine kordusrekonstruktsioon Veo tootjal General Electric, sinogramm kinnitusega kordusrekonstruktsioon SAFIRE ja mudelipõhine kordusrekonstruktsioon ADMIRE tootjal Siemens, iDose ja mudelipõhine kordusrekonstruktsioon IMR tootjal Philips [8]. ASIR võimaldab vähendada doosi 30% võrra aju uuringutel ja 75% võrra kopsu uuringutel võrreldes FBP-ga [8]. Samas madala doosiga uuringutel võimaldab ASIR parandada pildikvaliteeti. SAFIRE võimaldab kõhu- uuringutel vähendada nii doosi 50-75% võrra kui ka pildikvaliteeti parandada võrreldes FBP-ga [8].

1.5 KT kujutise visualiseerimine

Inimsilm on võimeline eristama kuni 1000 erinevat halltooni [5]. Digitaalkuvamine on tavaliselt piiratud 8 bitiga, mistõttu määratakse ainult 256 halltooni mustast valgeni hallskaalal [5]. Miinimum piksli bitisügavus peab olema 12. See väärtus võimaldab Hounsfieldi skaala moodustamist vahemikus -1024 HU kuni +3071 HU, mis katab kõige olulisemaid kudesid [2]. Kuna HU väärtuse vahemik on liiga lai, siis iga HU väärtusega tehakse lineaarne kaardistus 8-bitiga akna väärtuseni. Akna laius defineerib HU väärtuste vahemiku, kus omistatakse valitud HU väärtustele 256 halltooni, hallskaala ja akna kese defineerib keskmise HU väärtuse valitud akna laiusel [2]. Kudede optimaalne visualiseerimine saavutatakse õige akna keskmise valimisega. Pehme kudede, luude ja kopsu vaatamiseks valitakse erinevad akna laius ja kese. Näiteks luu-akna jaoks võivad HU väärtused olla vahemikus 400 HU kuni 1000 HU, kopsukoe jaoks -1200 HU kuni 0 HU, pehme kudede jaoks -85 HU kuni 165 HU [5].

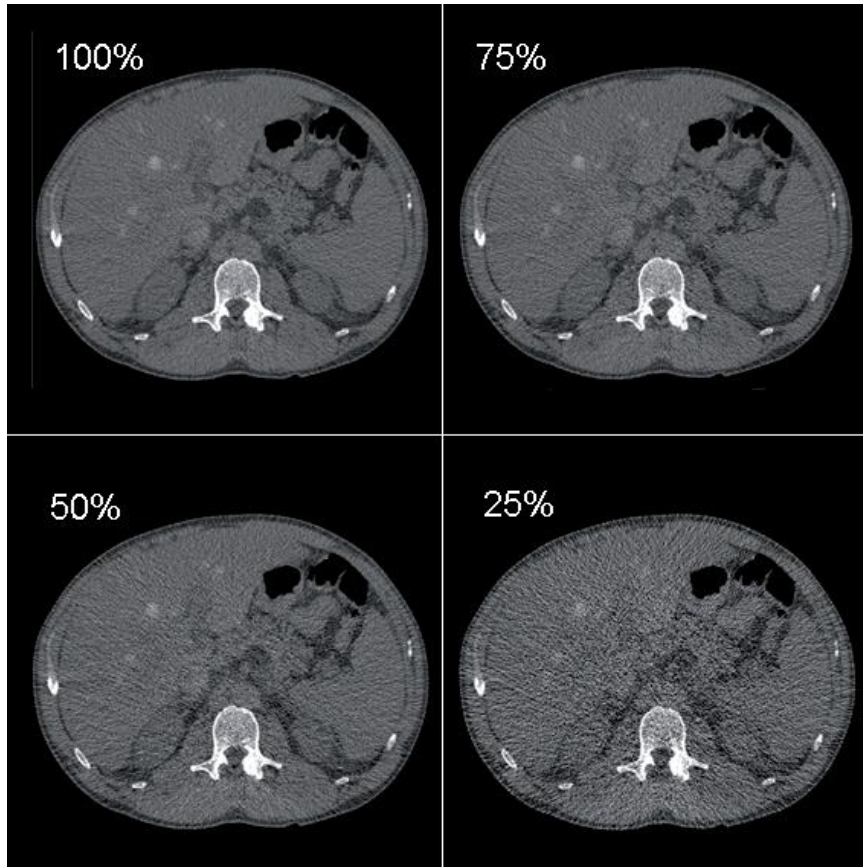
1.6 KT uuringu pildikvaliteet

Kõige olulisemad KT uuringu pildikvaliteedi parameetrid on madalkontrastne ja kõrgkontrastne lahutusvõime ja müra. Tänapäevased KT süsteemid võimaldavad saada kõrge uuringu pildikvaliteedi, millest sõltub õige diagnoosi määramine. Kõige olulisemaid pildikvaliteedi parameetreid käsitletakse järgnevatel peatükkides.

1.6.1 Kontrastilahutusvõime ja MTF

Kontrastilahutusvõime tähendab võimet eristada pildil erinevaid kudesid. KT kujutise madalkontrastne lahutusvõime on üks esileküündivamaid KT tunnuseid. Madalkontrastne lahutusvõime võimaldab eristada väikese tiheduse erinevusega struktuure, pehmekeelisi koldeid, maksa, aju hall- ja valgeainet [5]. Pildimüra on madalkontrastse lahutusvõime põhiline piirang, kuid seda saab vähendada kasutades erinevaid meetodikaid. Tavaliselt vähendatakse müra röntgentoru voolu suurendamisega, mis omakorda suurendab ka patsiendidoosi. Alternatiivseks meetodiks müra vähendamiseks on rekonstrueerimise kihi paksuse suurendamine või rekonstrueerimisalgoritmi muutmine. Parameetrid, mis mõjuvad madalkontrastset lahutusvõimet on röntgentoru pingeline, kerneli ja kontrastaine kasutamine. Müra efekti KT uuringul on näha joonisel 5. Esimesel pildil on originaalne uuringu pilt

(röntgentoru vool – 100%). Järgmistel pildidel olid uuringu toorandmed töödeldud madala doosi algoritmiga simuleerides toruvoolu vähendust 75%, 50% ja 25%-le esialgselt. Nagu on pildilt näha, siis madala kontrastsusega maksa koldeid on halvem näha kõige väiksema röntgentoru vooluga [2].



Joonis 5. KT maksa uuringu kivi näited tavalise toruvooluga (100%), ning vähendatud toruvooluga 75%, 50% ja 25%-le esialgselt [2].

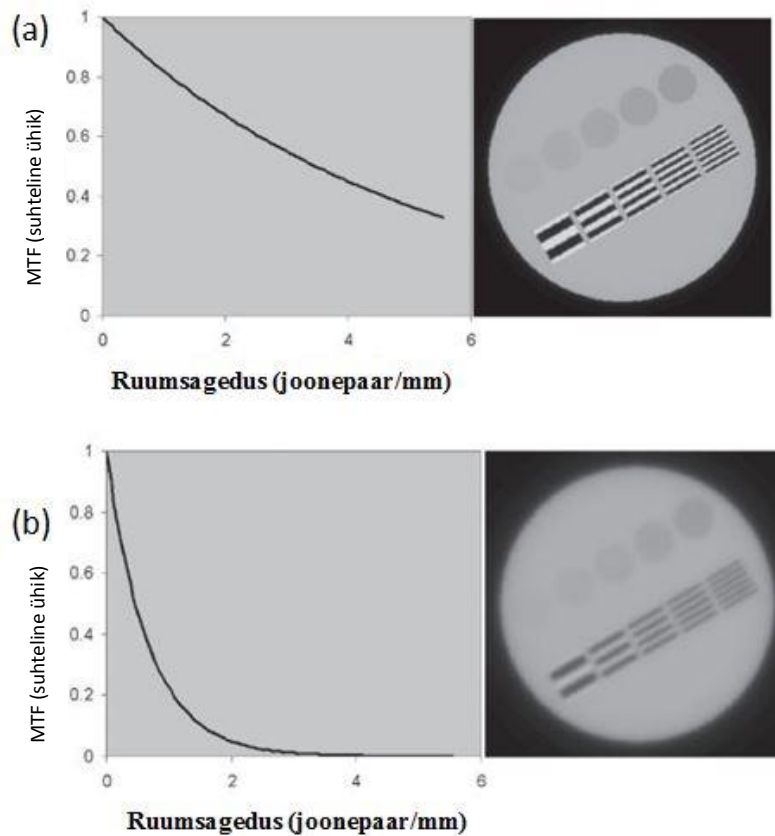
Selleks, et hinnata madalkontrastset lahutusvõimet kasutatakse fantoome, mis sisaldavad erinevate suurustega madala kontrastsusega detaile. Pildikvaliteedi hindamine võib olla subjektiivne, kui objekti nähtavus sõltub ainult vaatlejast, või objektiivne – kontrast-mürasuhte (*contrast-to-noise ratio* – *CNR*) arvutamisega. *CNR* näitab intensiivsuse erinevust kahe materjali vahel. Mida suurem on *CNR*, seda lihtsam eristada pildil erinevate kontrastsustega objekte. *CNR* saab arvutada kasutades valemit:

$$CNR = \frac{HU_{\text{objekt}} - HU_{\text{foon}}}{Müra_{\text{foon}}}, \quad (5)$$

kus HU_{objekt} on uuritava objekti HU väärtus, HU_{foon} on fooni HU väärtus ja $Müra_{\text{foon}}$ on fooni müra väärtus.

Kõrgkontrastset lahutusvõimet nimetatakse ka ruumiliseks lahutusvõimeks. Ruumiline lahutusvõime näitab võimekust eristada väikseid objekte ja detaile, millel on suur tiheduse erinevus võrreldes taustaga. Ruumiline lahutusvõime sõltub signaalide väärtuste erinevusest, mis on põhjustatud erinevate kudede poolt. Detaile on parem eristada, kui nende väärtused erinevad taustast mitmekordselt. Ruumiline lahutusvõime on piiratud kompuutertomograafi andmehõive geomeetria, rekonstrueerimisalgoritmi võimaluste ja rekonstrueeritud kihipaksusega. Ruumilise lahutusvõime ja kontrastsuse seost saab kirjeldada modulatsiooni ülekande funktsiooniga MTF (*modulation transfer function* – MTF). MTF on kõige sagedamini kasutatud parameeter ruumilise lahutusvõime hindamiseks. MTF kõver iseloomustab graafiliselt, kui hästi süsteem edastab vaatlejale informatsiooni [9].

Mida suurem on MTF väärtus, seda parem on pildi teravus ja lahutusvõime. Mida järsemalt langeb MTF kõver, seda hägusam on pilt. Joonisel 6 on näha kujutise kvaliteedi sõltuvus MTF-st [9].



Joonis 6. Pildikvaliteedi ja MTF seos. (a) Kõrgem MTF. (b) Madalam MTF. Kõrgem MTF tagab parema kontrastsuse ja ruumilise lahutusvõime [9].

1.6.2 Pildimüra

Pildimüra tekib pikselväärtuste juhusliku muutumisega. Mürarikkad pildid on teralised või laigulised. Rekonstruktsioonkernelite, kihipaksuse, maatriksi suuruse ja voolu reguleerimised võimaldavad vähendada pildimüra. Pildimüra sõltub ka patsiendi suurusest. Suured patsiendid põhjustavad rohkem röntgenkiirte hajumist ja nõrgenemist ning seetõttu nende uuringud on tavaliselt mürarikkad [5].

Pildimüra on seotud patsiendidoosiga järgmiselt:

$$müra \approx \sqrt{1/doos}, \tag{6}$$

kus *müra* on pildimüra ja *doos* on patsiendi kiirgusdoos.

Järelikult kahekordseks pildimüra vähendamiseks tuleb patsiendidoosi suurendada neli korda.

Pildimürale mõjub ka kihipaksus. Õhukeste kihtidega uuringutel on tavaliselt rohkem müra ja kehvem madalkontrastne lahutusvõime, kuid parem kõrgkontrastne lahutusvõime. Paksude kihtidega on kõik vastupidi – parem madalkontrastne lahutusvõime ja halvem kõrgkontrastne lahutusvõime. Seepärast tehakse tavaliselt kõhu- ja vaagnapiirkonna uuringud kihipaksusega 4-6 mm, kuid aju, kaela ja kopsude jaoks valitakse vastavalt <4 mm, 1-3 mm ja 1-4 mm kihipaksus [5], [14].

Kujutise müra hindamiseks kasutatakse tavaliselt HU väärtuste standardhälvet. Standardhälvet arvutakse järgmiselt:

$$\sigma = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (HU_i - HU_{\text{mean}})^2}{N-1}}, \quad (7)$$

kus σ on HU standardhälve, HU_i on HU väärtus, HU_{mean} on keskmine HU väärtus, N on valimi suurus.

1.7 KT uuringu doos

KT uuringu patsiendi kiirgusdoosi põhjalikud andmed registreeritakse süsteemis ja salvestatakse DICOM (*digital imaging and communications in medicine*) faili [10]. KT uuringutel hinnatakse tavaliselt kahte kiirgusdoosi suurust: volumeetriline doosiindeks $CTDI_{vol}$ (*volume CT Dose Index*) ja doospikkus DLP (*dose length product*) [10].

Kaalutud doosiindeks $CTDI_w$ (*weighted CT Dose Index*) on ühe kihi kiirgusdoos skaneerimisel aksiaaltasandil ja ühe täispöörde ajal saadud kiirgusdoos spiraalskaneerimisel. $CTDI_{vol}$ on kogu skaneeritud ruumala keskmine kiirgusdoos. $CTDI_{vol}$ kasutatakse diferentsiaalse patsiendidoosi hindamiseks ja *International Electrotechnical Commission* standardis on see defineeritud järgmiselt:

$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_w}{s}, \quad (8)$$

kus $CTDI_w$ on kaalutud doosiindeks, s on sammutegur (ühe röntgentoru täispöörde jooksul toimunud patsiendilaua nihe jagatud kihi paksusega).

Doospikkus DLP on terve uuringu kiirgusdoos. DLP on defineeritud järgmiselt:

$$DLP = \sum_i CTDI_{vol} \cdot T_i \cdot n_i, \quad (9)$$

kus i on seeriade arv, n_i on kihtide arv konkreetses seerias, T_i on kihipaksus sentimeetrites vastavas seerias ja $CTDI_{vol}$ on kaalutud doosiindeks [10].

KT süsteemi $CTDI_{vol}$ ja DLP näitusid kalibreeritakse kontrollimise ajal vähemalt kord 2 aasta tagant [10].

1.8 Fantoomi ülevaade

Kompuutertomograafide pildikvaliteedi hindamiseks on mõeldud fantoomid, mis sisaldavad erinevaid struktuure. Käesolevas töös kasutati pildikvaliteedi hindamiseks Catphan 600 fantoomi tootjalt *The Phantom Laboratory* (joonis 7). Fantoom on silinder, mis koosneb viiest moodulist. Fantoomi kõrgus on 200 mm ja sisemine diameeter on 150 mm. CTP404 moodul on mõelnud kihi geomeetria ja lineaarsuse hindamiseks. Selle mooduliga on võimalik hinnata HU ühikute lineaarsust, kihi paksuse täpsust ning piksli suurust, ning kontrollida fantoomi positsiooni ja patsiendi positsioneerimissüsteemi täpsust. Moodul sisaldab erinevaid akrüülklaasist sfääre, diameetritega 2 mm, 4 mm, 6 mm, 8 mm ja 10 mm, ning erinevatest materjalidest (polütetrafluoroetüleen (*Teflon*), polioksümetüleen (*Delrin*), akrüül, polüstüreen, väikese tihedusega polüetüleen (*LDPE – Low Density Polyethylene*), polümetüülpenteen (*PMP*), õhk ja vesi) objekte.



Joonis 7. Catphan 600 fantoom tootjalt *The Phantom Laboratory* [11].

Moodul CTP591 võimaldab täpselt mõõta õhukeste kihtide geomeetria ning saada kõrgkontrastset lahutusvõimet, kasutades 0,18 mm diameetriga karbiid punktelementi või 50 μm traati.

Moodul CTP528 on mõeldud kõrgkontrastse lahutusvõime hindamiseks. See moodul sisaldab 1 kuni 21 joonepaari sentimeetri kohta kõrgkontrastse lahutusvõime hindamiseks, ning kahte impulssallikat homogeenses materjalis.

Moodul CTP515 on mõeldud madalkontrastse lahutusvõime hindamiseks. See moodul sisaldab erineva diameetriga ja kolme erineva kontrastsusega silindrilisi südamikke madalkontrastse lahutusvõime hindamiseks. 40 mm pikkusega südamikud võimaldavad saada kontrastsuse väärtused kõikidel z-telje positsioonidel.

Moodul CTP486 võimaldab hinnata kujutise homogeensust. See moodul koosneb homogeensest materjalist, mille HU väärtus võrdub standardsete protokollide kasutamisel 20-ga [12].

2 Töö eesmärk

Käesoleva magistritöö peamiseks eesmärgiks on võrrelda erinevate kompuutertomograafide rekonstueerimisalgoritmide pildikvaliteeti kasutades Catphan 600 fantoomi. Plaanis on võrrelda erinevate tootjate rekonstueerimisalgoritme. Pildikvaliteedi hindamiseks on valitud järgmised parameetrid: kujutise madalkontrastne ja kõrgkontrastne lahutusvõime ning pildimüra. Skaneeringu parameetriteks on valitud tavalised kõhuprotokolliga parameetrid.

Töö alameesmärgiks on uurida võimalusi patsiendidoosi vähendamiseks kasutades rekonstueerimiseks kordusalgoritme. Selle eesmärgi saavutamiseks tehakse skaneeringuid erinevate doosidega.

3 Metoodika ja materjalid

Käesolevas töös kasutati pildikvaliteedi hindamiseks kolme kriteeriumit: MTF väärtusi, HU standardhälvet ja madalkontrastset lahutusvõimet. Mõõtmised olid tehtud Catphan 600 fantoomiga, ning mõõdeti kolme erinevat kompuutertomograafi. Selleks, et pildikvaliteedi hindamine oleks objektiivne olid skaneeringu parameetrid kõikides süsteemides samad. Skaneeringu parameetrid valiti vastava kirjanduse ülevaate põhjal. Mõõtmiseks kasutati standardset kõhuprotokolli järgmiste parameetritega: röntgentoru pinge – 120 kV, kihipaksus – 4 mm, $CTDI_{vol}$ – 1, 5, 10 mGy, sammutegur – 1, konvolutsioonikernel – standardne [13] , [14]. Röntgentoru vool valiti selline, et $CTDI_{vol}$ näit oleks 1, 5 ja 10 mGy või neile võimalikult lähedal. Kihipaksus valiti 4 mm või võimalikult lähedal sellele.

Kujutise rekonstrueerimiseks kasutati järgmisi rekonstrueerimisalgoritme: filtreeritud tagasiprojektseerimine, adaptiivne statistiline kordusalgoritm ASIR, mudelipõhised kordusalgoritmid IMR, Veo ja Admire ja kordusalgoritm iDose.

Kõik rekonstrueeritud uuringud saadeti PAKS (piltide arhiveerimise ja kommunikatsiooni süsteem) arhiivi. Analüüsiks vajalikud lõigud salvestati DICOM formaadis PAKS arhiivist arvutisse, kasutades *Carestream* DICOM vaaturit.

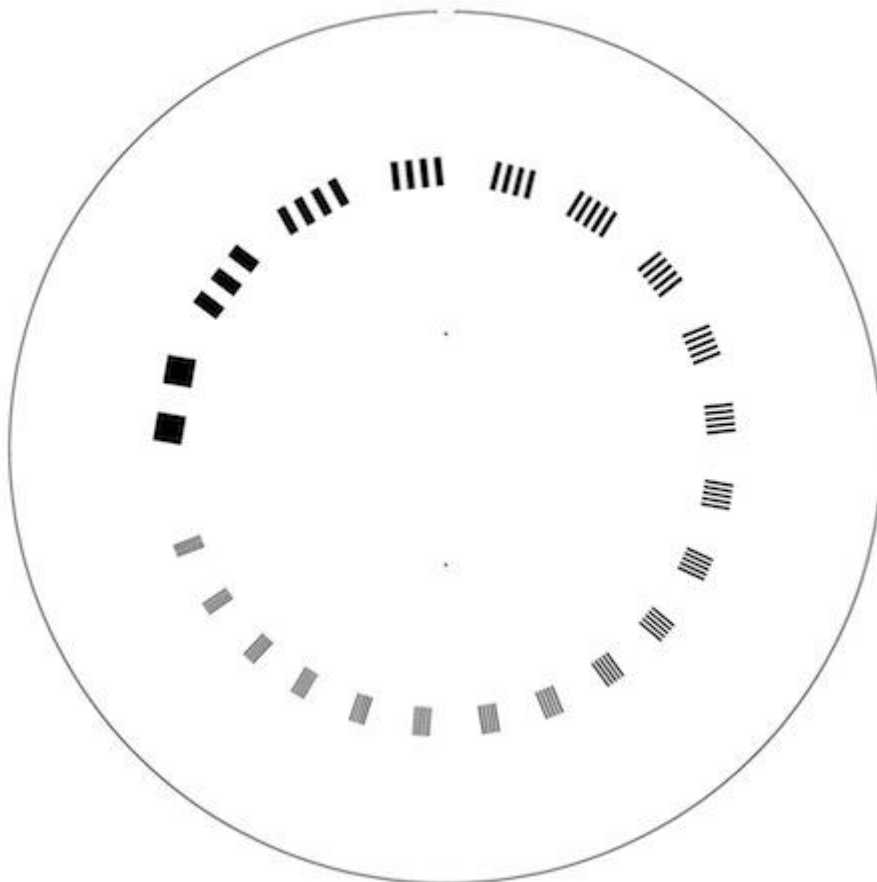
Seadme nr 2 kordusalgoritm nr 12 võimaldas rekonstrueerida pilte ainult 1 mm kihipaksusega. Selleks, et kõikide algoritmide kihipaksus oleks sama, kasutati *Carestream* vaaturi multiplanaarset rekonstruktsiooni, mis võimaldas kihipaksust muuta.

MTF, madalkontrastse lahutusvõime ja HU standardhälve mõõtmiseks kasutati *Image Owl* tarkvara, mis oli fantoomi tootja ja *Catphan® QA* koostöös välja töötatud.

3.1 MTF arvutamine

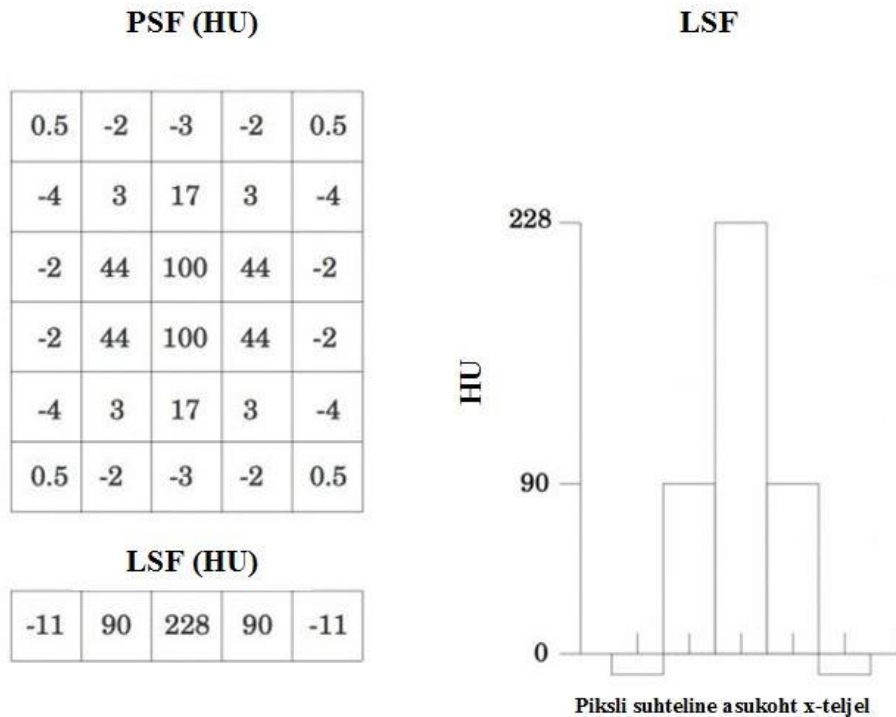
Käesolevas töös kasutati MTF hindamiseks fantoomi CTP528 moodulit. Analüüsiks kasutatud mooduli kiht salvestati DICOM formaadis *Carestream* pildivaaturiga. MTF arvutamiseks laeti DICOM fail *Image Owl* tarkvarasse. MTF mõõtetulemused on välja toodud lisades 4-7.

Mooduli diameeter on 150 mm ja paksus on 40 mm. Silindrilised struktuurid, mis asuvad selles moodulis, võimaldavad kätte saada täpse MTF kõvera. Lisaks aitab punktallikate kasutamine vältida kiireartefaktide tekkimist. Näide CTP528 mooduli lõigust on toodud joonisel 8.



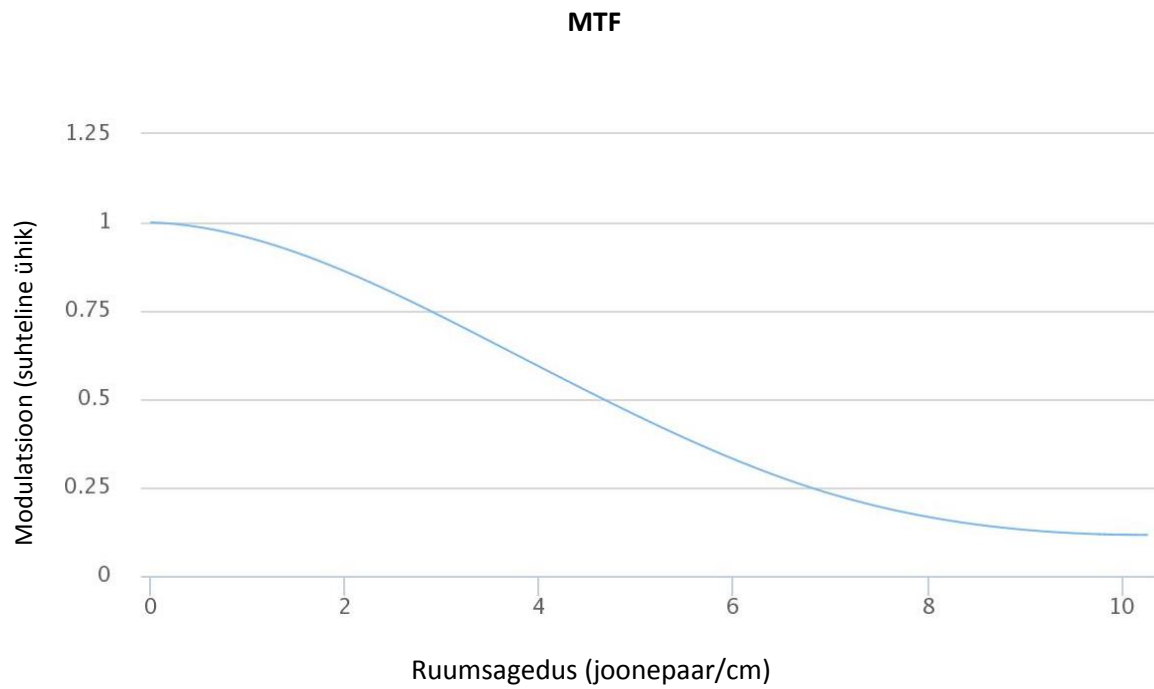
Joonis 8. Fantoomi CTP528 mooduli lõik, mida kasutati MTF mõõtmiseks [15].

Esiteks arvutakse *Image Owl* tarkvaras punkthajumisfunktsioon PSF (*point spread function* – *PSF*). PSF iseloomustab süsteemi võimekust kuvada punktallikat. Teiseks arvutakse joonhajumisfunktsioon LSF (*line spread function* – *LSF*). Näide arvutuskäigust on toodud joonisel 9.



Joonis 9. LSF ja PSF tulemuste esitamine. PSF tulemused on HU väärtused punktallika läheduses. Selleks, et saada LSF väärtused x-teljel, summeritakse PSF väärtused y-teljel [15].

Kolmandaks arvutatakse LSF Fourier' teisendus, mis võrdub MTF-ga. MTF skaala on nullist üheni, kus 1 tähendab objektide täielikku nähtavust ja 0 tähendab seda, et objekti pole üldse näha. Kõik vajalikud parameetrid MTF hindamiseks võtab *Image Owl* tarkvara DICOM päisest. Näide *Image Owl* tarkvara kaudu saadud MTF kõverast on toodud joonisel 10 [15].

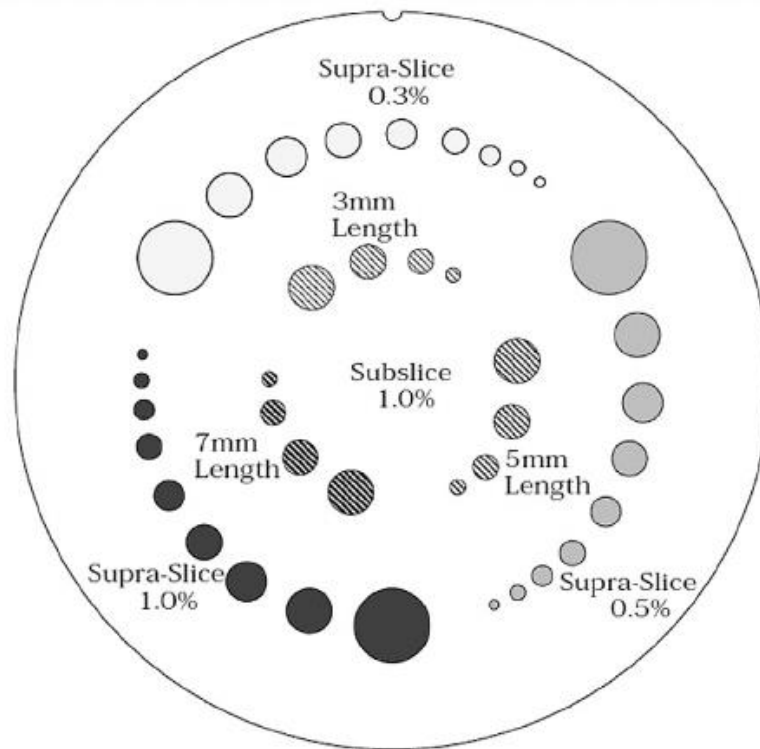


Joonis 10. *Image Owl* tarkvara kaudu saadud MTF kõver.

Erinevate algoritmide MTF kõverat on keeruline võrrelda. Käesolevas töös kasutati ruumilise lahutusvõime hindamiseks 2% ja 50% signaali modulatsiooni maksimaalsete ruumsageduste väärtuseid.

3.2 Madalkontrastse lahutusvõime hindamine

Madalkontrastse lahutusvõime hindamiseks kasutati fantoomi moodulit CTP515 ja *Image Owl* tarkvara. Kiht, mida kasutati analüüsiks, on toodud joonisel 11.



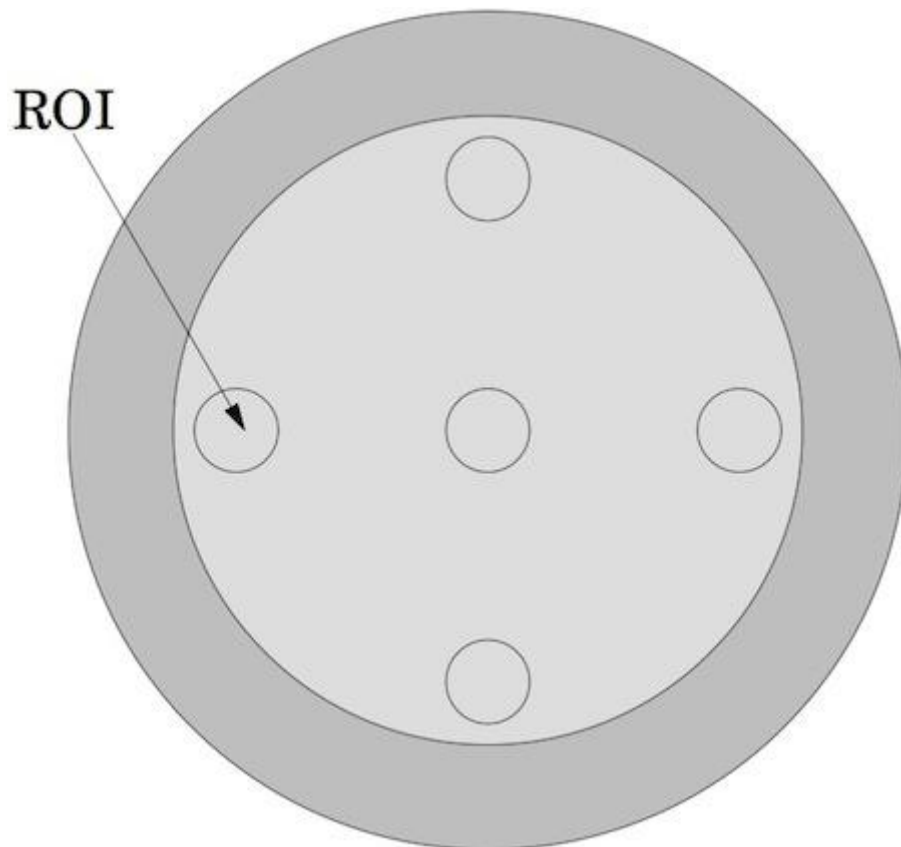
Joonis 11. Fantoomi mooduli CTP515 lõik, mida kasutati madalkontrastse lahutusvõime hindamiseks [11].

See moodul koosneb erinevatest silindritest diameetritega: supra-kihil – 2 mm, 3 mm, 4 mm, 5 mm, 6 mm, 7 mm, 8 mm, 9 mm, 15 ja sub-kihil – 3 mm, 5 mm, 7 mm, 9 mm. Silindrite kontrastsuse tasemed on 0,3%, 0,5% ja 1%.

Madalkontrastse lahutusvõime hindamiseks kasutati kõige väiksema detaili diameetri väärtust millimeetrites, mida saab *Image Owl* tarkvara kaudu tuvastada pildil. Selle testi tulemused on toodud Lisades 1-3.

3.3 HU standardhälbe arvutamine

HU standardhälve arvutamiseks müra hindamise eesmärgil kasutati Catphan 600 fantoomi CTP486 moodulit (joonis 12). See moodul koosneb homogeenest materjalist. Kasutades standardprotokolli on selle materjali tihedus võrreldes veega 2% (20 HU) täpsusega. ROI-de positsioonid HU standardhälbe arvutamiseks on toodud joonisel 12.



Joonis 12. Fantoomi mooduli CTP486 lõik koos ROI-ga HU standardhälbe arvutamiseks [15].

Standardhälvete arvutamise tulemused on toodud Lisas 8.

3.4 Testitud kompuutertomograafid

Pildikvaliteedimõõtmised viidi läbi 2017. aastal kolmes erinevas haiglas. Kokku uuriti kolme erinevat kompuutertomograafi. Süsteemi ja skaneeringute parameetrid on toodud tabelis 2.

Tabel 2. Testitud kompuutertomograafide ja uuringu parameetrite ülevaade.

	1	2	3
Tootja	General Electric	Siemens	Philips
Mudel	Discovery CT750 HD	Somatom Force	Ingenuity Core 128
Mõõtmise kuupäev	30.03.2017	24.04.2017	12.03.2017
Detektorriidade/kihtide arv	64/128	96/192	64/128
Röntgentoru pingeline	120 kV	120 kV	120 kV
FOV(<i>field of view</i>)	250	250	250
Kihipaksus	3,8 mm (Veo – 1 mm)	4 mm	4 mm
Sammutegur (<i>pitch</i>)	0,984	1	1,015
$CTDI_{vol}$	0,96 mGy, 4,97 mGy, 9,95 mGy	1 mGy, 5,01 mGy, 10,03 mGy	1 mGy, 5 mGy, 10 mGy
Testitud algoritmid	filtreeritud tagasiprojektseerimine FBP, adaptiivne statistiline kordusrekonstruktsioon ASIR (10%, 60% ja 100%), mudelipõhine kordusrekonstruktsioon Veo	filtreeritud tagasiprojektseerimine FBP, mudelipõhine kordusrekonstruktsioon Admire (1-5)	filtreeritud tagasiprojektseerimine FBP, kordusrekonstruktsioon iDose (1, 3, 6), mudelipõhine kordusrekonstruktsioon IMR (1, 2, 3)

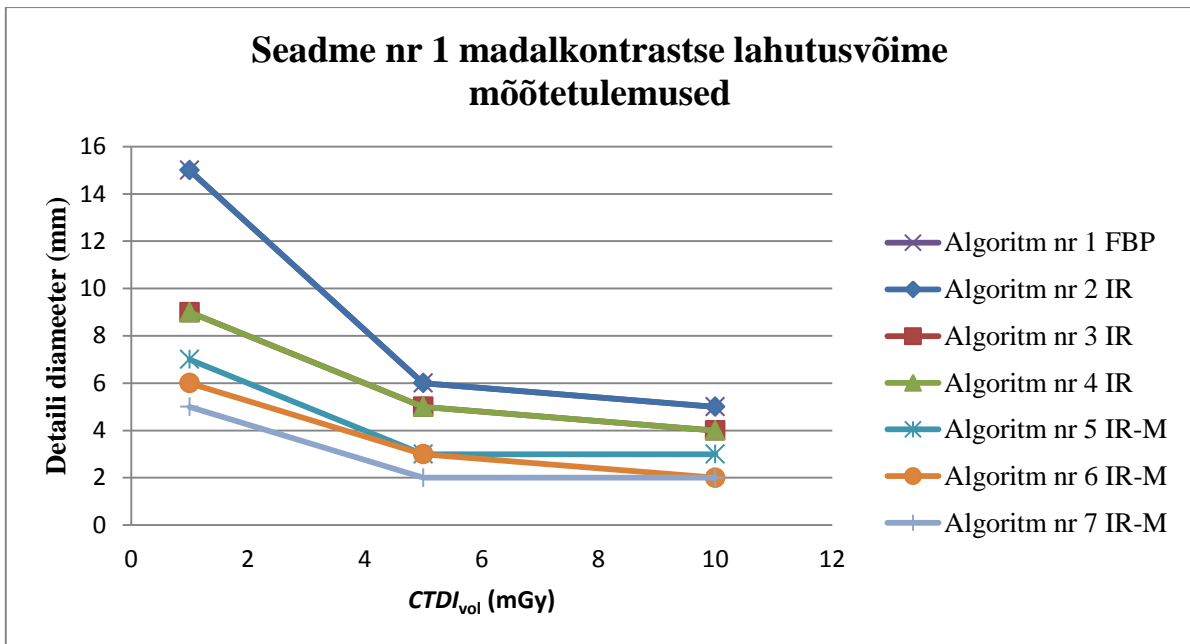
4. Tulemused

Mõõtmiste käigus saadi kokku 54 rekonstruktsiooni. Igal seadmel kasutati erinevate rekonstrueerimisalgoritmide testimiseks samu toorandmed. Pildikvaliteedi hindamiseks salvestati 162 kihti DICOM formaadis.

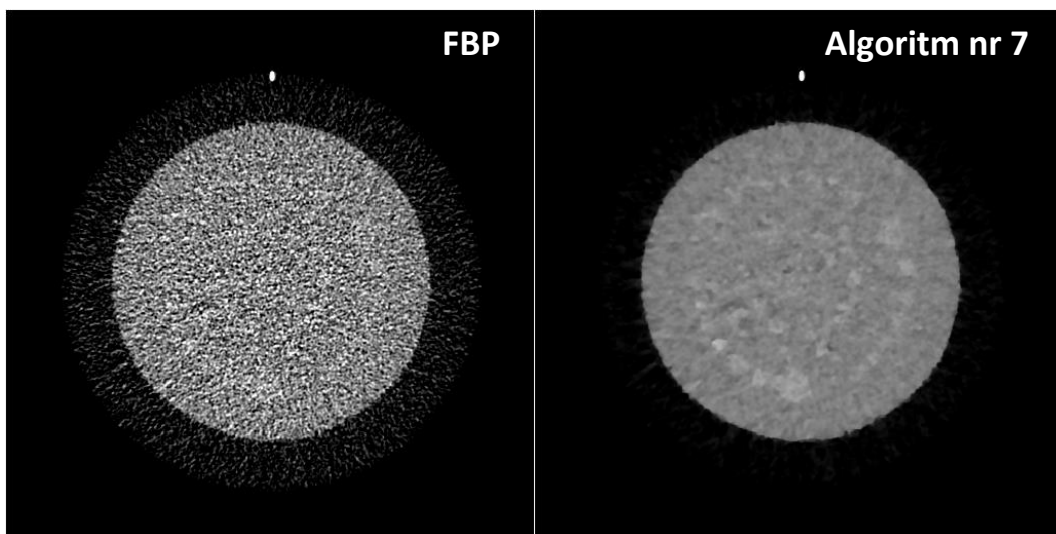
Kõik tulemused on esitatud anonüümselt s.t tootjaid ega tootjapõhiseid algoritmide nimetusi ei esitata. Algoritmid nr 1, 8, 13 on filtreeritud tagasiprojitseerimine. Algoritmid nr 5, 6, 7, 12, 14, 15, 16, 17, 18 on mudelipõhised kordusalgoritmid (*Model Based Iterative Algorithm – IR-M*). Algoritmid nr 2, 3, 4, 9, 10, 11 on kordusalgoritmid.

4.1 Madalkontrastse lahutusvõime hindamise tulemused

Madalkontrastse lahutusvõime hindamisel võrreldi kõiki seadmeid eraldi. Hindamiskriteeriumiks kasutati *Image Owl* tarkvaraga arvutatud kõige väiksema detaili diameetrit millimeetrites, mida on võimalik tuvastada kontrastsuse tasemetel 0,3%, 0,5% ja 1%. Madalkontrastse lahutusvõime mõõtetulemused on toodud Lisades 1-3. Seadme nr 1 0,5% kontrastsuse taseme testi tulemused on toodud joonisel 13. Selle graafiku järgi on näha, et kordusalgoritmiga nr 7 saab tuvastata detaile diameetriga 5 mm (1 mGy), 2 mm (5 mGy), ja 2 mm (10 mGy). FBP ja kordusalgoritm nr 2 andsid võrdsed tulemused – 15 mm (1 mGy), 6 mm (5 mGy), ja 5 mm (10 mGy). Kordusalgoritmiga nr 7 ja FBP-ga rekonstrueeritud pildid on toodud joonisel 14, doos on 1 mGy.



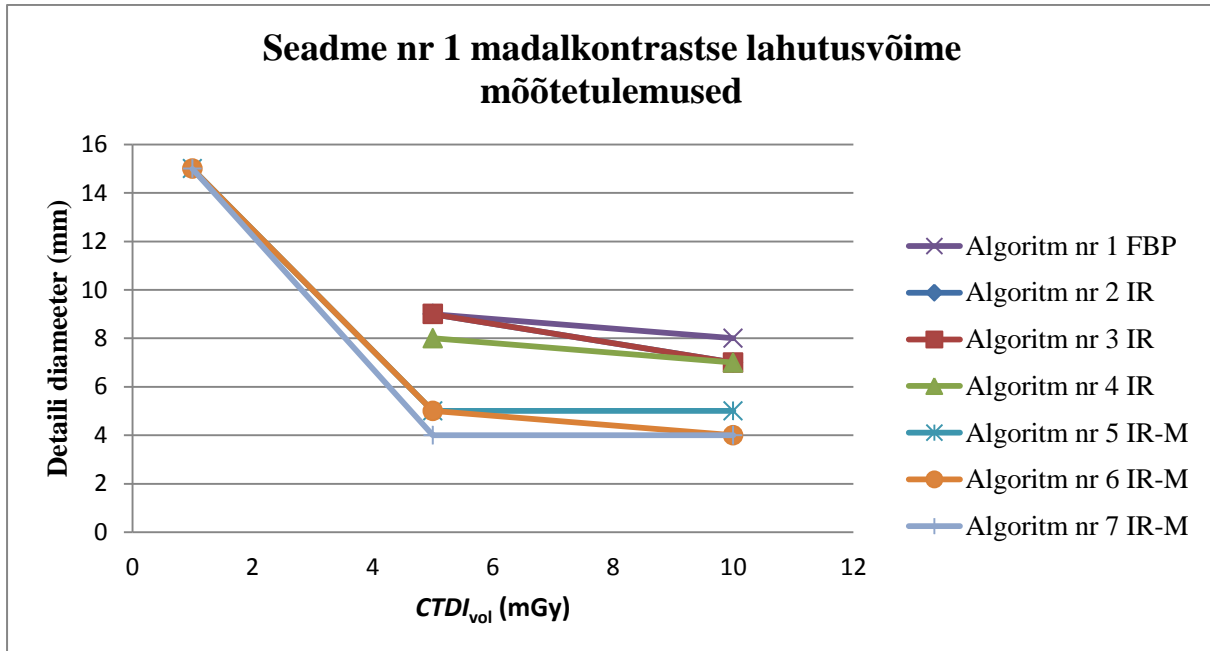
Joonis 13. Seadme nr 1 madalkontrastse lahutusvõime mõõtetulemused (kihipaksus – 4mm, sammutegur – 1,015, kontrastsuse tase – 0,5%).



Joonis 14. Seadme 1 FBP ja kordusalgoritmiga nr 7 rekonstrueeritud kujutised, kiirgusdoos on 1 mGy.

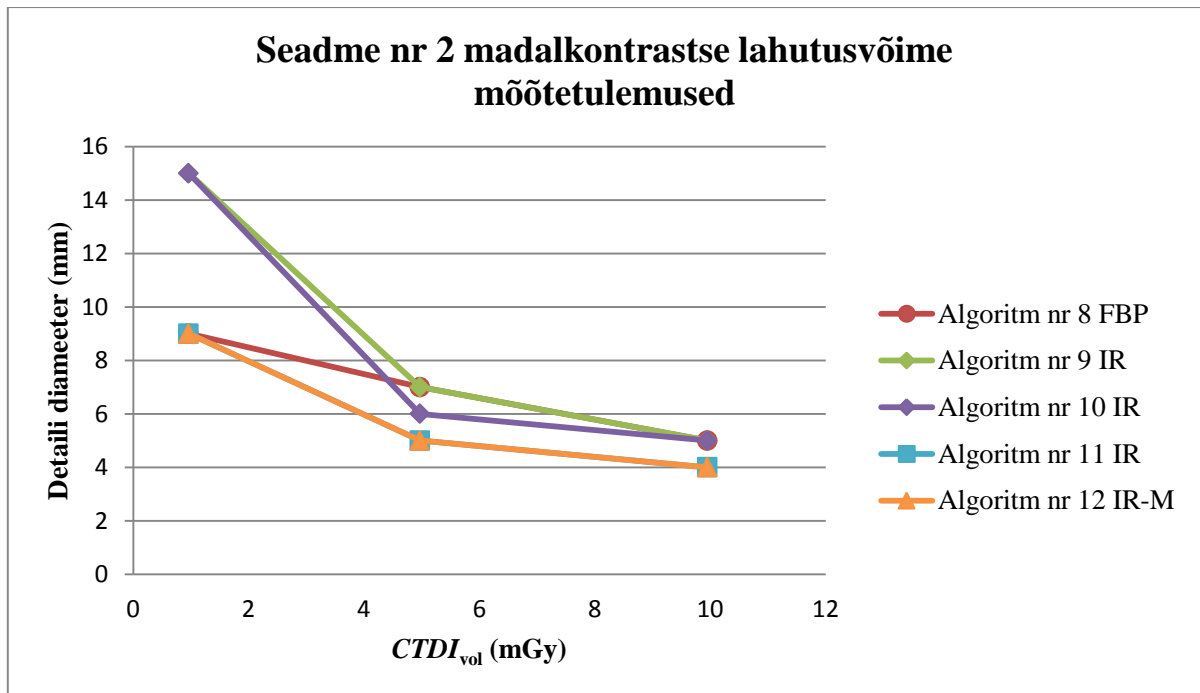
Joonisel 15 on toodud seadme nr 1 madalkontrastse lahutusvõime hindamise tulemused, mille korral kontrastsuse tase on 0,3%. Algoritmide nr 1, 2, 3 ja 4 mõõtetulemused doosiga 1 mGy olid suuremad kui 15 mm, mida *Image Owl* tarkvara ei saanud tuvastada, seega antud tulemused on hindamisest välja jäetud. Tulemuste analüüs näitas, et 0,3% kontrastsuse tasemel saab kõige paremini tuvastada detaile kordusalgoritmidega nr 5, 6, 7. Sellisel juhul kõige väiksema detaili diameeter, mida saab *Image Owl* tarkvara tuvastada, on 15 mm

(1 mGy), 4 mm (5 mGy; algoritm nr 7) ja 5 mm (10 mGy; algoritmid nr 5 ja 6). Kõige halvem tulemus kordusalgoritmidest oli algoritm nr 2 ja nr 3 – >15 mm (1 mGy), 9 mm (5 mGy) ja 7 mm (10 mGy). FBP võimaldas tuvastada detaile diameetritega >15 mm (1 mGy), 9 mm (5 mGy) ja 8 mm (10 mGy).



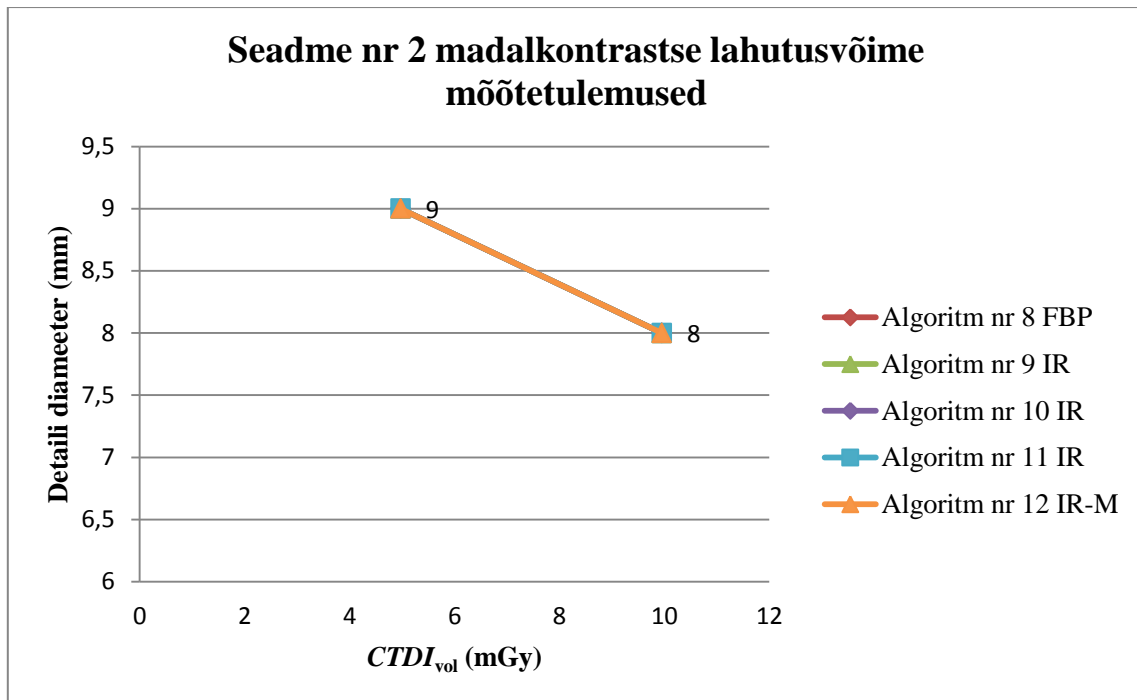
Joonis 15. Seadme nr 1 madalkontrastse lahutusvõime mõõtetulemused (kihipaksus – 4mm, sammutegur – 1,015, kontrastsuse tase – 0,3%).

Seadme nr 2 madalkontrastse lahutusvõime tulemused on toodud joonisel 16, mille korral kontrastsuse tase on 0,5%. Graafikust on näha, et kordusalgoritm nr 11 ja 12 võimaldasid tuvastada detaile diameetritega 9 mm (0,96 mGy), 5 mm (4,97 mGy) ja 4 mm (9,95 mGy). Kõige halvem tulemus kordusalgoritmidest oli algoritm nr 9 – 15 mm (0,96 mGy), 7 mm (4,97 mGy) ja 5 mm (9,95 mGy). FBP tulemused – 9 mm (0,96 mGy), 7 mm (4,97 mGy) ja 5 mm (9,95 mGy).

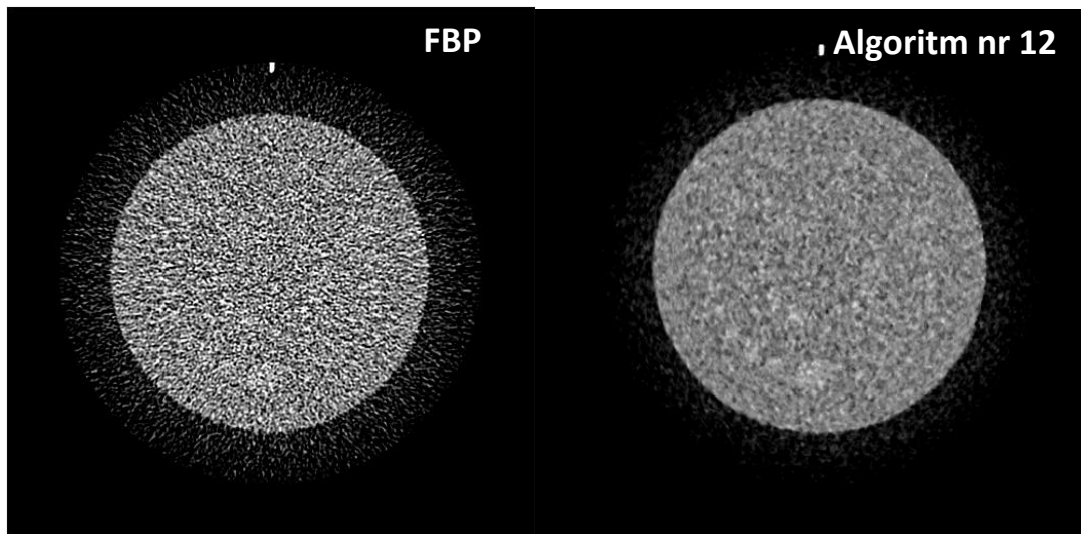


Joonis 16. Seadme nr 2 madalkontrastse lahutusvõime mõõtetulemused (kihipaksus – 3,8 mm, sammutegur – 0,984, kontrastsuse tase – 0,5%).

0,3% kontrastsuse tasemega testi tulemuste graafik on toodud joonisel 17. Kõikide algoritmide mõõtetulemused doosiga 0,96 mGy olid suuremad kui 15 mm, mida *Image Owl* tarkvara ei saanud tuvastada, seega antud tulemused on hindamisest välja jäetud. Graafikust on näha, et kõik rekonstrueerimisalgoritmid andsid praktiliselt samu tulemusi – >15 mm (0,96 mGy), 9 mm (4,97 mGy) ja 8 mm (9,95 mGy). Rekonstrueeritud kordusalgoritmiga nr 12 ja FBP-ga pildid on toodud joonisel 18.

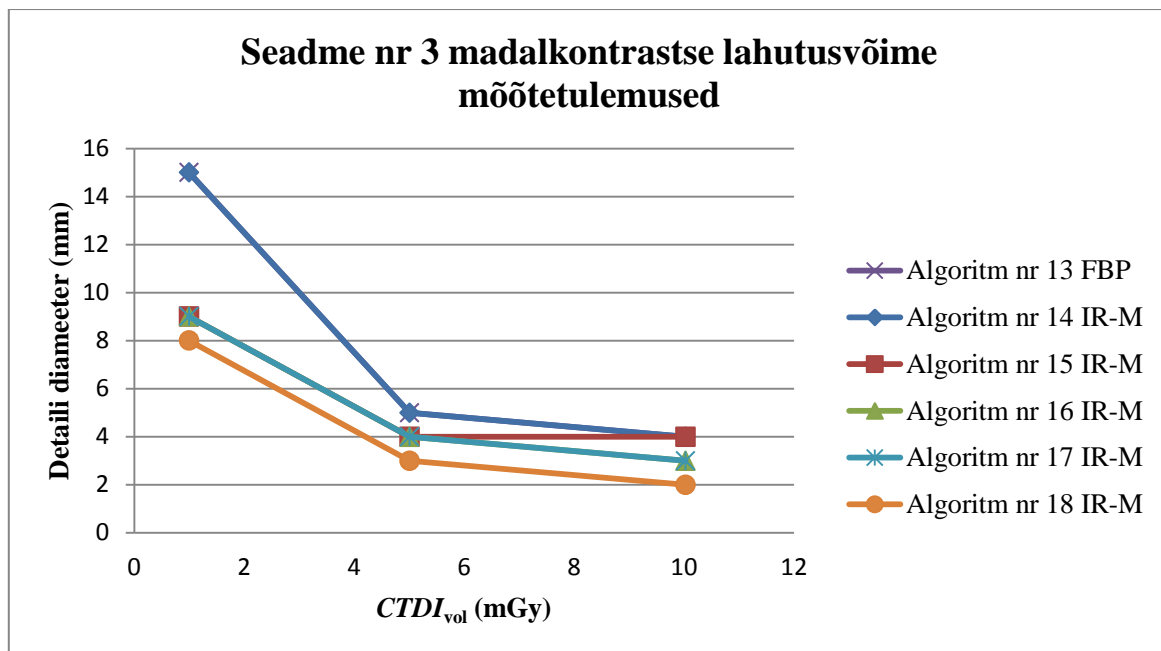


Joonis 17. Seadme nr 2 madalkontrastse lahutusvõime mõõtetulemused (kihipaksus – 3,8 mm, sammutegur – 0,984, kontrastsuse tase – 0,3%).



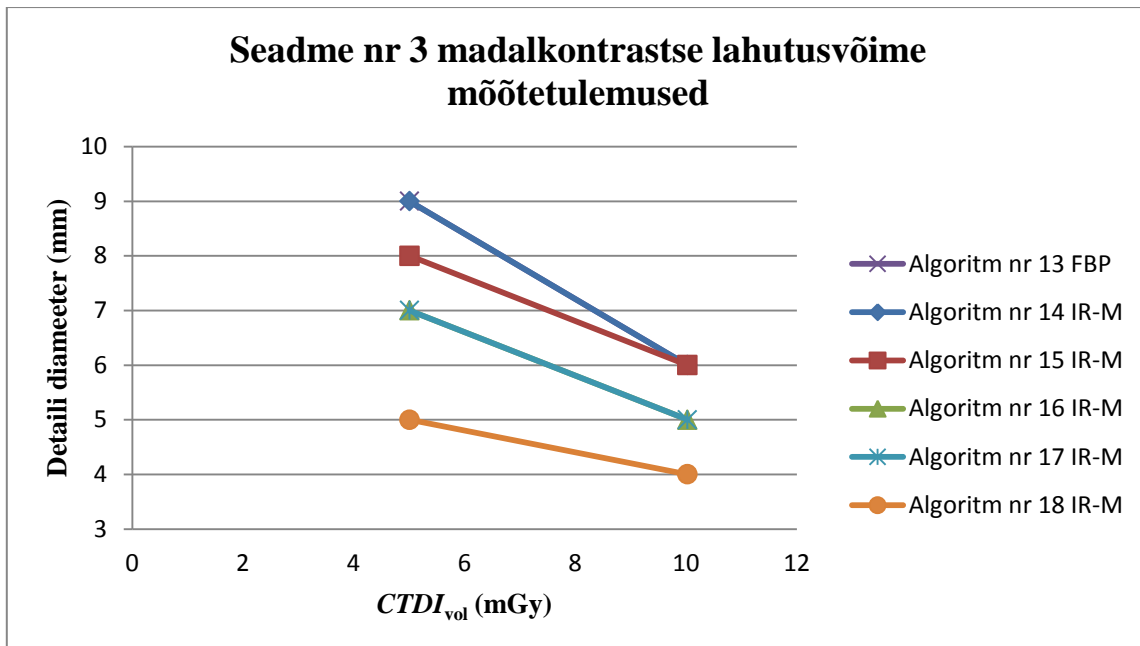
Joonis 18. Seadme nr 2 FBP ja kordusalgoritmiga nr 12 rekonstrueeritud kujutised, kiirgusdoos on 0,96 mGy.

Seadme nr 3 madalkontrastse lahutusvõime testi tulemused on toodud joonisel 19, mille korral kontrastsuse tase on 0,5%. Kordusalgoritm nr 18 andis kõige parema tulemuse – 8 mm (1 mGy), 3 mm (5,01 mGy) ja 2 mm (10,03 mGy). Kordusalgoritmi nr 14 ja FBP tulemused olid võrdsed – 15 mm (1 mGy), 5 mm (5,01 mGy) ja 4 mm (10,03 mGy).

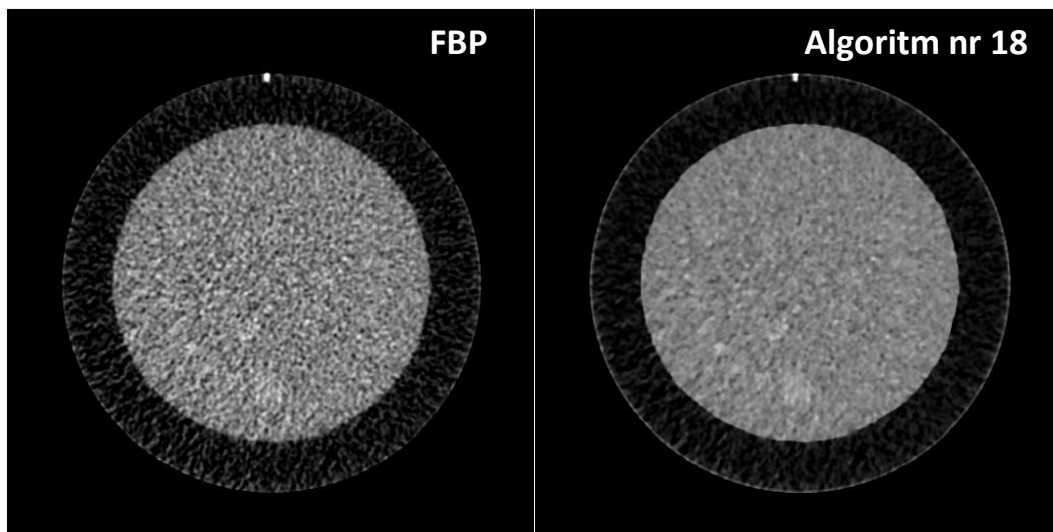


Joonis 19. Seadme nr 3 madalcontrastse lahutusvõime mõõtetulemused (kihipaksus – 4 mm, sammutegur – 1, kontrastsuse tase – 0,5%).

0,3% kontrastsuse taseme tulemuste graafik on toodud joonisel 20. Kõikide algoritmide mõõtetulemused doosiga 1 mGy olid suuremad kui 15 mm, mida *Image Owl* tarkvara ei saanud tuvastada, seega antud tulemused on hindamisest välja jäetud. Doosiga 1 mGy tehtud uuringul oli kõikide algoritmide tulemus sama >15 mm. Kõige parema tulemuse andis kordusalgoritm nr 18 – 5 mm (5,01 mGy), FBP ja kordusalgoritmi 14 tulemused on 9 mm (5,01 mGy). Doosiga 10,03 mGy kõige parem tulemus oli kordusalgoritmil nr 18 – 4 mm, FBP ja kordusalgoritmide nr 14 ja 15 tulemused olid 6 mm. FBP ja algoritmiga nr 18 rekonstrueeritud pildid on toodud joonisel 21.



Joonis 20. Seadme nr 3 madalkontrastse lahutusvõime mõõtetulemused (kihipaksus – 4 mm, sammutegur – 1, kontrastsuse tase 0,3%).

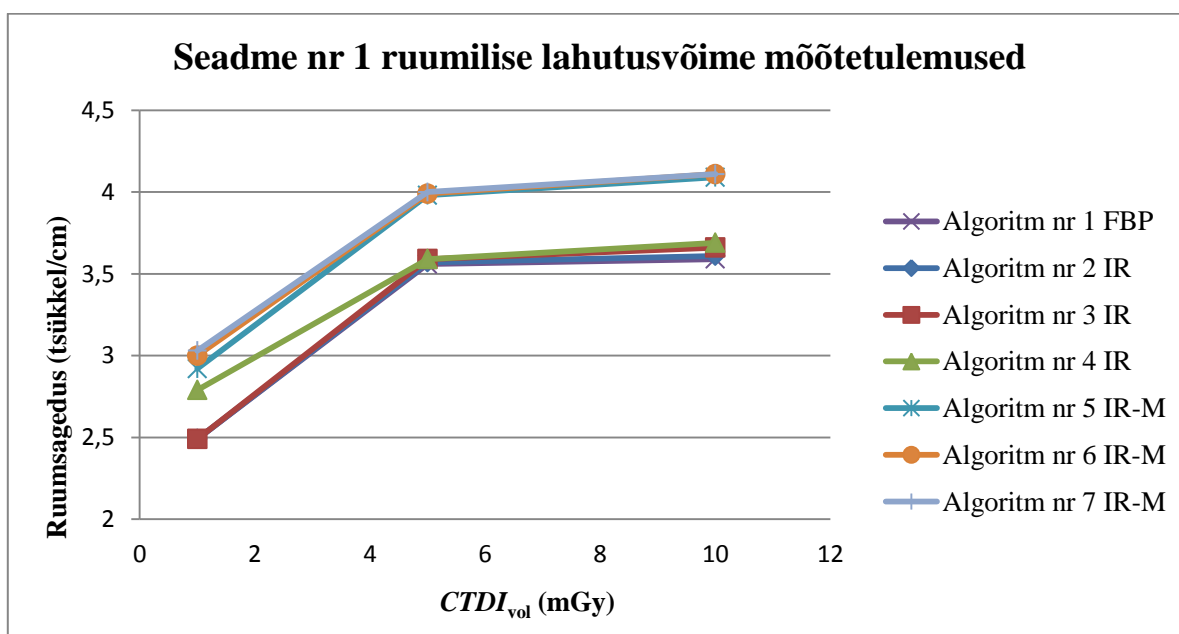


Joonis 21. Seadme nr 3 FBP ja kordusalgoritmiga nr 18 rekonstrueeritud kujutised, kiirgusdoos on 1 mGy.

4.2 Ruumilise lahutusvõime hindamise tulemused

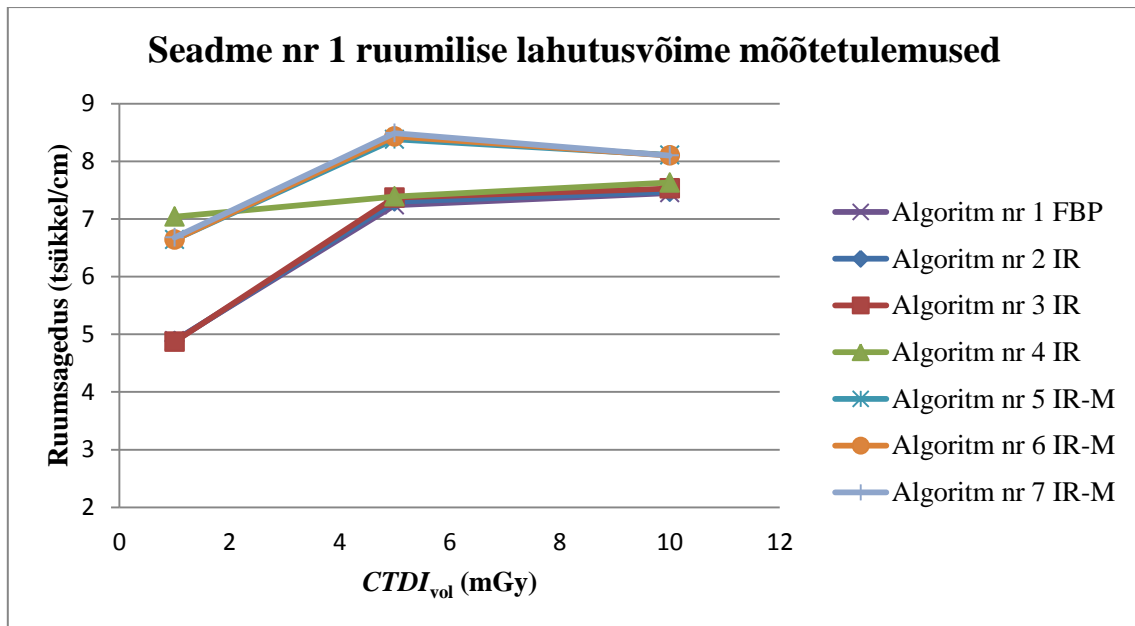
Ruumilise lahutusvõime hindamiseks kasutati *Image Owl* tarkvara kaudu saadud MTF analüüsi tulemusi. Hindamiskriteeriumiks on valitud kriitilise ruumsageduse väärtused 50% ja 2% MTF. Suurtele väärtustele vastab detailsem kujutis. Kõigi kolme seadme tulemused on toodud Lisades 4-7.

Seadme nr 1 analüüsi tulemused on esitatud joonisel 22. Graafikust on näha, et kõige kõrgem kriitiline ruumsagedus on kordusalgoritmil 7 – 3,03 tsükl/cm (1 mGy), 4 tsükl/cm (5 mGy) ja 4,11 tsükl/cm (10 mGy). Kordusalgoritmidest kõige madalam ruumsagedus oli algoritmil nr 2 – 2,49 tsükl/cm (1 mGy), 3,57 tsükl/cm (5 mGy) ja 3,61 tsükl/cm (10 mGy). Kõige madalamad ruumsagedused olid FBP-l – 2,49 tsükl/cm (1 mGy), 3,56 tsükl/cm (5 mGy) ja 3,59 tsükl/cm (10 mGy).



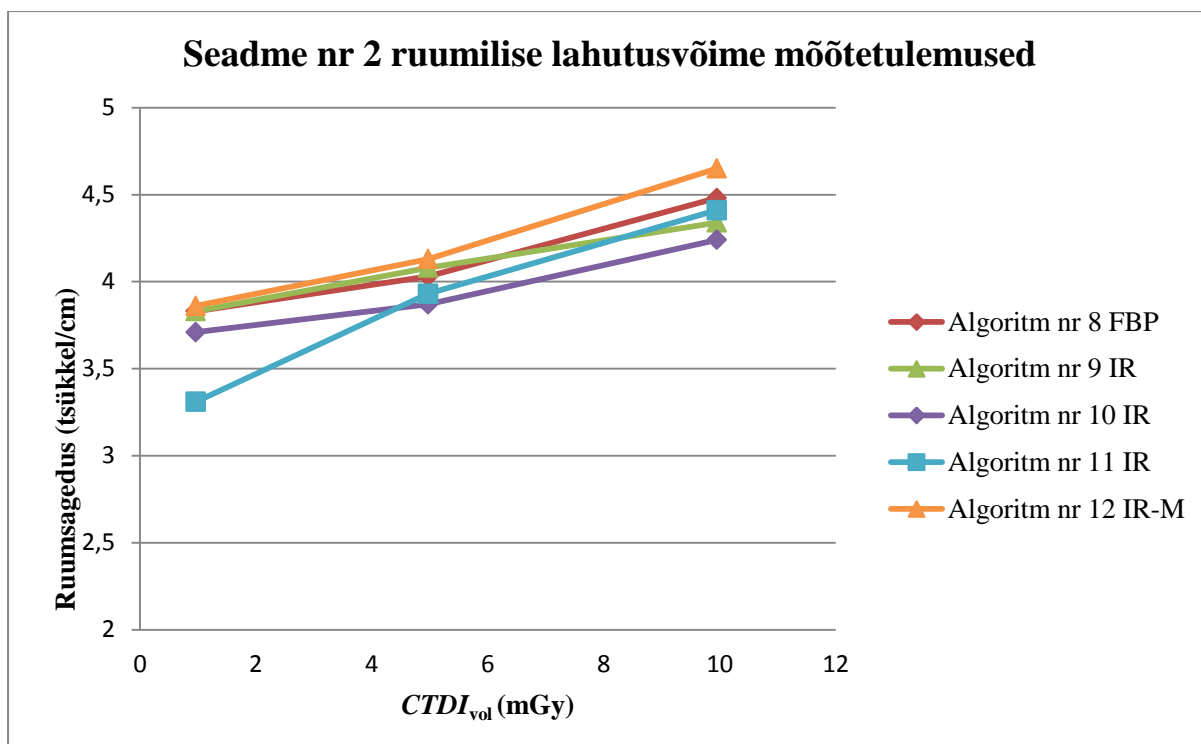
Joonis 22. Seadme nr 1 ruumilise lahutusvõime mõõtetulemused (kihipaksus – 4 mm, sammutegur – 1,015, signaali intensiivsus – 50%).

2% modulatsioonist testide tulemused on esitatud joonisel 22. Kõige parem tulemus oli kordusalgoritmil 7 – 6,68 tsükl/cm (1 mGy), 8,49 tsükl/cm (5 mGy) ja 8,1 tsükl/cm (10 mGy). FBP ja kordusalgoritmide nr 2 ja nr 3 tulemused olid praktiliselt võrdsed. FBP – 4,89 tsükl/cm (1 mGy), 7,24 tsükl/cm (5 mGy) ja 7,45 tsükl/cm (10 mGy).



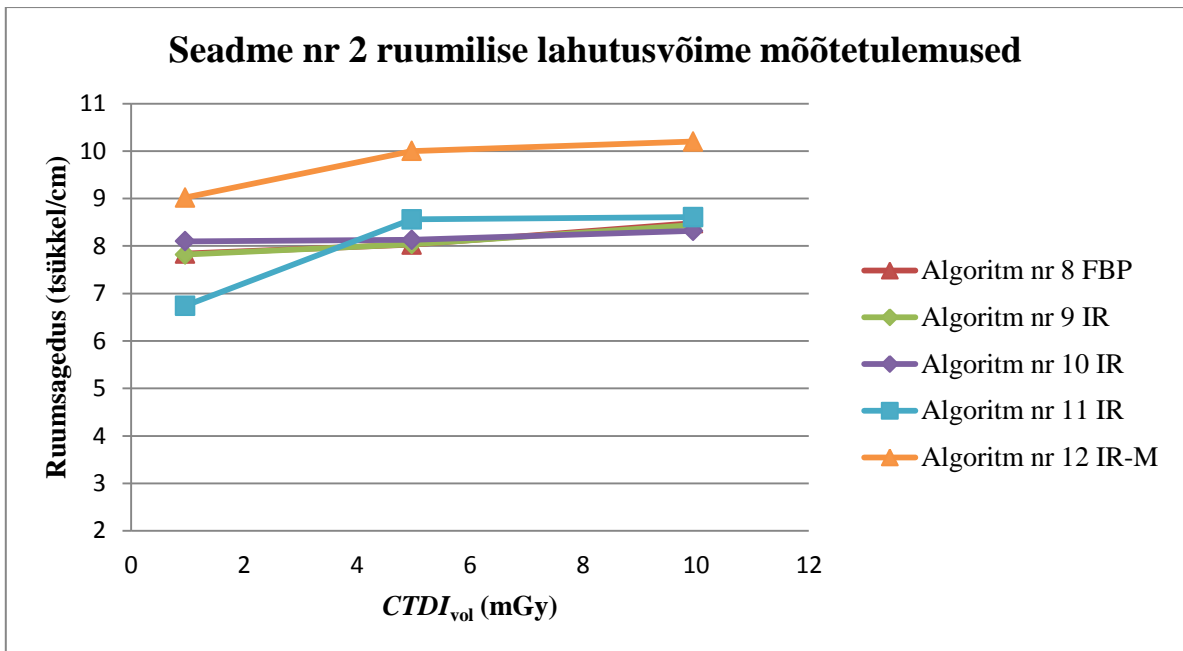
Joonis 23. Seadme nr 1 ruumilise lahutusvõime mõõtetulemused (kihipaksus – 4 mm, sammutegur – 1,015, signaali intensiivsus – 2%).

Seadme nr 2 mõõtetulemused 50% MTF on toodud graafikuna joonisel 24. FBP tulemused olid 3,83 tsükel/cm (0,96 mGy), 4,48 tsükel/cm (4,97 mGy) ja 4,03 tsükel/cm (9,95 mGy). Kordusalgoritmidest kõige parem tulemus oli kordusalgoritmil nr 12 – 3,86 tsükel/cm (0,96 mGy), 4,13 tsükel/cm (4,97 mGy) ja 4,65 tsükel/cm (9,95 mGy).



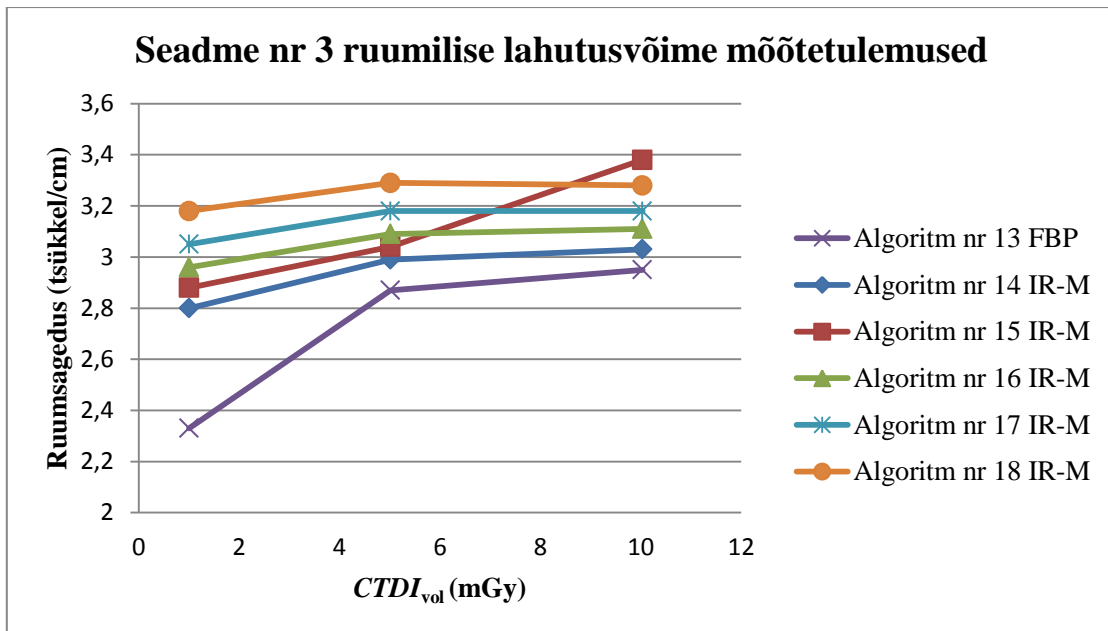
Joonis 24. Seadme 2 ruumilise lahutusvõime mõõtetulemused (kihipaksus – 3,8 mm, sammutegur – 0,984, signaali intensiivsus – 50%).

2% signaali intensiivsuse mõõte tulemused on toodud joonisel 25. FBP tulemused – 7,84 tsükkel/cm (0,96 mGy), 8,03 tsükkel/cm (4,97 mGy) ja 8,48 tsükkel/cm (9,95 mGy). Kõige parem tulemus oli kordusalgoritmil nr 12 – 9,02 tsükkel/cm (0,96 mGy), 10 tsükkel/cm (4,97 mGy) ja 10,2 tsükkel/cm (9,95 mGy).

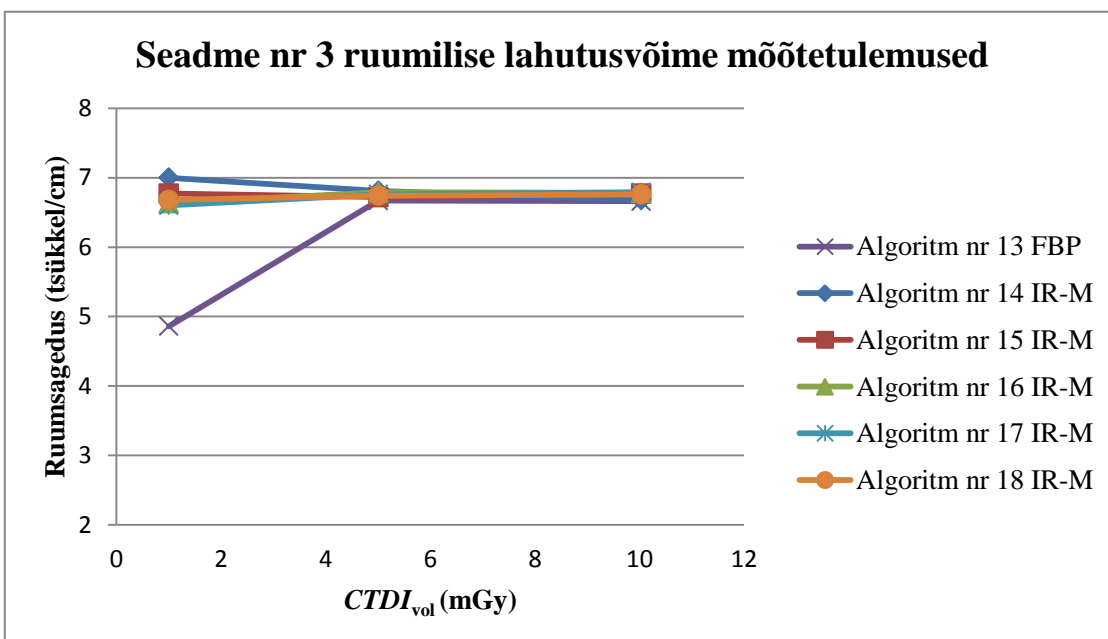


Joonis 25. Seadme 2 ruumilise lahutusvõime mõõtetulemused (kihipaksus – 3,8 mm, sammutegur – 0,984, signaali intensiivsus – 2%).

Seadme nr 3 tulemused on toodud joonistel 26 ja 27. 50% intensiivsusega kõige paremad tulemused on kordusalgoritmil nr 18 – 3,18 tsükkel/cm (1 mGy), 3,29 tsükkel/cm (5,01 mGy) ja kordusalgoritmil nr 15 – 3,38 tsükkel/cm (10,03 mGy). Kõige halvem tulemus oli FBP-1 – 2,33 tsükkel/cm (1 mGy), 2,87 tsükkel/cm (5,01 mGy) ja 2,95 tsükkel/cm (10,03 mGy). Signaali intensiivsusega 2% kõige paremad tulemused olid kordusalgoritmil nr 14 – 7 tsükkel/cm (1 mGy), 6,81 tsükkel/cm (5,01 mGy) ja kordusalgoritmil nr 17 – 6,79 tsükkel/cm (10,03 mGy). Kõige halvem tulemus oli FBP-1 – 4,86 tsükkel/cm (1 mGy), 6,67 tsükkel/cm (5,01 mGy) ja 6,66 tsükkel/cm (10,03 mGy).



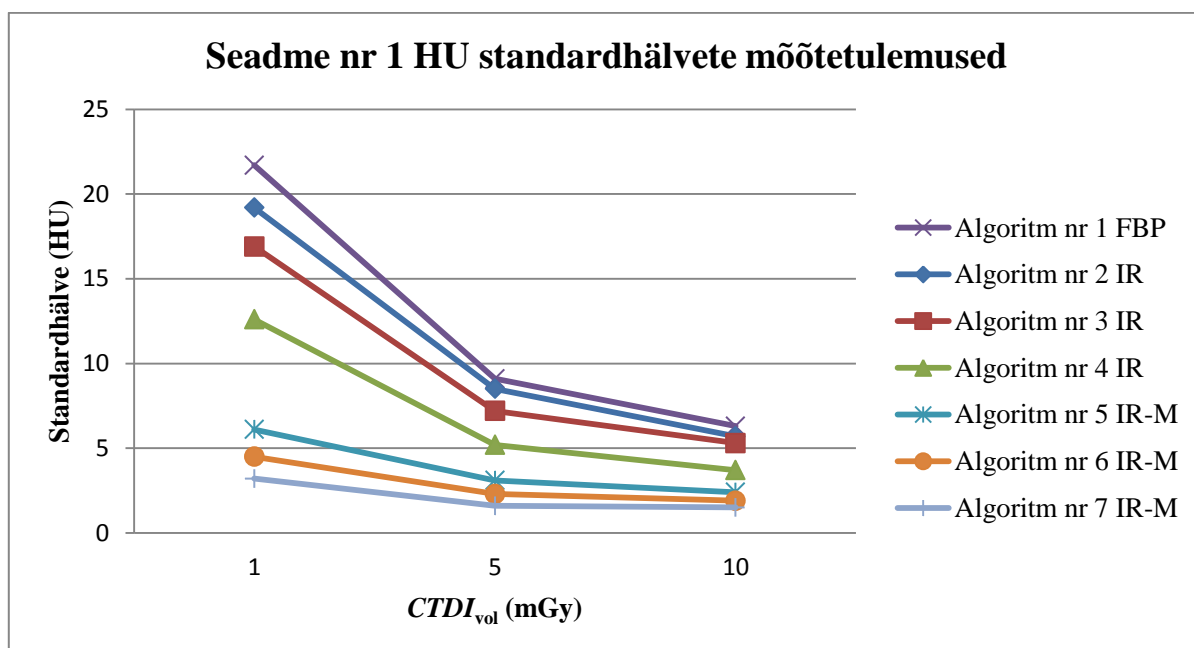
Joonis 26. Seadme nr 3 ruumilise lahutusvõime mõõtetulemused (kihipaksus – 4 mm, sammutegur – 1, signaali intensiivsus – 50%).



Joonis 27. Seadme nr 3 ruumilise lahutusvõime mõõtetulemused (kihipaksus – 4 mm, sammutegur – 1, signaali intensiivsus – 2%).

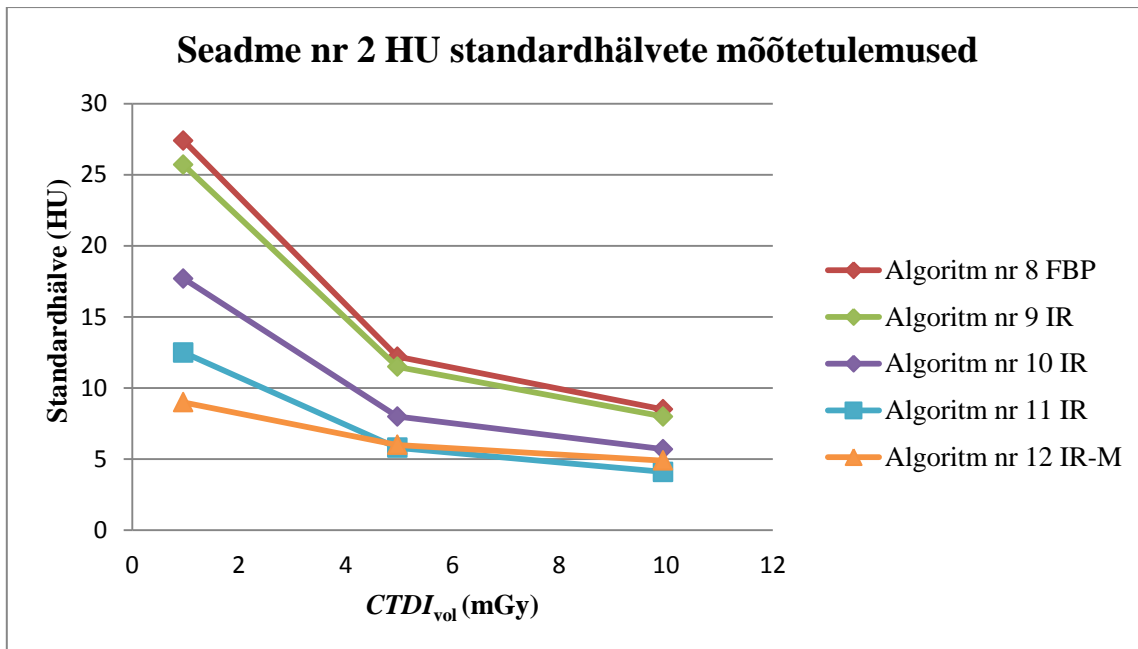
4.3 Pildimüra hindamise tulemused

Pildimüra hindamiseks kasutati HU standardhälbeid. Kõigi kolme seadme mõõtetulemused on toodud Lisas 8. Seadme nr 1 tulemused on toodud joonisel 28. Kõige parem tulemus oli kordusalgoritmil nr 7 – 3,2 HU (1 mGy), 1,6 HU (5 mGy) ja 1,5 HU (10 mGy). Kordusalgoritmidest kõige suurem standardhälve oli algoritmil nr 2 – 19,2 HU (1 mGy), 8,5 HU (5 mGy) ja 5,7 HU (10 mGy). Kõige halvem tulemus oli FBP-1 – 21,7 HU (1 mGy), 9,1 HU (5 mGy) ja 6,3 HU (10 mGy).



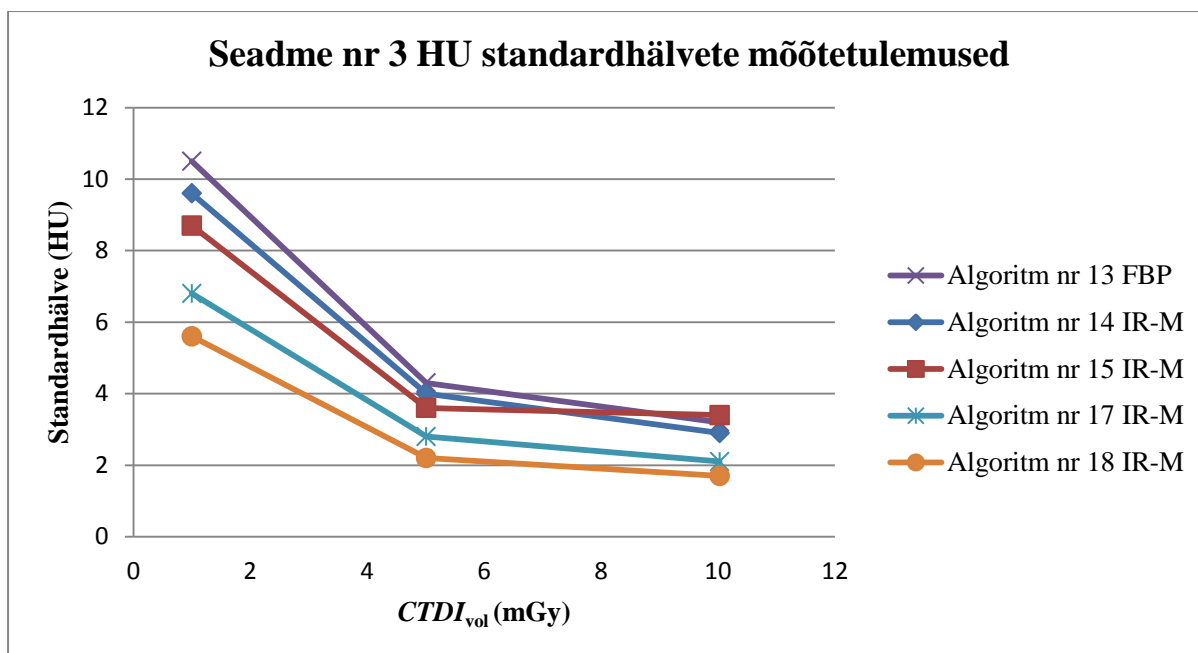
Joonis 28. Seadme nr 1 HU standardhälvete mõõtetulemused (kihipaksus – 4 mm, sammutegur – 1,015).

Seadme nr 2 HU standardhälbe mõõtetulemused on toodud joonisel 29. Kõige paremad tulemused on kordusalgoritmil nr 12 – 9 HU (0,96 mGy) ja kordusalgoritmil nr 11 – 5,8 HU (4,97 mGy) ja 4,1 HU (9,95 mGy). Kordusalgoritmidest kõige suurem standardhälve on algoritmil nr 9 – 25,7 HU (0,96 mGy), 11,5 HU (4,97 mGy) ja 8 HU (9,95 mGy). FBP tulemus on – 27,4 HU (0,96 mGy), 12,2 HU (4,97 mGy) ja 8,5 HU (9,95 mGy).



Joonis 29. Seadme nr 2 HU standardhälvete mõõtetulemused (kihipaksus – 3,8 mm, sammutegur – 0,984).

Seadme nr 3 HU standardhälbe mõõtetulemused on toodud joonisel 30. Kõige parem tulemus on kordusalgoritmil nr 18 – 5,6 HU (1 mGy), 2,2 HU (5,01 mGy) ja 1,7 HU (10,03 mGy). Kordusalgoritmidest kõige suurem standardhälve on algoritmil nr 14 – 9,6 HU (1 mGy), 4 HU (5,01 mGy) ja algoritmil nr 15 – 3,4 (10,03 mGy). FBP tulemus on – 10,5 HU (1 mGy), 4,3 HU (5,01 mGy) ja 3,2 HU (10,03 mGy).



Joonis 30. Seadme nr 3 HU standardhälvete mõõtetulemused (kihipaksus – 4 mm, sammutegur – 1).

Järeldused

Käesoleva magistritöö põhieesmärgiks oli erinevate rekonstrueerimisalgoritmide pildikvaliteedi võrdlus. Kokku oli uuritud 18 algoritmi, millest 3 olid tagasiprojektseerimine ja 15 kordusalgoritmid. Pildikvaliteedi hindamiseks valiti madalkontrastne ja ruumiline lahutusvõime, pildimüra hindamiseks valiti HU standardhälve. Madalkontrastse lahutusvõime hindamiskriteeriumiks kasutati kõige väiksema detaili diameetrit, mida saab *Image Owl* tarkvara tuvastada tehtud pildil. Ruumilise lahutusvõime hindamiseks valiti maksimaalse ruumsageduste väärtused erinevate signaali intensiivsusega.

Madalkontrastsuse mõõtetulemused näitasid, et seadmete 1, 2 ja 3 kordusalgoritmid näitasid kõige paremaid tulemusi. Järelikult hea madalkontrastse lahutusvõime saamiseks tuleb kujutise rekonstrueerimiseks kasutada kordusalgoritme (seadmel nr 1 see oli kordusalgoritm nr 7, seadmel nr 2 kordusalgoritmid nr 11 ja 12, seadmel nr 3 kordusalgoritm 18). Kasutatud rekonstrueerimisalgoritmid nr 7, 11, 12 ja 18 on mudelipõhised kordusalgoritmid.

Ruumilise lahutusvõime hindamise mõõtetulemused näitasid praktiliselt samu tulemusi – kõige paremad tulemused olid algoritmidel nr 7, 12 ja 18. Järelikult mudelipõhiseid kordusalgoritme saab kasutada ruumilise lahutusvõime parandamiseks. Seadme nr 1 ja nr 3 tulemused näitasid, et osadel kordusalgoritmidel doosiga 5 mGy ja 10 mGy tehtud rekonstruktsioonid näitasid samu tulemusi. Näiteks algoritm nr 7 – 3,98 tsükkel/cm (signaali intensiivsus – 50%, 5 mGy) ja 4,09 tsükkel/cm (signaali intensiivsus – 50%, 10 mGy), algoritm nr 17 – 6,74 tsükkel/cm (signaali intensiivsus – 2%, 5,01 mGy) ja 6,76 tsükkel/cm (signaali intensiivsus – 2%, 10,03 mGy). Järelikult patsiendidoosi saab oluliselt vähendada, jättes ruumilise lahutusvõime suhteliselt samale tasemele.

HU standardhälbe mõõtetulemuste analüüs näitas, et kordusalgoritmidega rekonstrueeritud kujutiste pildimüra on oluliselt väiksem sõltumata valitud doosist.

Magistritöö alameesmärgiks oli uurida võimalusi patsiendidoosi vähenemiseks. Madalkontrastse lahutusvõime mõõtetulemuste analüüs näitas, et mudelipõhised kordusalgoritmide tulemused doosil 5 mGy on samad või isegi paremad kui FBP tulemused doosil 10 mGy. Näiteks kordusalgoritmi nr 7 tulemused 0,5% kontrastsuse tasemel on 3 mm (5 mGy) ja FBP nr 1 tulemus on 4 mm (10 mGy). Kordusalgoritmi nr 12 tulemus doosiga

4,97 mGy on võrdne FBP nr 8 tulemusega doosiga 9,95 mGy – 5 mm. Seadme nr 3 analüüs näitas, et kordusalgoritmi nr 18 mõõtetulemus doosiga 5,01 mGy on parem kui FBP tulemus doosiga 10,03 mGy – 3 mm ja 4 mm. Pildimüra hindamise analüüs näitas, et doosiga 5 mGy praktiliselt kõike kordusalgoritmide tulemused olid paremad kui FBP tulemused doosiga 10 mGy. Näiteks kordusalgoritmi nr 16 tulemus doosiga 5,01 mGy on võrdne FBP nr 13 tulemusega doosiga 10,03 mGy – 3,20 HU. MTF analüüs näitas samu tulemusi. Näiteks kordusalgoritmi nr 3 ja FBP nr 1 tulemused 50% MTF on samad – 3,59 tsükkel/cm. Järelikult kordusalgoritmide kasutamine aitab patsiendidoosi vähendada jättes pildikvaliteedi samale tasemele.

Käesoleva magistr töö põhieesmärgiks oli rekonstrueerimisalgoritmide võrdlus *Catphan* fantoomiga. Kokku oli võrreldud 18 algoritmi, kolme pildikvaliteedi parameetrit kolme erineva doosiga. Tulemusest selgus, et kordusalgoritmidega rekonstrueeritud kujutiste pildikvaliteet on oluliselt kõrgem. Kõige paremaid tulemusi näitasid mudelipõhised kordusalgoritmid. Saadud tulemusi on plaanis rakendada haigla igapäevases töös KT rekonstrueerimisparameetrite seadistamisel.

Tänuõnad

Magistritöö autor soovib tänada enda juhendajat Kristjan Pilti ja kaasjuhendajat Priit Ruuget oskusliku juhendamise eest. Samuti soovib autor tänada Mait Nigulit nõuannete eest. Lisaks soovib autor tänada SA Tartu Ülikooli Kliinikumi võimaluse eest kasutada neile kuuluvat Catphan fantoomi. Autor on tänulik kõikidele haiglatele, kes lubasid nende seadmetel katseid läbi viia. Autor on tänulik kõikidele kolleegidele ja lähedastele toetuse eest.

Kasutatud allikad

- [1] М.Я. Марусина, А.О. Казначеева „Современные виды томографии“, Санкт-Петербург, 2006
- [2] D.R. Dance, S.Christofides, A.D.A. Maidment, L.D. McLean, K.H. Ng „Diagnostic radiology Physics“, 1564, Vienna, IAEA, 2014
- [3] N. Eigo, H. Liivlaid „Tervishoiu ressursside kasutamise haiglavõrgu arengukava haiglates“, Tallinn, Tervise Arengu Instituut, 2016
- [4] C. Rampinelli, D.Origgi, M. Bellomi „Low-dose CT: technique, reading methods and image interpretation“, Cancer Imaging, 12, 548–556, 2012
- [5] P. E. Christian, K. M. Waterstram-Rich „Nuklearmeditsiin ja PET/KT“, 6, 2007, Tartu
- [6] W. P. Shuman „Iterative Reconstruction in CT: What Does It Do? How Can I Use It?“, Radiology, 276, 383- 385, 2016
- [7] A. Löve, M-L. Olsson, R. Siemund, F. Stålhammar, I.M. Björkman-Burtscher, M. Söderberg „Six iterative reconstruction algorithms in brain CT: a phantom study on image quality at different radiation dose levels“, The British journal of Radiology, 86, 1031, 2013
- [8] A. Padole, R. Deedar Ali khawaja, M. K. Kalra, S. Singh „CT radiation dose and iterative reconstruction techniques“, AJR: American journal of Roentgenology, 204,W384-W392, 2015
- [9] E. Samei „Performance of digital radiographic detectors: quantification and assessment methods“, Advances in Digital Radiography: RSNA Categorical Course in Diagnostic Radiology Physics, 37–47, 2003
- [10] „Juhend meditsiiniirradioloogia protseduuridel patsiendidoosi hindamiseks“, Sotsiaalministeerim, 2013
- [11] F. Zarb, L. Rainford „Psychophysical evaluation of Catphan 600 CT image quality findings using human observers and software analysis“, Radiography, 20, 318-322, 2014
- [12] „Catphan 500 and 600 manual“, The Phantom Laboratory Incorporated, 2015
- [13] „European guidelines on quality criteria for computed tomography EUR 16262“, 2000
- [14] R. Bruening, A. Kuettner, T. Flohr, „Protocols for multislice CT, Second Edition“, 2, 2006
- [15] Image Owl tarkvara juhend, [WWW]
http://help.imageowl.com/index.php/Catphan%C2%AE_QA (30.03.2017)

Lisad

Lisa 1– Madalkontrastse lahusvõime mõõtetulemused (kontrastsuse tase 0,3%).

	Detaili diameeter doosiga 1 mGy (mm)	Detaili diameeter doosiga 5 mGy (mm)	Detaili diameeter doosiga 10 mGy (mm)
Algoritm nr 1 FBP	>15	9	8
Algoritm nr 2 IR	>15	9	7
Algoritm nr 3 IR	>15	9	7
Algoritm nr 4 IR	>15	8	7
Algoritm nr 5 IR-M	15	5	5
Algoritm nr 6 IR-M	15	5	4
Algoritm nr 7 IR-M	15	4	4
Algoritm nr 8 FBP	>15	9	8
Algoritm nr 9 IR	>15	9	8
Algoritm nr 10 IR	>15	9	8
Algoritm nr 11 IR	>15	9	8
Algoritm nr 12 IR-M	>15	9	8
Algoritm nr 13 FBP	>15	9	6
Algoritm nr 14 IR-M	>15	9	6
Algoritm nr 15 IR-M	>15	8	6
Algoritm nr 16 IR-M	>15	7	5
Algoritm nr 17 IR-M	>15	7	5
Algoritm nr 18 IR-M	>15	5	4

**Lisa 2 – Madalkontrastse lahusvõime testi tulemused
(kontrastsuse tase 0,5%).**

	Detaili diameeter doosiga 1 mGy (mm)	Detaili diameeter doosiga 5 mGy (mm)	Detaili diameeter doosiga 10 mGy (mm)
Algoritm nr 1 FBP	15	6	5
Algoritm nr 2 IR	15	6	5
Algoritm nr 3 IR	9	5	4
Algoritm nr 4 IR	9	5	4
Algoritm nr 5 IR-M	7	3	3
Algoritm nr 6 IR-M	6	3	2
Algoritm nr 7 IR-M	5	2	2
Algoritm nr 8 FBP	9	7	5
Algoritm nr 9 IR	15	7	5
Algoritm nr 10 IR	15	6	5
Algoritm nr 11 IR	15	6	4
Algoritm nr 12 IR-M	9	5	4
Algoritm nr 13 FBP	15	5	4
Algoritm nr 14 IR-M	15	5	4
Algoritm nr 15 IR-M	9	4	4
Algoritm nr 16 IR-M	9	4	3
Algoritm nr 17 IR-M	9	4	3
Algoritm nr 18 IR-M	8	3	2

**Lisa 3 – Madalkontrastse lahusvõime testi tulemused
(kontrastsuse tase 1%).**

	Detaili diameeter doosiga 1 mGy (mm)	Detaili diameeter doosiga 5 mGy (mm)	Detaili diameeter doosiga 10 mGy (mm)
Algoritm nr 1 FBP	7	3	3
Algoritm nr 2 IR	6	3	3
Algoritm nr 3 IR	6	3	2
Algoritm nr 4 IR	5	2	2
Algoritm nr 5 IR-M	3	2	2
Algoritm nr 6 IR-M	3	2	2
Algoritm nr 7 IR-M	2	2	2
Algoritm nr 8 FBP	7	4	3
Algoritm nr 9 IR	7	4	3
Algoritm nr 10 IR	7	4	2
Algoritm nr 11 IR	6	3	2
Algoritm nr 12 IR-M	5	3	2
Algoritm nr 13 FBP	6	2	2
Algoritm nr 14 IR-M	6	2	2
Algoritm nr 15 IR-M	5	2	2
Algoritm nr 16 IR-M	5	2	2
Algoritm nr 17 IR-M	4	2	2
Algoritm nr 18 IR-M	4	2	2

Lisa 4 – MTF hindamise tulemused (MTF 2%).

	Ruumsagedus doosiga 1 mGy (tsükkel/cm)	Ruumsagedus doosiga 5 mGy (tsükkel/cm)	Ruumsagedus doosiga 10 mGy (tsükkel/cm)
Algoritm nr 1 FBP	4,89	7,24	7,45
Algoritm nr 2 IR	4,88	7,30	7,47
Algoritm nr 3 IR	4,87	7,37	7,53
Algoritm nr 4 IR	7,04	7,39	7,63
Algoritm nr 5 IR-M	6,64	8,38	8,11
Algoritm nr 6 IR-M	6,64	8,43	8,10
Algoritm nr 7 IR-M	6,68	8,49	8,10
Algoritm nr 8 FBP	7,84	8,03	8,48
Algoritm nr 9 IR	7,82	8,04	8,44
Algoritm nr 10 IR	8,10	8,13	8,32
Algoritm nr 11 IR	6,74	8,56	8,61
Algoritm nr 12 IR-M	9,02	10,00	10,20
Algoritm nr 13 FBP	4,86	6,67	6,66
Algoritm nr 14 IR-M	7,00	6,81	6,68
Algoritm nr 15 IR-M	6,77	6,72	6,77
Algoritm nr 16 IR-M	6,63	6,79	6,78
Algoritm nr 17 IR-M	6,60	6,76	6,79
Algoritm nr 18 IR-M	6,68	6,74	6,76

Lisa 5 – MTF hindamise tulemused (MTF 5%).

	Ruumsagedus doosiga 1 mGy (tsükkel/cm)	Ruumsagedus doosiga 5 mGy (tsükkel/cm)	Ruumsagedus doosiga 10 mGy (tsükkel/cm)
Algoritm nr 1 FBP	4,61	6,67	6,91
Algoritm nr 2 IR	4,60	6,69	6,93
Algoritm nr 3 IR	4,60	6,72	6,87
Algoritm nr 4 IR	6,42	6,84	6,99
Algoritm nr 5 IR-M	6,11	7,49	7,55
Algoritm nr 6 IR-M	6,00	7,50	7,56
Algoritm nr 7 IR-M	5,96	7,52	7,55
Algoritm nr 8 FBP	7,93	7,21	7,46
Algoritm nr 9 IR	7,86	7,22	7,50
Algoritm nr 10 IR	7,22	7,42	7,75
Algoritm nr 11 IR	6,24	7,69	7,96
Algoritm nr 12 IR-M	9,02	10,00	10,20
Algoritm nr 13 FBP	4,53	6,23	6,10
Algoritm nr 14 IR-M	6,40	6,04	5,96
Algoritm nr 15 IR-M	6,19	5,97	6,27
Algoritm nr 16 IR-M	6,05	6,01	6,02
Algoritm nr 17 IR-M	5,94	6,07	6,07
Algoritm nr 18 IR-M	6,04	6,13	6,13

Lisa 6 – MTF hindamise tulemused (MTF 10%).

	Ruumsagedus doosiga 1 mGy (tsükkel/cm)	Ruumsagedus doosiga 5 mGy (tsükkel/cm)	Ruumsagedus doosiga 10 mGy (tsükkel/cm)
Algoritm nr 1 FBP	4,26	6,08	6,32
Algoritm nr 2 IR	4,26	6,10	6,34
Algoritm nr 3 IR	4,26	6,12	6,26
Algoritm nr 4 IR	5,75	6,26	6,32
Algoritm nr 5 IR-M	5,54	6,76	6,93
Algoritm nr 6 IR-M	5,46	6,77	6,94
Algoritm nr 7 IR-M	5,43	6,79	6,94
Algoritm nr 8 FBP	7,33	6,55	6,83
Algoritm nr 9 IR	7,24	6,57	6,88
Algoritm nr 10 IR	6,46	6,68	7,14
Algoritm nr 11 IR	5,70	6,87	7,33
Algoritm nr 12 IR-M	7,29	8,39	10,20
Algoritm nr 13 FBP	4,15	5,62	5,53
Algoritm nr 14 IR-M	5,73	5,48	5,43
Algoritm nr 15 IR-M	5,59	5,44	5,75
Algoritm nr 16 IR-M	5,49	5,48	5,49
Algoritm nr 17 IR-M	5,43	5,53	5,54
Algoritm nr 18 IR-M	5,52	5,60	5,60

Lisa 7 – MTF hindamise tulemused (MTF 50%).

	Ruumsagedus doosiga 1 mGy (tsükkel/cm)	Ruumsagedus doosiga 5 mGy (tsükkel/cm)	Ruumsagedus doosiga 10 mGy (tsükkel/cm)
Algoritm nr 1 FBP	2,49	3,56	3,59
Algoritm nr 2 IR	2,49	3,57	3,61
Algoritm nr 3 IR	2,49	3,59	3,66
Algoritm nr 4 IR	2,79	3,59	3,69
Algoritm nr 5 IR-M	2,92	3,98	4,09
Algoritm nr 6 IR-M	3,00	3,99	4,11
Algoritm nr 7 IR-M	3,03	4,00	4,11
Algoritm nr 8 FBP	3,83	4,03	4,48
Algoritm nr 9 IR	3,83	4,08	4,34
Algoritm nr 10 IR	3,71	3,87	4,24
Algoritm nr 11 IR	3,31	3,93	4,41
Algoritm nr 12 IR-M	3,86	4,13	4,65
Algoritm nr 13 FBP	2,33	2,87	2,95
Algoritm nr 14 IR-M	2,80	2,99	3,03
Algoritm nr 15 IR-M	2,88	3,04	3,38
Algoritm nr 16 IR-M	2,96	3,09	3,11
Algoritm nr 17 IR-M	3,05	3,18	3,18
Algoritm nr 18 IR-M	3,18	3,29	3,28

Lisa 8 – HU standardhälve mõõtetulemused.

	HU standardhälve doosiga 1 mGy (HU)	HU standardhälve doosiga 5 mGy (HU)	HU standardhälve doosiga 10 mGy (HU)
Algoritm nr 1 FBP	21,7	9,1	6,3
Algoritm nr 2 IR	19,2	8,5	5,7
Algoritm nr 3 IR	16,9	7,2	5,3
Algoritm nr 4 IR	12,6	5,2	3,7
Algoritm nr 5 IR-M	6,10	3,1	2,4
Algoritm nr 6 IR-M	4,5	2,3	1,9
Algoritm nr 7 IR-M	3,2	1,6	1,5
Algoritm nr 8 FBP	27,4	12,2	8,5
Algoritm nr 9 IR	25,7	11,5	8,0
Algoritm nr 10 IR	17,7	8,0	5,7
Algoritm nr 11 IR	12,5	5,8	4,1
Algoritm nr 12 IR-M	9,0	6,0	4,9
Algoritm nr 13 FBP	10,5	4,3	3,2
Algoritm nr 14 IR-M	9,6	4,0	2,9
Algoritm nr 15 IR-M	8,7	3,6	3,4
Algoritm nr 16 IR-M	7,9	3,2	2,4
Algoritm nr 17 IR-M	6,8	2,8	2,1
Algoritm nr 18 IR-M	5,6	2,2	1,7