

TARTU ÜLIKOOL

Loodus- ja täppisteaduste valdkond

Füüsika Instituut

Kirte Kaileen Pärila

HU-KALIBRATSIOONI AUTOMATISEERIMINE

Bakalaureusetöö (12 EAP)

Juhendajad: Ando Aasa MSc,
Markus Vardja MSc

Tartu 2025

HU-kalibratsiooni automatiseerimine

Lühikokkuvõte: Bakalaureusetöö keskendus Tartu Ülikooli Kliinikumi hematoloogia-onkoloogia kliiniku radio- ja onkoteraapia osakonna kompuutertomograafi kalibreerimiseks tarkvarakoodi välja töötamisele. Töö eesmärgiks oli kasutada elektrontiheduse fantoomi, skaneerides seda kompuutertomograafia, et saada fantoomist DICOM-formaadis failid, mille põhjal arendatud kood leiaks keskmistatud KT arvud ja nende standardhälbed. Välja töötatud kood seostas KT arvud suhtelise elektrontihedusega, mille tulemusena koostati vastavustabel ja graafik. Vastavustabel võimaldab edaspidi sooritada doosiarvutusi. Lõputöö toetas kompuutertomograafi uuringute mugavamat ja kiiremat teostamist.

Võtmesõnad: kiiritusravi, KT, HU-kalibratsioon, DICOM, suhteline elektrontihedus, ImageJ, RadMachine.

CERCS: B140 Kliiniline füüsika, radioloogia, tomograafia, meditsiinitehnika

Automation of CT to ED calibration

Abstract: The bachelor's thesis focused on developing a software code for calibrating the computed tomography (CT) scanner at the Department of Radiotherapy and Oncology of the Hematology-Oncology Clinic at Tartu University Hospital. The aim of the work was to use an electron density phantom by scanning it with a CT scanner to obtain DICOM-format files. Based on these files, the developed code would calculate the averaged CT number and their standard deviations. The code linked the CT numbers to the relative electron density, resulting in the creation of a corresponding conversion table and graph. This conversion table enables future dose calculations. The thesis supported more convenient and faster execution of CT studies.

Keywords: radiation therapy, CT, CT to ED, DICOM, relative electron density, ImageJ, RadMachine.

CERCS: B140 Clinical physics, radiology, tomography, medical instrumentation

Sisukord

Sisukord.....	3
Sissejuhatus.....	5
Töös kasutatavate lühendite nimekiri.....	6
1. Teoreetiline taust.....	7
1.1. Kompuutertomograafia.....	7
1.2. Fantoomid.....	8
1.3. Elektrontihedus ja doosiarvutus.....	9
1.4. HU-kalibratsioon.....	11
1.5. Pylinac pakett.....	12
1.6. ImageJ programm.....	12
2. Metoodika.....	14
2.1. Fantoomi skaneerimine kompuutertomograafis.....	14
2.2. Koodi arendamine.....	16
2.3. Võrdlus kontrollmeetodiga.....	19
2.4. RadMachine'i koodi üleviimine.....	20
3. Tulemused, analüüsid ja järeldused.....	21
3.1. 08.10.24 mõõtmise tulemused.....	21
3.1.1. Vaagna protokoll.....	21
3.1.1.1. Arendatud koodi ja ImageJ saadud väärtused ning standardhälve.....	21
3.1.1.2. Kahe meetodi võrdlus vaagen protokollil puhul.....	23
3.1.2. Suur rind protokoll.....	23
3.1.2.1. Arendatud koodi ja ImageJ saadud väärtused ning standardhälve.....	24
3.1.2.2. Kahe meetodi võrdlus suur rind protokollil puhul.....	25
3.1.3. Vaagen XL protokoll.....	25
3.1.3.1. Arendatud koodi ja ImageJ saadud väärtused ning standardhälve.....	26
3.1.3.2. Kahe meetodi võrdlus vaagen XL protokollil puhul.....	27
3.1.4. KT uuringuprotokollide võrdlus.....	27
3.2. Mõõtmine 2 tulemused.....	28
3.2.1. Kolme protokollil tulemused.....	28
3.2.2. KT uuringuprotokollide võrdlus.....	29
3.3. RadMachine'i kontrolli tulemused.....	29
3.3.1. 08.10.25 mõõtmise tulemused.....	29
3.4. Analüüs ja järeldused.....	31
Kokkuvõte.....	33
Kasutatud kirjandus.....	34
Tänuavaldused.....	37
LISA 1. Arendatud kood.....	38
LISA 2. Kood ImageJ ROIde faili loomiseks.....	42
LISA 3. RadMachine jaoks kohandatud python kood.....	43
LISA 4. Määramatused.....	47

Lihtlitsents lõputöö elektroonseks avaldamiseks.....	50
---	-----------

Sissejuhatus

Vähi ravis on üheks ravimeetodiks kiiritusravi. Selle korrektseks rakendamiseks on oluline teada, kui suure kiirgusdoosi patsient ravi käigus saab. Doosi täpselt arvutamiseks on vaja teada, kuidas kudede tihedus mõjutab kiirguse neelduvust organismis. Selleks kasutatakse HU-kalibratsiooni, kus seotakse kompuutertomograafis tehtud uuringu käigus mõõdetavad HU-väärtused (edaspidi KT-arv) kudede suhtelise elektrontiheduse väärtustega, seeläbi saadakse tulemustest tabel (edaspidi vastavustabel). Saadud vastavustabel võimaldab kiiritusravi raviplaneerimissüsteemis arvutada, kui palju kiirgust kudedes neeldub ning kui suure doosi saab patsient ravi käigus.

HU-kalibratsiooniks kasutati manuaalset meetodit, kus tööriistadeks olid Microsoft Excel ja ImageJ programm. Tegemist oli ajamahuka meetodiga, mistõttu oli vajadus automaatsema ja efektiivsema lahenduse järele.

Käesoleva töö eesmärgiks oli automatiseerida HU-kalibratsioon nii, et see vastaks meditsiinifüüsikute nõuetele ning seda saaks rakendada kliinilises praktikas. Arendatava tarkvara eesmärk oli DICOM failist analüüsi käigus kätte saada voksli (ruumiline piksel) KT arvud, need panna vastavusse suhtelise elektrontiheduse väärtustega, luua tulemustest vastavustabel ning joonistada graafik. Tulemusi kontrolliti varasemalt meditsiinifüüsikute poolt kasutatud meetodiga (edaspidi kontrollmeetod).

Bakalaureusetöö koosneb kuuest peatükist. Esimene peatükk annab ülevaate kompuutertomograafist, fantoomist, HU-kalibratsioonist, elektrontihedusest, pylinac tarkvara paketest ja ImageJ programmist. Teises peatükis antakse ülevaade kasutatavast metoodikast, täpsemalt kompuutertomograafis teostatud mõõtmisest, tarkvara arendamisest, kontrollmeetodist ja RadMachine'i üle viimisest. Kolmandas peatükis käsitletakse saadud tulemusi ja analüüsi.

Lõputöö on aktuaalne, kuna praktikas kasutatav meetod oli ajamahukas ning oli otsene vajadus automatiseerida tööprotsesse, et muuta HU-kalibratsioon automaatsemaks ning kiiremaks.

Töös kasutatavate lühendite nimekiri

- **AXB** - *Acuris External Beam*, doosiarvutusalgoritm;
- **CT to ED** - *Computed Tomography as a Source of Electron Density*; HU-kalibratsioon ehk KT-arvu ja (suhtelise) elektrontiheduse vastavus;
- **DICOM** - *Digital Imaging and Communications in Medicine*, meditsiinis kasutatav andmefail;
- **KT** - Kompuutertomograaf;
- **KT-arv** - KT kujutise igale pikslile määratud arvväärus, kirjeldab röntgenikiirguse sumbumist konkreetsetes koe piirkonnas (ühikutena kasutatakse HU-d (*Hounsfield Units*));
- **LUT** - *look-up-table*, vastavustabel;
- **NaN** - *Not a Number*, väärtus, kui piksli asukoht jääb väljapoole fantoomi;
- **RED** - *Relative Electron Density (Relative to H₂O)*; suhteline elektrontihedus (vee suhtes);
- **ROI** - *region of interest*, huvipiirkond.

1. Teoreetiline taust

1.1. Kompuutertomograafia

Kompuutertomograaf (edaspidi KT) võimaldab luua inimkehast kahemõõtmelisi (2D) ja ruumilisi (3D) kujutisi, enamasti on kasutuses 3D kujutised. Uuringu käigus suunatakse patsiendile kitsas röntgenkiirte kimp, mis pöörleb kiiresti ümber keha. Saadud signaale töötleb arvuti, et moodustada ristlõikelised tomograafilised kujutised [1, 2].

KT koosneb generaatorist, signaaltorust (*gantry*), patsiendilauast, pildiprotsessorist ja juhtseadmest. Generaator toodab röntgenkiirguseks vajalikku elektrienergiat. Signaaltoru sisaldab röntgenitoru, footondetektorit ja varjestuselemente. Röntgenitoru ja detektorid pöörlevad patsiendi ümber 360 kraadi ulatuses. Detektor, mis tuvastab kiirguse ja teisendab selle digitaalseks signaaliks, koosneb fotodiodidest. Patsiendilaud on tavaliselt tasane ja jäik pind [1]. KT juhtsüsteem koosneb juhtkonsoolist ja rekonstrueerijast. Juhtkonsool vastutab seadme juhtimise ja tööprotsesside koordineerimise eest, samas kui rekonstrueerija teisendab kogutud toorpildiandmed kolmemõõtmeliseks kujutiseks. Genereeritud kolmemõõtmeline andmemaatriks on DICOM-formaadis, mille igale vokslile vastab konkreetne kompuutertomograafi arv (KT-arv), mis näitab röntgenikiirte nõrgenemise määra objektis [3]. DICOM on standardprotokoll meditsiiniliste piltide ja nendega seotud andmete haldamiseks ja edastamiseks ning seda kasutatakse paljudes tervishoiuasutustes [4]. Need failid sisaldavad lisaks andmemaatriksile ka metainfot skanneerimiseks kasutatud masina kohta ja muid olulisi parameetreid.

KT-ga skanneerimisel kasutatakse erinevaid protokolle. KT-protokoll on seadmete seadistuste ja skaneerimisparameetrite kogum, mis määratleb kogu kompuutertomograafilise uuringu läbiviimise protsessi [5]. Protokollid võivad olla kohandatud erinevate anatoomiliste piirkondade jaoks, näiteks rindkere, vaagna või pea uuringuteks.

KT-skaneerimisel kogutakse andmeid lõikude kaupa, kusjuures fantoomi liigutatakse järjestikku ettemääratud sammude kaupa, et skaneeritav objekt oleks kaetud kogu ulatuses. Igat lõiku skaneeritakse eraldi.

Kiiritusravis on KT üheks kasutusala HU-kalibratsioon, mille baasil on võimalik kiiritusravi raviplaneerimissüsteemis doosi arvutada. Heterogeensetes keskkondades on HU-kalibratsiooni täpsus doosi arvutamise võtmekomponent [6]. Kiiritusravi planeerimissüsteemiga ravitava patsiendi doosi arvutamiseks on üldiselt kasutatud KT-arvu

[7]. KT-arv, mida väljendatakse Hounsfieldi ühikutes (HU), on iga kompuutertomograafia kujutise vokslite lineaarnõrgenemistegurist normeeritud väärtus, kus õhu KT-arv on -1000 ja vee oma 0 [8]. Lineaarnõrgenemistegur näitab, kui tugevalt neeldub või hajub kiirguskiir materjali läbimisel.

Praeguse tehnoloogiaga KT mõõdab, kui suure osa röntgenkiirgusest nõrgestab objekt, mida röntgenikiirgus läbib [9]. Eeldatakse röntgenkiirguse sirgjoonelist levikut. Täpsemaks mõõtmiseks saab kasutada spektraalset footonloenduse KT-d, mis määrab kudede koostise ja elektrontiheduse neeldunud footonite energia põhjal, ilma et oleks vaja fantoomi [9, 10].

1.2. Fantoomid

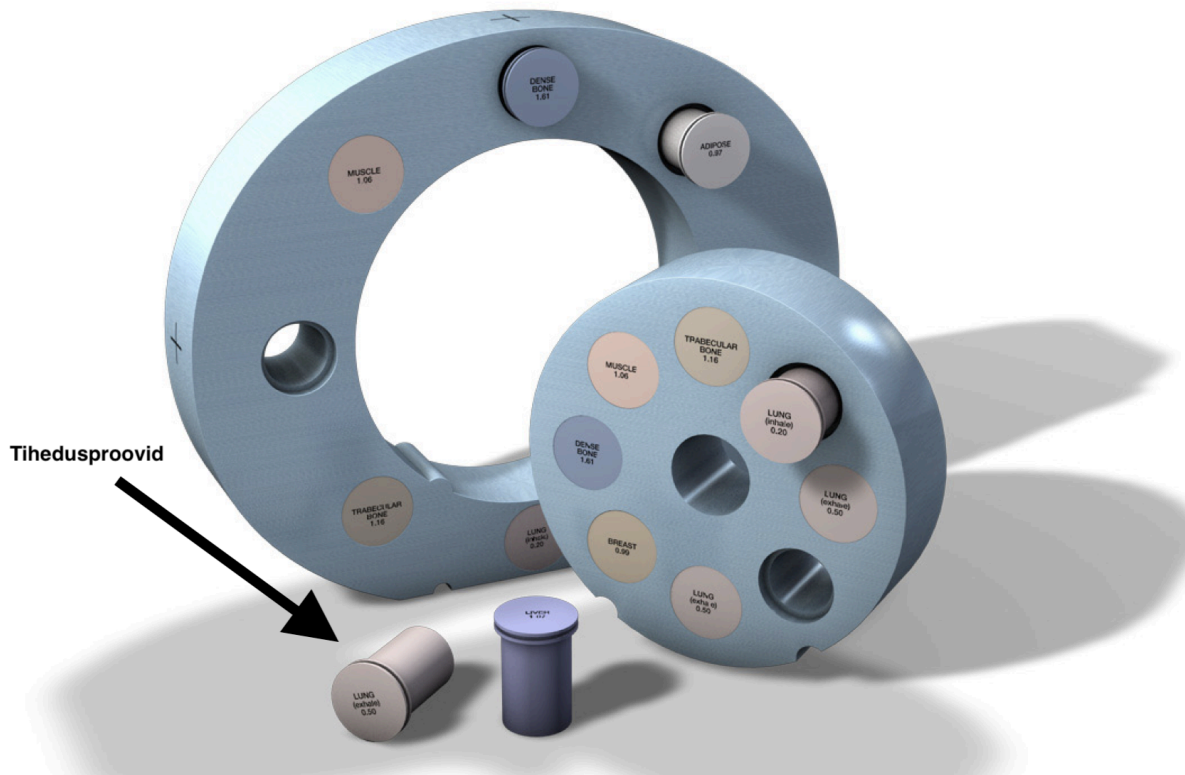
Fantoom on meditsiiniline abivahend, mida kasutatakse laialdaselt näiteks katsetamiseks, optimeerimiseks, akrediteerimiseks ning doosi arvutamiseks [11]. Nende omadused sõltuvad konkreetsest ülesandest [11]. Fantoomide abil saab teostada erinevaid protseduure, ilma et peaks patsienti kaasama, seeläbi toetades meetodite ohutut, korratavat ning kontrollitud katsetamist ja arendamist.

Fantoomide kuju, suurus ja koostisosad sõltuvad nende kasutusotstarbest. Näiteks meditsiinilise kujutamise või kiiritusravi kontekstis on fantoom spetsiaalselt loodud seade või mudel, mis jäljendab inimese anatoomilisi struktuure või kudede füüsikalisi omadusi. Antud kontekstis nimetatakse kudesid jäljendavaid proove tihedusproovideks. Tihedusproovid sisaldavad erinevaid kudesid imiteerivaid materjale, näiteks vedelikke, geele, pooltahkeid ja tahkeid aineid [12]. Materjalide valimisel lähtutakse sellest, kui sarnased need on inimkoe omadustega, nagu näiteks tihedus, venivus ja kõvadus, kuid lähtutakse ka materjali kerguselt, hinnast ja toksilisusest [13]. Kudesid imiteerivad materjalid on näiteks plast, soolalahus, silikoon, epoksiid, polüuretaanvaht, süsinikpulber, vesi jne [13]. Tihedusproovid paiknevad kahes kontsentrilises ringis ümber tsentraalse tihedusproovi. Seda, kuidas tihedusproovid on fantoomi paigutatud, nimetatakse fantoomi konfiguratsiooniks.

Eriti oluline on fantoomi roll HU-kalibreerimisel. Kalibreerimisprotsesside täpsus mõjutab otseselt ravi kvaliteeti, kuna selle abil arvutatakse patsiendi raviks vajalik doosi. Käesolevas töös keskendutaksegi fantoomi kasutamisele HU-kalibratsioonis, eesmärgiga tagada efektiivsemat ja kiiremat kliinilist praktikat.

KT-s fantoomide skanneerimisel kasutatakse kitsast röntgenkiirtekimpu ja fantoomide tihedusproovid on defineeritud suhtelise elektrontihedusega. Magnetresonants tomograafias

ehk MRTis peavad fantoomil olema omadused, mis on magnetväljas nähtavad. Positronemissioontomograafias ehk PETis peab fantoomis sisalduma radioaktiivne aine, et oleks võimalik registreerida kiirgusallikast lähtuvat signaali.



Pilt 1. Elektrontiheduse fantoom CIRS 062M [2].

Pildil 1 on fantoomi mudel, mida kasutati antud töö sooritamisel. Tegemist on elektrontiheduse fantoomiga, mille mudel on CIRS 062M. Pildil osutab nool tihedusproovidele.

Fantoom on kaheosaline, mis tähendab, et mõõtmisi saab teha nii kahe osaga koos kui ka sisemise osaga üksi, et simuleerida erineva suurusega patsiente.

1.3. Elektrontihedus ja doosiarvutus

Elektrontihedus on elektronide arv ruumalaühiku kohta mingis kindlas ruumipunktis [3]. KT-s võivad footonid läbitavas aines hajuda või neelduda erinevates interaktsioonides objektidega (peamiselt elektronidega), mille tulemuseks on signaali intensiivsuse nõrgenemine ja sel põhjusel on elektrontihedus nendel viisidel kudede jäljendamiseks mõeldud materjalide põhiomadus [12].

Igal ainel on olemas absoluutne elektrontihedus, mis näitab, kui suure tõenäosusega saab leida elektrone mingist kindlast ruumi piirkonnast. Kiiritusravi praktikas kasutatakse aga sagedamini suhtelist elektrontihedust, mis saadakse jagades materjali absoluutne elektrontihedus vee elektrontihedusega ehk suhteline elektrontihedus (edaspidi RED), on normeeritud vee suhtes, kuna vesi on mugav ja kättesaadav referentsmaterjal. RED võimaldab simuleerida, kuidas kiirgus neeldub või hajub erinevates kudedes, ning on seetõttu doosiarvutuse aluseks. Tasub märkida, et doos on defineeritud kui energiakogus, mis neeldub massiühikus (J/kg ehk SI-süsteemis Gy) [14].

HU-kalibratsioonis on määrava tähtsusega elektrontihedus, kuna see võimaldab raviplaneerimissüsteemidel täpselt arvutada doosijaotust, tagades nii tõhusa ravi kui ka minimeerides samal ajal tervete kudede kahjustamise riski [3].

Doosiarvutuse aluseks on suhteline elektrontihedus ja KT-arv. Doosiarvutusalgoritmides kasutatakse enamasti suhtelist elektrontihedust lähtepunktina neeldumisdoosi arvutamisel, kus neeldumisdoos näitab neeldunud kiirgusenergia hulka keha massiühiku kohta [15].

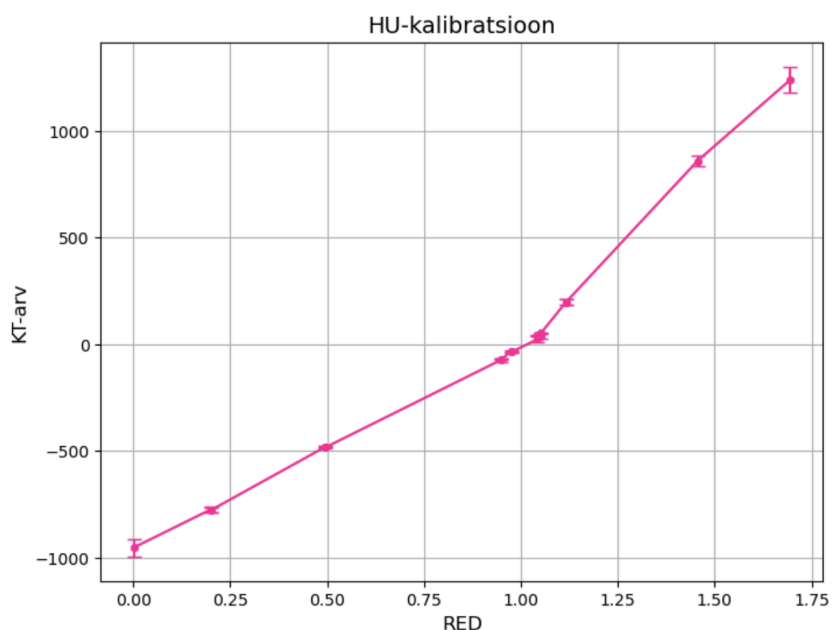
Erinevad algoritmid käsitlevad suhtelist elektrontihedust erinevalt ja vajadusel teisendatakse see omakorda füüsikaliseks tiheduseks. Näitena on toodud kahe doosiarvutusalgoritmi, Monte Carlo programmi ja Acuros External Beam (edaspidi AXB), üldine kirjeldus.

Monte Carlo meetodit kasutatakse doosi arvutamiseks kiiritusravis, simuleeritakse iga üksiku ioniseeriva osakese trajektoor huvipakkavas ruumalas, kiiritusravis on nendeks tavaliselt footonid ja elektronid. Monte Carlo meetod leiab *Linear Boltzmann Transport Equation* (edaspidi LBTE) lahendi kaudselt, kasutades juhuarvugeneraatorit ja erinevate interaktsioonitüüpide tõenäosusjaotusi, programm valib osakesele antud asukohas ja kiirusvektoriga järgmise interaktsiooni kauguse l . Seejärel liigutatakse osake kiirusvektoriga kaugusele l , kuni järgmise interaktsioonini. Järgmisena määrab programm, millist tüüpi interaktsioon toimub. Seetõttu arvutab programm iga simuleeritud interaktsiooni korral energiabilansi: sissetuleva(te) osakese/osakeste energiast lahutatakse väljamineva(te) osakese/osakeste energia. Et arvutada doos konkreetsetes ruumalas ehk voksli sees, summeeritakse kõik selles piirkonnas toimunud interaktsioonid ning jagatakse need ruumala massiga. Kuna simuleeritakse vaid piiratud arv osakesi, võib see lähenemine põhjustada stohhastilisi (juhuslikke) vigu, mis vähenevad osakeste arvu suurenemisel, kuid suurendavad arvutusmahtu ja aega [14, 16].

AXB (Acuros XB) lahendab LBTE deterministliku meetodiga, võimaldades täpselt modelleerida kiirguse levikut ja neeldumist erinevates kudedes [16]. KT-kujutiste põhjal määratakse igale vokslile füüsikaline masstihedus, mis on vajalik erinevate materjalide (näiteks õhk, pehmed koed, luu) interaktsioonide kirjeldamiseks [16]. Lahendus arvestab energiast sõltuvat footonite voogu ja sekundaarsete elektronide hajumist, mis mõjutab lokaalse neeldumiskoosi jaotust [17, 18]. Iga vokslite materjali tüüp määratakse eel määratud otsingutabeli (LUT) abil, mis seob masstiheduse kindla ainega süsteemi andmebaasis [16].

1.4. HU-kalibratsioon

HU-kalibratsioon põhineb KT-uuringul elektrontiheduse fantoomist. Fantoomi kompuutertomograafis skaneerides saadakse igale koetüübile iseloomulik KT-arv, mis seatakse vastavusse igale tihedusproovile määratud suhtelise elektrontihedusega, mille tulemusel saadakse vastavustabel (LUT), mille alusel saab koostada graafiku, kus RED väärtused on x-teljel ja KT arvud y-teljel. Seda seost nimetatakse HU-kalibratsiooniks. Raviplaneerimistarkvara kasutab neid väärtusi, et täpselt modelleerida kiirguse levikut ja neeldumist kehas, võimaldades arvutada, kui suur doos jõuab huvipiirkonda (näiteks kasvajas) ja kui palju neeldub ümbritsevas kudedes [12]. KT-arvu ja suhtelise elektrontiheduse kalibreerimise täpsus on oluline osa heterogeenses keskkonnas doosi arvutamisel [19].



Joonis 1. KT-arvu ja suhtelise elektrontiheduse seos ehk HU-kalibratsiooni kõver.

Joonisel 1 on graafikul olev kõver, mis on saadud antud lõputöö jaoks tehtud uuringust. Kasutatud on elektrontiheduse fantoomi CIRS 062M, kasutatud protokoll on vaagen, konfiguratsioon on leitav peatükist “2.1. Fantoomiga skanneerimine kompuutertomograafis”.

1.5. Pylinac pakett

Pylinac on avatud lähtekoodiga Pythoni keele pakett, mis on välja töötatud meditsiinifüüsikutele, et analüüsida pilte ja andmeid, mida kasutatakse kiirgusseadmete kvaliteedi tagamisel, peamiselt lineaarkiirendite puhul [20]. Kuna arendus on keskendunud peamiselt lineaarkiirenditega seotud tarkvarale, siis on just see valdkond kõige paremini arenenud. Kuid tegemist ei ole valmis tarkvaraga, mis tähendab, et kasutamine nõuab esmalt tarkvara loomist.

Pylinac pakub automaatset analüüsi koos selgete visuaalsete väljundite ehk graafikute ja aruannetega, kuid eeldab, et kasutaja suudab tulemusi kriitiliselt hinnata ning tuvastada ebausaldusväärsed tulemused [20]. Seetõttu peab kasutaja olema pädev oma erialal ja teadlik kaasnevatest piirangutest.

Pylinac pakett pakub võimalust analüüsida rutiinselt ja automaatselt DICOM pilte [21]. Erinevate fantoomide andmete analüüsimiseks kasutab pakett läbivalt samme laadimine/analüüs/väljund (*load/analyze/output*) [21].

Pylinac ei ole kommertspakett, seetõttu tugineb arendus peamiselt meditsiinifüüsikaga tegeleva kogukonna toele [20].

1.6. ImageJ programm

ImageJ on avaliku lähtekoodiga Java-põhine pilditöötlusprogramm, mis nõuab, et kasutatavas arvutis oleks Java versioon 1.4 või uuem [18]. ImageJ on laialdaselt kasutatav tööriist andme- ja pildianalüüsiks, näiteks kasutatakse ImageJ-d nii astronoomias kui ka meditsiinifüüsikas.

Programmil on võimekus kuvada, redigeerida, analüüsida, töödelda, salvestada ja printida 8-bitiseid, 16-bitiseid ja 32-bitiseid pilte. ImageJ suudab lugeda mitmeid failivorminguid, sealhulgas TIFF, GIF, JPEG, BMP, DICOM, FITS ning toetab ka järjestikuste pildiseeriade käsitlemist. Pildiseerijad on olulised näiteks meditsiinifüüsikas HU-kalibreerimisel [18].

Samuti saab mõõta kaugusi ja nurki. ImageJ võimaldab koostada tihedus histograme ja joondiagrame. Tarkvara sisaldab standardseid pilditöötlus funktsioone, nagu kontrasti

reguleerimine, teravustamine, silumine. Samuti võimaldab see teha geomeetrilisi teisendusi, sealhulgas skaleerimist ja pööramist [18].

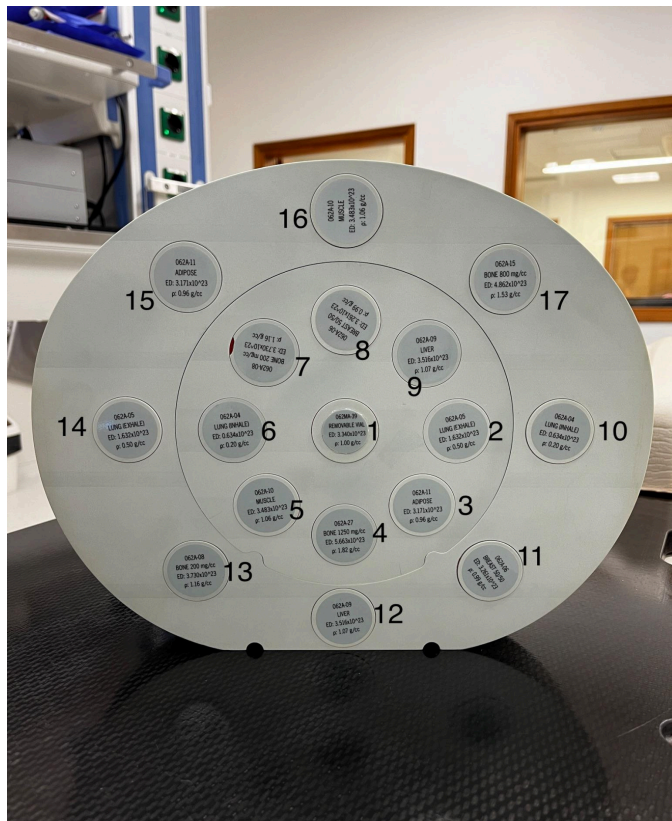
ImageJ-s on võimalik läbi viia HU-kalibratsiooni, kui mõõtmisandmed on olemas. Microsoft Exceli abiga on võimalik jõuda vastavustabeli ja graafikuni. Antud töös kasutatakse ImageJ programmi kontrollmeetodina.

2. Metoodika

2.1. Fantoomi skaneerimine kompuutertomograafis

Mõõtmisandmete kogumiseks kasutati Tartu Ülikooli Kliinikumi kompuutertomograafi

Brilliance BigBore (Philips). Mõõtmisi tehti kahel korral, 08.10.2024 ja 26.05.2025. Mõlemal korral kasutati kolme erinevat KT-uuringu protokoll - vaagen, suur rind ja vaagen XL. Mõõtmiste käigus saadi 16-lõiguline KT uuring, 3 mm sammuga. Fantoomina kasutati elektrontiheduse fantoomi CIRS 062M. Kompuutertomograafi ja fantoomi kasutati selleks, et mõõtmise tulemusena saada andmefailid (DICOM), mille töötlusel määrata KT arvud. Failid salvestati KT lõikude kaupa DICOM faildena ja ühe uuringu lõigud pakiti kokku 7z tüüpi failiks, mis oli edasise ananlüüsi üheks sisendiks.



Pilt 2. Elektrontiheduse fantoom tihedusproovide ning nende määratud numbritega.

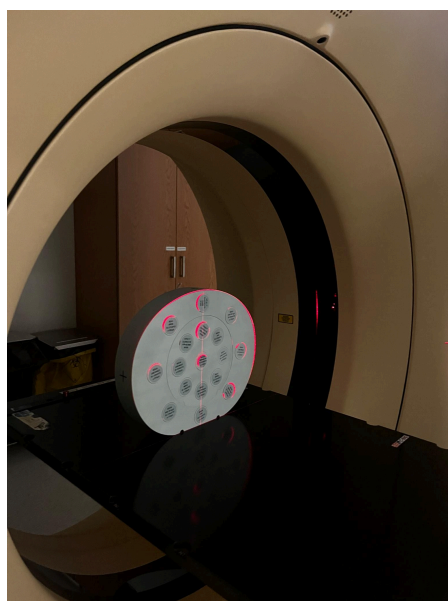
Pildil 2 on näha katses kasutatud elektrontiheduse fantoomi konfiguratsiooni. Igale tihedusproovile on määratud number (edaspidi positsiooni number). Positsiooni number on määratud selle alusel, mis järjekorras arendatud kood tihedusproove luges.

Nr	Tihedusproov	Masstihedus (g/cm)	Absoluutne elektrontihedus (10^{23} elektroni/cm)	Suhteline elektrontihedus (RED)
1.	Õhk	0,001	3,343	0,001
2.	Kops (väljahingamisel)	0,507	1,658	0,496
3.	Rasvkude	0,960	3,171	0,949
4.	Tahke tihe luu (1250 mg/cc HA)	1,820	5,663	1,695
5.	Lihaskude	1,060	3,483	1,043
6.	Kops (sissehingamisel)	0,205	0,668	0,200
7.	Tahke trabekulaarne luu (200 mg/cc HA)	1,160	3,730	1,117
8.	Rind (50% nääre / 50% rasvu)	0,990	3,261	0,976
9.	Maks	1,070	3,516	1,052
10.	Kops (sissehingamisel)	0,205	0,668	0,200
11.	Rind (50% nääre / 50% rasvu)	0,990	3,261	0,976
12.	Maks	1,070	3,516	1,052
13.	Tahke trabekulaarne luu (200 mg/cc HA)	1,160	3,730	1,117
14.	Kops (väljahingamisel)	0,507	1,658	0,496
15.	Rasvkude	0,960	3,171	0,949
16.	Lihaskude	1,060	3,483	1,043
17.	Tahke tihe luu (800 mg/cc HA)	1,530	4,862	1,456

Tabel 1. Töös kasutatud fantoomi konfiguratsioon, positsiooni numbrit ja kasutatud tihedusproovidega.

Tabelis 1 on esitatud fantoomi konfiguratsioonile vastavad tihedusproovid (vt pilt 2.), nimetuste, masstiheduse ning absoluutse ja suhtelise elektrontihedusega.

Märkus: 1 mg/cm³ HA tähendab, et materjal sisaldab 1 milligrammi hüdroksüapatiiti (HA)



ühe kuupsentimeetri kohta. Hüdroksüapatiit on anorgaaniline mineraal, mis moodustab suure osa inimese luukoest ja annab luule selle kõvaduse. Sellise kontsentratsiooniga materjal imiteerib luud. Antud väärtus ei ole fantoomi materjali iseseisev füüsikaline parameeter, vaid viitab luukoe analoogse koostisega aine sisaldusele, sarnaselt sellele, kuidas see esineb inimese luus [2, 17].

Fantoom asetati KT patsiendilauale (vt pilt 3) ja ühe fantoomi konfiguratsiooniga sooritati kokku 3 KT-uuringut. Kasutati KT uuringuprotokolle vaagen, vaagen XL ja suur rind.

Pilt 3. Elektrontiheduse fantoom CIRS 062M on asetatud KT patsiendilauale.

2.2. Koodi arendamine

Sobiv kood puudus, osakonnas oli automatiseerimisega alustatud, kuid arendus oli jäänud pooleli. Pylinac analüüsimoodul ei sobinud samuti täielikult, kuna kasutas teistsugust analüüsimeetodit, kui antud töö eesmärkide täitmiseks vajalik oli, ning mitmete soovitud funktsioonide rakendamine osutus keerukaks. Seetõttu otsustati koodi täiendada ja edasi arendada.

Koodi arendamiseks kasutati keskkonnana Jupyter Notebooki, kuna see oli töö autorile tuttav programmeerimiskeskond.

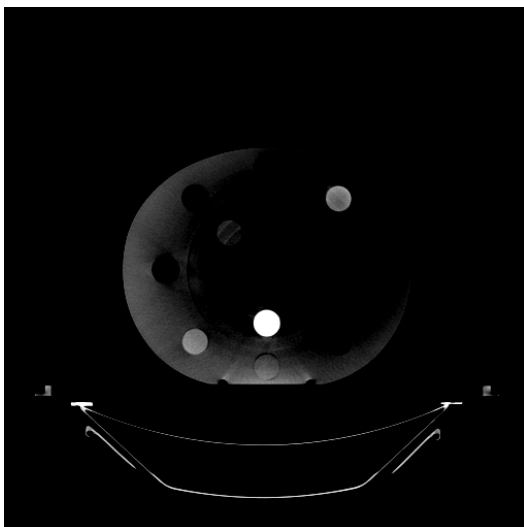
Peamised koodi arendused, parandused ja muudatused:

- DICOM faili sisselugemise muutmine, 7zip lahti pakkimisega;
- KT-arvu ja standardhälvete jaoks kaalutud keskmise leidmine;

- NaN väärtuste eemaldamine ehk väärtus, mis tekib juhul, kui piksli asukoht jääb väljapoole fantoomi ehk piirkonda, kus puuduvad mõõdetavad andmed;
- eemaldati tulemused, mis ületasid kahekordset standardhälvet;
- tihedusproovide parameetrite (tihedusproovide kaugused ja nurgad tsentrist) lugemine välisest failist;
- ROI muutmine, et see sõltuks etteantud tihedusproovide väärtustest;
- lisatud teisendus rescaleSlope ja rescaleIntercept abil, et saada õiged KT arvud (nende kahe väärtused on DICOM faili sees kaasas) ehk lühidalt DICOM faili korrektne interpreteerimine;
- esimese 3 ja viimase 3 faili eemaldamine analüüsist selleks, et vähendada fantoomi otsmiste lõikude põhjustatud mõõteviga;
- RED väärtuste sisselugemine koodi välisest failist;
- sidumine KT-arvu ja RED vahel, vastavustabeli genereerimine, graafiku visualiseerimine.

Parandatud ja täiendatud kood (edaspidi “arendatud kood”) on leitav lisana (vt Lisa 1).

Järgnevalt on kirjeldatud koodi tööpõhimõtet. Kõigepealt imporditi vajalikud moodulid. Seejärel loeti sisse DICOM-failid, mis sisaldasid mõõteandmeid fantoomi 16 lõigust ja

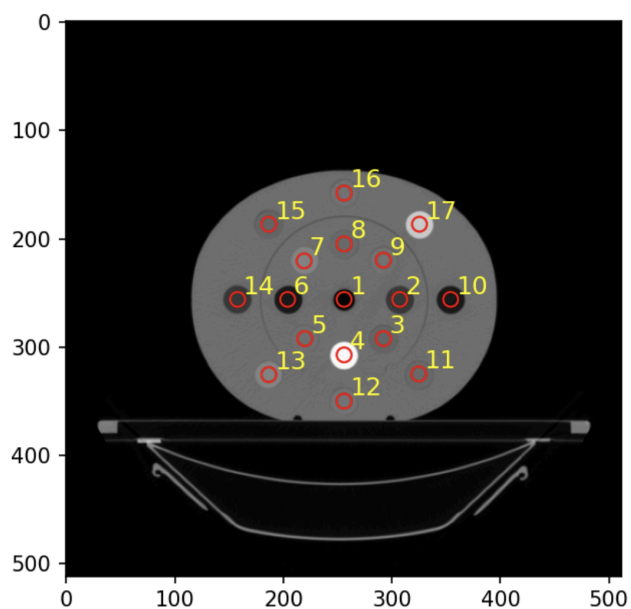


metaandmeid. Eemaldati esimesed ja viimased kolm lõiku, et parandada KT-arvu täpsust. See on vajalik, kuna need lõigud võivad sisaldada valesid või moonutatud andmeid, mis tulenevad skaneerimise geomeetriast. Fantoomi pindmistest kihtidest läbivad footonid materjali teatava nurga all, mistõttu nad ei läbi kogu fantoomi diameetrit. See põhjustab ebatäpsusi pildi rekonstrueerimisel. Üldiselt on kompuutertomograafiline rekonstrueerimine õhu läheduses problemaatilisem ja ebatäpsem kui homogeensete ainete sees.

Pilt 4. Kujutis fantoomi esimesest lõigust.

Pildilt (vt pilt 4) on näha hägusust või üldse musta kujutist fantoomi otsmisel lõigul. Välimiste lõikude eemaldamisel saadi tihedusproovide väärtused fantoomi keskosas olevatelt sisemistelt lõikudelt, mis on kõige usaldusväärsem osa skaneerimise protsessist. Kasutatakse muutujat `dicom_files`. Tihedusproovi parameetriteks olid raadiused, sisemises ringis asuvate proovide kaugus tsentraalsest tihedusproovist ning välimises ringis asuvate proovide kaugus fantoomi keskpunktis paiknevast tihedusproovist.

Tihedusproovide huvipiirkondade asukohad ja suurused (nurgad, kaugused, raadiused) salvestati muutujasse `rois`. Järgnevalt joonistati funktsiooniga `circle_mask()` tihedusproovide sisse proovist väiksema raadiusega ringid (edaspidi ROI), analüüsi käigus arvestati piksli



väärtuseid ainult ROI sees olevalt osalt (vt pilt 5). Kuigi kasutatakse mõistet “piksli väärtus”, viitavad need tegelikult vokslitele. KT-lõigu maatriks on 512×512 pikslit ning piksli suurus tuletatakse DICOM-failist. KT-lõikude sammu (näiteks 3 mm) lisamisel saadakse vokslidimensioonid. Kuna analüüs toimub lõikude kaupa, käsitletakse küll piksli väärtusi, ent kuna piksli väärtused põhinevad füüsikaliselt kogu voksliruumalal, võib tulemust tõlgendada kui vokslidimensiooni keskvaartust.

Pilt 5. Tihedusproovide ROI-d.

ROIde asukohad teisendati `polar_to_cartesian()` funktsiooni abil polaarkoordinaadid (nurk ja kaugus) ristkoordinaatideks. Seejärel rakendati funktsiooni `dicom_analyze()`, mis luges iga KT-lõigu DICOM-failist piksli toorväärtused, teisendas need KT arvudeks, kasutades `RescaleSlope` ja `RescaleIntercept` väärtusi. Samuti määrati fantoomi keskpunkt. Käesolevas töös eeldati, et fantoom on patsiendilauale asetatud sirgelt ja tsentraalselt, mistõttu selle pöördele korrigeerimist ei teostatud.

Funktsioon `get_values()` arvutas igas lõigus iga tihedusproovi kohta keskmise KT-arvu ja vastava standardhälbe. Tulemused salvestati massiividesse `means` ja `stdevs`. Seejärel eemaldati NaN-väärtused ning äärmused, mis ületasid kahekordse standardhälbe piiri. Lõpuks arvutati

iga tihedusproovi kohta KT arvude kaalutud keskmised, selleks et minimeerida äärelõikudes tekkivat viga. Lõppfaasis loodi vastavustabel KT arvude ja RED-väärtuste vahel, kasutades faili RED_.txt, ning joonistati graafik. Graafikul on esitatud keskmised väärtused koos standardhälvete vearibadega.

Määramatuse arvutamisel leiti iga lõigu keskmise standardhälbe määramatus valemiga

$u_i = \frac{s_i}{\sqrt{n_i}}$, kus s_i on lõigu standardhälve ja n_i on mõõtmiste arv selles lõigus [22]. Seejärel

leiti kombineeritud standardmääramatus tihedusproovi keskmise kohta valemiga

$u_{kogu} = \frac{1}{N} \sqrt{\sum_{i=1}^N \frac{s_i^2}{n_i}}$, kus N on lõikude arv. Määramatused on välja toodud lisades (vt Lisa 4, tabel 7 ja 8).

2.3. Võrdlus kontrollmeetodiga

Kontrollmeetodina kasutati DICOM failide analüüsimisel ImageJ tarkvara, mis võimaldas erinevatel lõikudel KT-arve määrata ja saadud tulemusi võrreldi arendatud koodiga saadud tulemustega (tulemused on leitavad peatükist “3. Tulemused, analüüsid ja järeldused”).

DICOM failid avati ImageJ programmiga (*File -> Import -> Image sequence*), sarnaselt arendatud koodile eemaldati esimesed ja viimased kolm lõiku, et välistada ebatäpsusi põhjustavad otsmised lõigud.

Analüüsi teostamiseks tuli kasutada huvipiirkondade haldurit (*Analyse -> Tools -> ROI Manager*), mis võimaldab mitut ROI-d luua ja hallata. Tuli luua ROI (*region-of-interest*). Valiti *Plugins -> New -> Macro*. Kasutati arendatud koodi jaoks määratud ROI parameetreid (kaugus tsentrist, ROI ümbermõõt, nurk), et hinnata, kas meetodite tulemused kattuvad. Kasutatud kood on ImageJ enda sisekeel *Macros*, tehtud kood on leitav lisast (vt Lisa 2), mille koostamisel tugineti ImageJ veebilehelt leitavatele juhistele ja erialasele foorumile [23, 24]. Seejärel vajutati *RUN*. *ROI Manager* avati automaatselt. Määratud roid salvestati failina, antud faili saab edaspidi uuele DICOM failile uuesti rakendada juhul, kui skanneeringu FOV (*field of view*) ja zoom pole muutunud. Fantoomi konfiguratsioon ei muutu antud töös.

KT-arvu arvutamiseks tuli rakendada käsku *More -> Multi-Measure ->*, valides “*measure all 12 slices*” ja “*one row per slice*” ning vajutati “*OK*”. Tulemuseks saadi tabel iga ROI keskmise HU väärtusega igal KT lõigul koos standardhälvetega. Saadud väärtused viidi üle Microsoft Excelisse ning arvutati iga tihedusproovi kaalutud keskmine väärtus üle

mõõdetavate lõikude. Kaalutud keskmist kasutati kontrollmeetodi puhul, selleks et minimeerida äärelõikudes tekkivat viga. Tulemused pandi vastavusse suhtelise elektrontihedusega, mis oli fantoomiga kaasa antud, ning saadi vastavustabel. Graafik loodi identselt eelnevaga.

Määramatuse arvutused tehakse analoogselt peatükis “2.2. Koodi arendamine” väljatoodule. Määramatused on välja toodud lisades (vt Lisa 4, tabel 7 ja 8).

2.4. RadMachine'i koodi üleviimine

Programm, kuhu kood tuli üle viia, on igapäevaselt kasutatav seadmete kontrolliks ja kvaliteedimõõtmiste läbiviimiseks. Meditsiinifüüsikuga koos tehtud muudatused RadMachine's:

- tihedusproovide parameetrid on esitatud konstantse listina;
- 3 esimese ja 3 viimase faili eemaldamine tehti tõhusamaks DICOM faili sisese positsiooni järgi;
- DICOM failide sisselugemist kohandati RadMachine keskkonnaga;
- RED väärtused on esitatud konstantse listina;
- lisati tulemuste salvestamise võimalus CSV failina;
- kohandati piltide loomist.

Arendatud koodis pakiti DICOM-failid esmalt lahti ja salvestati etteantud nimega kausta, RadMachine'i versioonis kasutati *TemporaryZipDirectory*-i, mis võimaldas faile töödelda otse, ilma neid eelnevalt lahti pakkimata. Samuti viidi ROI ja tihedusproovide RED väärtused RadMachine'i koodi sisse konstantse listina ning lisati võimalus salvestada tulemused CSV-failina. Kui arendatud koodis eemaldati esimesed ja viimased lõigud faili nime põhjal, siis RadMachine'i jaoks kohandatud versioon sorteerib lõigud *SliceLocation*-i alusel, mis pärineb DICOM-faili metaandmetest. Arvutuste loogika jäi muutmata ning põhines endiselt arendatud koodil, mis on leitav peatükist „2.2. Koodi arendamine“. RadMachine'i koodi valideeriti, andes talle sama sisendi, mis arendatud koodile. Valideerimise eeldus on, et tulemused on identsed.

3. Tulemused, analüüsid ja järeldused

Kasutatud RED väärtused on leitavad peatüki “2.1. Fantoomiga skanneerimine kompuutertomograafis” alt.

3.1. 08.10.24 mõõtmise tulemused

3.1.1. Vaagna protokoll

Protokolli parameetrid:

- torupinge: 120 kV;
- torulaeng: 300 mAs;
- FOV: 600 mm (60 cm);
- rekonstrueerimis filter: B;
- lõigu paksus (*slice thickness*): 3 mm;
- lõigu intervall (*increment*): 3 mm;
- aeg, mis kulub röntgentoru ja detektorite täisringiks (*rotation time*): 0,813 s.

3.1.1.1. Arendatud koodi ja ImageJ saadud väärtused ning standardhälve

Vaagen	Arendatud kood		Kontrollmeetod	
	KT-arv (HU)	$\sigma (\pm HU)$	KT-arv (HU)	$\sigma (\pm HU)$
1. Õhk	-953	41	-952	43
2. Kops (väljahingamisel), siseosa	-481	4	-480	4
3. Rasv, siseosa	-74	8	-73	8
4. Luu (1250), siseosa	1239	62	1237	63
5. Lihas,siseosa	23	14	23	15
6. Kops (sissehingamisel), siseosa	-775	13	-774	13
7. Luu (200), siseosa	198	16	198	16
8. Rind, siseosa	-34	7	-34	7
9. Maks, siseosa	38	15	39	15
10. Kops (sissehingamisel), välisosa	-778	12	-777	13
11. Rind, välisosa	-36	5	-36	5
12. Maks, välisosa	52	2	52	2
13. Luu (200), välisosa	198	12	198	12
14. Kops (välja), välisosa	-483	6	-484	6
15. Rasv, välisosa	-71	1	-71	1
16. Lihas, välisosa	43	1	43	1
17. Luu (800), välisosa	859	23	858	23

Tabel 2. Vaagna protokollil puhul saadud KT arvud ja standardhälbed, keskmistatud 12 lõigu peale.

3.1.1.2. Kahe meetodi võrdlus vaagen protokollis

Kahe erineva meetodiga saadud tihedusproovide KT arvud kattuvad kõigil juhtudel standardhälbe piires (vt tabel 2).

- 0 HU võrra: lihas (siseosa), luu (200 mg/cm HA, siseosa), rind (sise- ja välisosa), maks (välisosa), luu (200 mg/cm HA, välisosa), rasv (välisosa), lihas (välisosa);
- 1 HU võrra: õhk, kops (väljahingamine, siseosa), rasv (siseosa), kops (sissehingamine, sise- ja välisosa), maks (siseosa), kops (väljahingamine, välisosa), luu (800 mg/cm HA, välisosa);
- 2 HU võrra: luukude tihedusega 1250 mg/cm HA.

Kõige enam erines KT-arv tihedusproovil luukude tihedusega 1250 mg/cm HA.

3.1.2. Suur rind protokoll

Protokolli parameetrid:

- torupinge: 120 kV;
- torulaeng: 300 mAs;
- FOV: 700 mm (70 cm);
- rekonstrueerimis filter: C;
- lõigu paksus (*slice thickness*): 3 mm;
- lõigu intervall (*increment*): 3 mm;
- aeg, mis kulub röntgentoru ja detektorite täisringiks (*rotation time*): 0,688 s.

3.1.2.1. Arendatud koodi ja ImageJ saadud väärtused ning standardhälve

Suur rind	Arendatud kood		Kontrollmeetod	
	KT-arv (HU)	$\sigma (\pm HU)$	KT-arv (HU)	$\sigma (\pm HU)$
1. Õhk	-954	42	-954	43
2. Kops (väljahingamisel), siseosa	-482	4	-481	4
3. Rasv, siseosa	-75	7	-75	7
4. Luu (1250), siseosa	1254	53	1252	54
5. Lihas, siseosa	25	12	25	12
6. Kops (sissehingamisel), siseosa	-777	11	-776	11
7. Luu (200), siseosa	200	14	201	14
8. Rind, siseosa	-34	6	-33	6
9. Maks, siseosa	40	11	40	11
10. Kops (sissehingamisel), välisosa	-780	11	-779	11
11. Rind, välisosa	-37	5	-37	5
12. Maks, välisosa	52	1	51	1
13. Luu (200), välisosa	201	10	202	10
14. Kops (välja), välisosa	-486	5	-486	5
15. Rasv, välisosa	-72	1	-72	1
16. Lihas, välisosa	42	1	41	1
17. Luu (800), välisosa	859	19	860	18

Tabel 3. Suur rind protokollis saadud KT arvud ja standardhälbed, keskmistatud 12 lõigu peale.

3.1.2.2. Kahe meetodi võrdlus suur rind protokollis puhul

Kahe erineva meetodiga saadud tihedusproovide KT arvud kattuvad kõigil juhtudel standardhälbe piires (vt tabel 3).

- 0 HU erinevus: õhk, rasvkude (sise- ja välisosa), lihaskude (siseosa), kopsukude (väljahingamisel, välisosa), maks (siseosa), rinnakude (välisosa);
- 1 HU erinevus: kopsukude (väljahingamisel, siseosa), kopsukude (sissehingamisel, sise- ja välisosa), luukude (200 mg/cm HA, sise- ja välisosa), rinnakude (siseosa), maks (välisosa), lihaskude (välisosa), luukude (800 mg/cm HA, välisosa);
- 2 HU erinevus: luukude (1250 mg/cm HA, siseosa).

Kõige enam erines KT-arv tihedusproovil luukude tihedusega 1250 mg/cm HA.

3.1.3. Vaagen XL protokoll

Protokolli parameetrid:

- torupinge: 140 kV;
- torulaeng: 350 mAs;
- FOV: 700 mm (70 cm);
- rekonstrueerimis filter: B;
- lõigu paksus (*slice thickness*): 3 mm;
- lõigu intervall (*increment*): 3 mm;
- aeg, mis kulub röntgentoru ja detektorite täisringiks (*rotation time*): 0,688 s.

3.1.3.1. Arendatud koodi ja ImageJ saadud väärtused ning standardhälve

Vaagen XL	Arendatud kood		Kontrollmeetod	
	KT-arv (HU)	$\sigma (\pm HU)$	KT-arv (HU)	$\sigma (\pm HU)$
1. Õhk	-946	37	-944	40
2. Kops (väljahingamisel), siseosa	-477	4	-476	4
3. Rasv, siseosa	-71	9	-71	9
4. Luu (1250), siseosa	1112	52	1111	53
5. Lihas,siseosa	21	14	21	14
6. Kops (sissehingamisel), siseosa	-767	12	-766	12
7. Luu (200), siseosa	176	16	176	16
8. Rind, siseosa	-32	8	-31	8
9. Maks, siseosa	36	16	37	16
10. Kops (sissehingamisel), välisosa	-770	14	-769	14
11. Rind, välisosa	-33	4	-33	5
12. Maks, välisosa	54	1	53	1
13. Luu (200), välisosa	178	10	178	10
14. Kops (väljahingamisel), välisosa	-480	5	-480	5
15. Rasv, välisosa	-65	2	-65	2
16. Lihas, välisosa	44	2	44	1
17. Luu (800), välisosa	772	22	771	22

Tabel 4. Vaagen XL protokollil puhul saadud KT arvud ja standardhälbed, keskmistatud 12 lõigu peale.

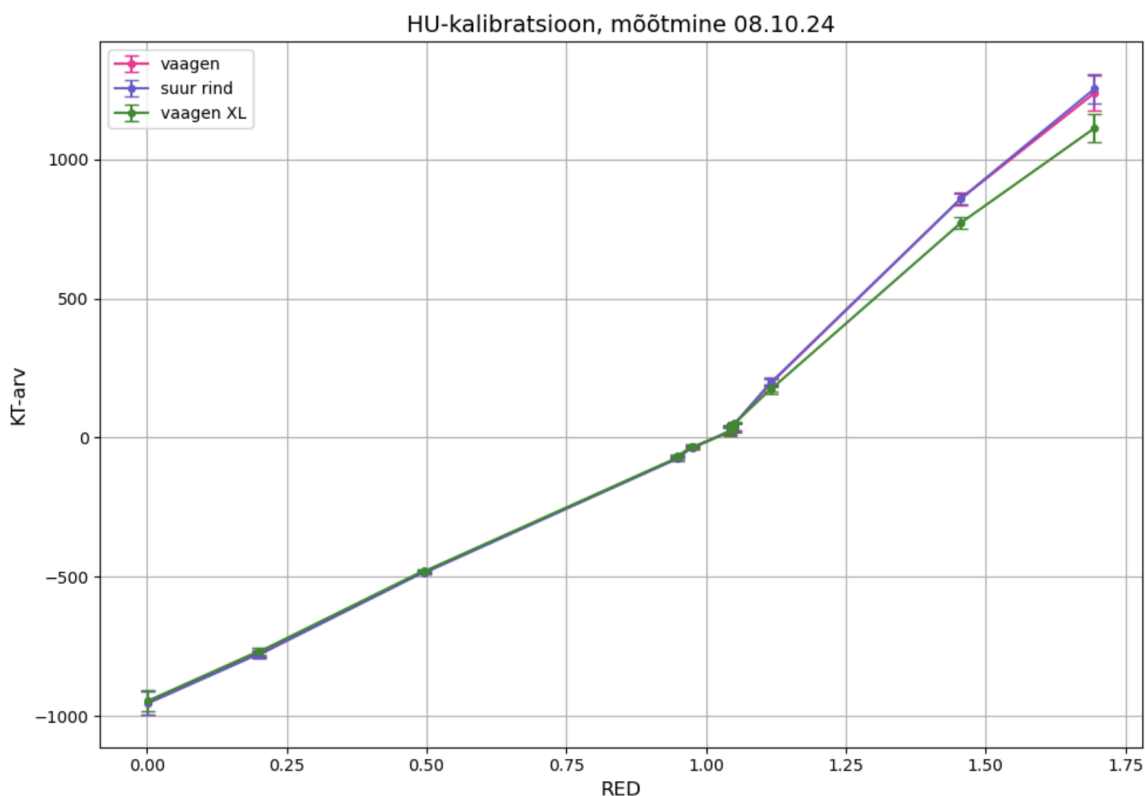
3.1.3.2. Kahe meetodi võrdlus vaagen XL protokollil puhul

Kahe erineva meetodiga saadud tihedusproovide KT arvud kattuvad kõigil juhtudel standardhälbe piires (vt. tabel 4).

- 0 HU erinevus: kopsukude (väljahingamisel ja välisosa), rasvkude (sise- ja välisosa), lihaskude (sise- ja välisosa), luukude (200 mg/cm HA, sise- ja välisosa), rinnakude (välisosa);
- 1 HU erinevus: kopsukude (väljahingamisel ja siseosa), luukude (1250 mg/cm HA, siseosa), kopsukude (sissehingamisel, sise- ja välisosa), rinnakude (siseosa), maks (sise- ja välisosa), luukude (800 mg/cm HA, välisosa);
- 2 HU erinevus: õhk.

Kõige enim erines KT-arv tihedusproovil õhk.

3.1.4. KT uuringuprotokollide võrdlus



Joonis 2. Arendatud koodiga saadud tulemuste graafiline kujutamine, mõõtmine 08.10.24.

Joonisel 2 on graafiliselt esitatud kolme KT-uuringuprotokollil HU-kalibratsiooni kõver koos vearistidega, tulemused on saadud arendatud koodiga. Näha on erinevused eelkõige veest tihedamate kudede korral.

3.2. Mõõtmise 2 tulemused

3.2.1. Kolme protokollide tulemused

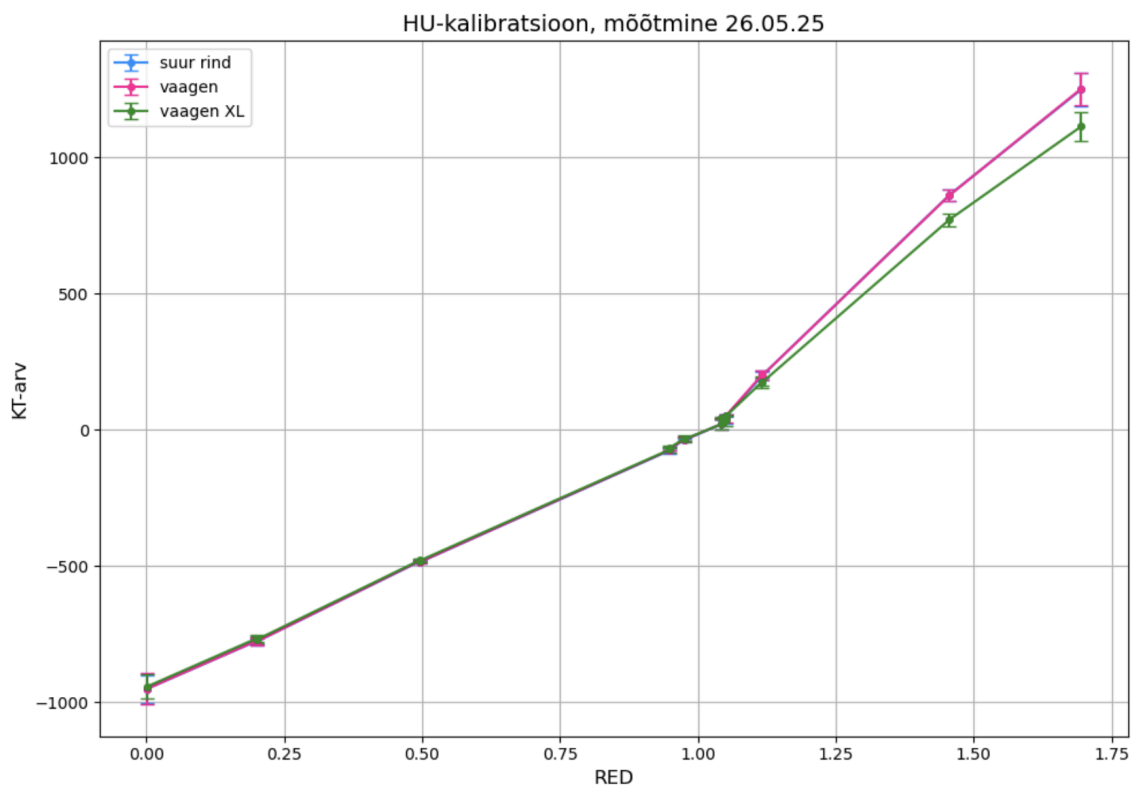
Kolme protokollide parameetrid on esitatud 3.1. alapeatükis. Vaagna protokoll on toodud alapeatükis 3.1.1., suure rinna protokoll alapeatükis 3.1.2. ning alapeatükis 3.1.3. vaagen XL protokoll. 26.05.25 sooritatud kordusmõõtmise tulemused on esitatud tabelis 5.

26.05.25 sooritatud mõõtmise tulemused						
	Vaagen		Suur rind		Vaagen XL	
Tihedusproovid	KT-arv (HU)	σ ($\pm HU$)	KT-arv (HU)	σ ($\pm HU$)	KT-arv (HU)	σ ($\pm HU$)
1. Õhk	-951	58	-951	51	-943	45
2. Kops (väljahingamisel), siseosa	-482	4	-483	3	-478	5
3. Rasv, siseosa	-74	10	-76	11	-73	12
4. Luu (1250), siseosa	1252	59	1249	62	1113	55
5. Lihas, siseosa	22	19	21	19	21	18
6. Kops (sissehingamisel), siseosa	-775	13	-775	13	-766	14
7. Luu (200), siseosa	200	18	200	18	175	21
8. Rind, siseosa	-33	8	-34	8	-33	11
9. Maks, siseosa	40	15	39	17	35	19
10. Kops (sissehingamisel), välisosa	-777	13	-778	13	-770	13
11. Rind, välisosa	-36	7	-37	6	-34	7
12. Maks, välisosa	54	2	52	2	53	1
13. Luu (200), välisosa	203	12	199	14	177	13
14. Kops (väljahingamisel), välisosa	-485	5	-486	5	-480	6
15. Rasv, välisosa	-71	4	-72	4	-65	3
16. Lihas, välisosa	42	3	42	2	43	3

26.05.25 sooritatud mõõtmise tulemused						
17. Luu (800), välisosa	861	22	861	21	771	24

Tabel 5. 26.05.25 teostatud mõõtmise KT arvud ja standardhälbed, keskmistatud 12 lõigu peale.

3.2.2. KT uuringuprotokollide võrdlus



Joonis 3. 26.05.25 teostatud mõõtmise tulemuste graafiline kujutamine.

Joonisel 3 on graafiliselt esitatud kolme uurimisprotokolli HU-kalibratsiooni kõver koos vearistidega.

3.3. RadMachine'i kontrolli tulemused

3.3.1. 08.10.25 mõõtmise tulemused

RadMachine'i tulemused						
	Vaagen		Suur rind		Vaagen XL	
Tihedusproovid	KT-arv (HU)	σ ($\pm HU$)	KT-arv (HU)	σ ($\pm HU$)	KT-arv (HU)	σ ($\pm HU$)
1. Õhk	-953	41	-954	42	-946	37
2. Kops (väljahingamisel), siseosa	-481	4	-482	4	-477	4
3. Rasv, siseosa	-74	8	-75	7	-71	9
4. Luu (1250), siseosa	1239	62	1254	53	1112	52
5. Lihas, siseosa	23	14	25	13	21	14
6. Kops (sissehingamisel), siseosa	-775	13	-777	11	-767	12
7. Luu (200), siseosa	198	16	200	14	176	16
8. Rind, siseosa	-34	7	-34	6	-32	8
9. Maks, siseosa	38	15	40	11	36	16
10. Kops (sissehingamisel), välisosa	-778	12	-780	11	-770	14
11. Rind, välisosa	-36	5	-37	5	-33	4
12. Maks, välisosa	52	2	52	1	54	1
13. Luu (200), välisosa	198	12	201	10	178	10
14. Kops (väljahingamisel), välisosa	-483	6	-486	5	-480	5
15. Rasv, välisosa	-71	1	-72	1	-65	2
16. Lihas, välisosa	43	1	42	1	44	2
17. Luu (800), välisosa	859	23	859	19	772	22

Tabel 6. RadMachine'i üle viidud koodiga saadud KT arvud ja standardhälbed, keskmistatud 12 lõigu peale.

Tabelis 6 on RadMachine'i üle viidud koodi tulemused 08.10.24 mõõtmise kohta.

3.4. Analüüs ja järeldused

Kõigi KT-uuringuprotokollide puhul jäid mõõdetud tihedusproovide KT arvud standardhälbe piiridesse. Kõrvalekalded ei ületanud 2 HUd ning mõõtetulemustes ei ilmnunud süstemaatilisi mustreid. DICOM-failide analüüsimisel kasutati identseid ROI-suurusi, mistõttu tulemused ei mõjuta huvipiirkonna parameetrid. Samuti kasutati mõlema meetodi puhul sama palju lõike, välistades võimaluse, et lõikude arv mõjutaks tulemusi. Siiski esineb meetodite vahel üks oluline erinevus: arendatud meetodis eemaldatakse nii kujutise äärealad kui ka väärtused, mis ületavad kahekordse standardhälbe piiri, samal ajal kui kontrollmeetodis sellist andmetöötlust ei rakendata. Sellest tulenevalt ei ole kahe meetodi tulemuste täielik kokkulangevus võimalik.

KT-uuringuprotokolli vaagen puhul on tihedusproovide KT arvud erinevate meetodite puhul standardhälbe piires kattuvad. Siiski on täheldatav tulemuste varieeruvus erinevatel aegadel läbi viidud mõõtmiste vahel. Suurim kõrvalekalle ilmnes tihedusproovil luukude, mille tihedus on 1250 mg/cm HA ja mis paikneb fantoomi siseosas. 08.10.2024 sooritatud mõõtmiste puhul oli arendatud koodi abil saadud KT-arv 1239 HU. 26.05.25 sooritatud mõõtmistel saadi arendatud koodiga 1252 HU. KT-uurimisprotokolli parameetrid olid kahel mõõtmisel identsed. Fantoomi ROI oli samade parameetritega mõlema mõõtmise puhul ning samuti kattusid lõikude arv. Ilmnunud erinevused võivad tuleneda asjaolust, et fantoom ei olnud mõõtmiste ajal patsiendilauale asetatud täpselt samasse asendisse. Väikesed nihked fantoomi positsioonis võivad mõjutada kiirguse läbitavust ja rekonstrueeritud kujutist, eriti tihedusproovi paiknemisel siseosas. Lisaks on võimalik, et varieeruvust põhjustas fantoomi skaneeritava piirkonna erinev määramine mõõtmisprotsessi käigus. Kuna mõõtepiirkond (*irradiation field*) valitakse manuaalselt hiire lohistamise abil, on see ebatäpne, mis omakorda mõjutab KT arvude täpsust.

KT-uuringuprotokolli suur rind puhul oli tihedusproovide KT arvud erinevate meetodite puhul standardhälbe piires kattuvad. Ühtegi suurt kõrvalekallet ei esinenud, kõige suurem kõrvalekalle esines kahe mõõtmise võrdluses, tihedusproovil luukude, mille tihedus oli 1250 mg/cm HA ja mis paiknes fantoomi siseosas. 08.10.2024 sooritatud mõõtmiste puhul oli arendatud koodi abil saadud KT-arv 1254 HU. 26.05.25 sooritatud mõõtmistel saadi arendatud koodiga 1249 HU. Erinevus on arendatud koodi ning kontrollmeetodiga 5 HU-d, mis ei ole suur kõrvalekalle. Lisaks eelnevas lõigus välja toodud põhjustele, miks tulemused erinevad, saab antud juhul põhjusena välja tuua ka protokolli parameetrid. Mõlemal mõõtmisel kasutati

FOV 700 mm, mis on väiksema lahutusvõimega kui FOV 600 mm, mida kasutati uurimisprotokollis vaagen, põhjustades seetõttu ka suurema vea.

KT-uuringuprotokolli vaagen XL puhul tihedusproovide KT arvud erinevate meetodite puhul standardhälbe piires kattusid. Ühtegi suurt kõrvalekallet ei esinenud, kõige suurem kõrvalekalle oli kahe mõõtmise võrdluses, tihedusproovil õhk, mis paiknes fantoomi tsentris. 08.10.2024 sooritatud mõõtmiste puhul oli arendatud koodi abil saadud KT-arv -946 HU. 26.05.25 sooritatud mõõtmistel saadi arendatud koodiga -943 HU. Erinevus arendatud koodi ning kontrollmeetodiga oli 3 HU-d, mis ei olnud suur kõrvalekalle. Mõlemal mõõtmisel kasutati FOV 700 mm, mis väiksema täpsuse tõttu põhjustas erinevuse. Antud protokolli puhul väärib märkimist, et tihedusproovil luukude, mille tihedus oli 1250 mg/cc HA ja mis paiknes fantoomi siseosas, KT-arvu erinevus võrreldes kahe teise protokolliga oli ümardatult 140 HU. See oli oodatav tulemus, mis tulenes uurimisprotokolli parameetritest. Selle protokolli puhul kasutati torupinget 140 kV (vaagna ja suur rind protokollide puhul kasutati 120kV). Eksponeerimisaeg oli 50 mAs võrra rohkem võrreldes kahe teise protokolliga.

Määramatusarvutused näitavad, et KT arvude määramatused on väga väikesed, mis kinnitab, et välja töötatud meetod on piisavalt usaldusväärne kliinilises praktikas kasutamiseks.

RadMachine'i ja arendatud koodi tulemuste võrdlusest on näha, et kõigi kolme KT-uuringuprotokolli puhul olid tulemused identsed arendatud meetodiga. Sellised tulemused olid ka oodatavad, sest arendatud koodi üleviimisel RadMachine'i ei muudetud arvutuslikku tööpõhimõtet. Järelikult on tulemused usaldusväärsed ja välja arendatud meetod on valmis kasutuseks kliinilises praktikas.

Kokkuvõtvalt saab tulemustest järeldada, et arendatud meetodi väljastatavad tulemused on usaldusväärsed ning kliinilises praktikas kasutatavad.

Kokkuvõte

HU-kalibratsioon on meetod, mis kasutab kompuutertomograafiat (KT) ja elektrontiheduse fantoomi, et määrata vastavustabel, mida kasutatakse kiiritusravi planeerimissüsteemis neeldumiskoosi arvutamiseks.

Käesoleva töö eesmärgiks oli automatiseerida HU-kalibratsiooni. Mõõtmised viidi läbi CIRS 062M elektrontiheduse fantoomiga, kasutades kolme erinevat KT protokoll ja ühte fantoomi konfiguratsiooni. Tarkvara arendamiseks kasutati Jupyter Notebook keskkonda ning arendus algas algaasis oleva programmiga, koodi arendati vastavalt Tartu Ülikooli Kliinikumi meditsiinifüüsikute soovitudele. Arendatud koodi abil saadi skaneeritud fantoomi analüüsimisel tihedusproovidele vastavad KT-arvu väärtused ja koostati vastavustabel tihedusproovide teadaolevate suhteliste elektrontiheduse väärtuste kohta. Mõõtmistulemusi võrreldi kontrolliks varasemalt kasutatud meetodiga.

Analüüs näitas, et kõigi kolme KT-uurimisprotokolli puhul kattusid kahe meetodi väärtused standardhälbe piires ning kõrvalekalded olid minimaalsed. Arendatud meetodi abil saadavaid KT-arve saab pidada usaldusväärseteks.

Töö eesmärk sai edukalt täidetud, luues sobiva alternatiivi senisele meetodile, mis on oluliselt kiirem ja automaatsem. Tulevikus oleks soovitatav arendatud meetodit veelgi optimeerida, keskendudes eelkõige täpsuse parandamisele võrreldes kontrollmeetodiga.

Antud tööga saadud tulemus on väärtuslik, kuna pakub efektiivsemat meetodit kiiritusravis olulise kalibratsiooni teostamiseks.

Kasutatud kirjandus

- [1] L. Lopez, "CT scanner components explained," Medical Imaging Source, kasutatud 15.12.24, <https://www.medicalimagingsource.com/ct-scanner-components-explained>
- [2] POCL Medical Solutions, "Electron density phantom model 062M," kasutatud 05.05.25: <https://poclindia.com/product/electron-density-phantom-model-062m/>
- [3] D. T. Tai, P. N. Tuyen, H. D. Tuan, H. T.P. Hung, R. Kandemir, H. Omer, A. Sulieman, D. Bradley, J. C.L. Chow, "Scanning protocol influence on relative electron Density-CT number calibrations and radiotherapy dose calculation for a Halcyon Linac," Radiation Physics and Chemistry (2025), <https://doi.org/10.1016/j.radphyschem.2025.112760>
- [4] M. Charles, "DICOM (Digital imaging and communications in medicine)," Informa TechTarget, 22.06.2018, kasutatud 18.05.25, <https://www.techtarget.com/searchhealthit/definition/DICOM-Digital-Imaging-and-Communications-in-Medicine>
- [5] D. D. Cody, T. S. Fisher, D. A. Gress, R. R. Layman, M. F. Jr. McNitt-Gray, R. J. Jr. Pizzutiello, L. A. Fairbent, "AAPM medical physics practice guideline 1.a: CT protocol management and review practice guideline," Journal of Applied Clinical Medical Physics, 14, 3–12 (2013), <https://doi.org/10.1120/jacmp.v14i5.4462>
- [6] M. Nakao, S. Ozawa, K. Yamada, K. Yogo, F. Hosono, M. Hayata, A. Saito, K. Miki, T. Nakashima, Y. Ochi, D. Kawahara, Y. Morimoto, T. Yoshizaki, H. Nozaki, K. Habara, Y. Nagata, "Tolerance levels of CT number to electron density table for photon beam in radiotherapy treatment planning system," National Library of Medicine, 19, 271-275 (2018), <https://doi.org/10.1002/acm2.12226>
- [7] M. Yagi, T. Ueguchi, M. Koizumi, T. Ogata, S. Yamada, Y. Takahashi, I. Sumida, Y. Akino, K. Konishi, F. Isohashi, N. Tomiyama, Y. Yoshioka, K. Ogawa, "Gemstone spectral imaging: determination of CT to ED conversion curves for radiotherapy treatment planning," American Association of Physicists in Medicine, 14, 173-186 (2013), <https://doi.org/10.1120/jacmp.v14i5.4335>
- [8] A. C. H. Oliveira, J. W. Vieira, F. R. A. Lima, "Computational tools for the construction of calibration curves for use in dose calculations in radiotherapy treatment planning," International Nuclear Atlantic Conference (2011), <https://inis.iaea.org/records/zafqa-ex145>
- [9] MARS Bioimaging, "What is spectral CT?" kasutatud 16.05.25, <https://www.marsbioimaging.com/spectral-ct/>

- [10] J. Greffier, N. Villani., D. Defez, D. Dabli, S. & Si-Mohamed, “Spectral CT imaging: Technical principles of dual-energy CT and multi-energy photon-counting CT”, National Library of Medicine, 104(4), 167–177 (2023), <https://doi.org/10.1016/j.diii.2022.11.003>
- [11] S. Manohar, I. Sechopoulos, M. A. Anastasio, L. Maier-Hein, R. (R). Gupta, “Super phantoms: advanced models for testing medical imaging technologies,” Communications Engineering, 3, 73 (2024), <https://doi.org/10.1038/s44172-024-00218-z>
- [12] Radiology Key, “3D printed imaging phantoms,” 29.05.21, kasutatud 15.05.25, <https://radiologykey.com/3d-printed-imaging-phantoms/>
- [13] NIST, “What are imaging phantoms?” 24.01.24, kasutatud 16.02.25, <https://www.nist.gov/physics/what-are-imaging-phantoms>
- [14] N. Reynaert, S. van der Marck, D. Schaart, W. van der Zee, M. Tomsej, C. van Vliet-Vroegindeweij J. Jansen, M. Coghe, C. De Wagter, B. Heijmen, “Monte Carlo Treatment Planning”, Netherlands Commission on Radiation Dosimetry (2006), <https://radiationdosimetry.org/files/documents/0000015/68-ncs-rapport-16-monte-carlo-treatment-planning.pdf>
- [15] Sõnaveeb, “Neeldumisdoos,” Eesti keele Instituut, kasutatud 24.05.25, <https://sonaveeb.ee/search/unif/dlall/dsall/neeldumisdoos/1/est>
- [16] S. Bassi, E. Tyner, “6X acuros algorithm validation in the presence of inhomogeneities for VMAT treatment planning,” Reports of practical oncology and radiotherapy: journal of Greatpoland Cancer Center in Poznan and Polish Society of Radiation Oncology, 25, 539–547 (2020), <https://doi.org/10.1016/j.rpor.2020.03.018>
- [17] G. Kostka, “Hydroxyapatite – what is it and are toothpastes containing it safe?” Smilesonic, kasutatud 24.05.25, https://smilesonic.com/hydroxyapatite-what-is-it-and-are-toothpastes-containing-it-safe/?srsltid=AfmBOooA2TGxbEQ15bwmARopmuclKSEkdrBdZ52JTSJ0waBi9EX_OVwz
- [18] ImageJ, “Introduction,” kasutatud 24.05.25, <https://imagej.net/ij/docs/intro.html>
- [19] M. Nakao, S. Ozawa, K. Yamada, K. Yogo, F. Hosono, M. Hayata, A. Saito, K. Miki, T. Nakashima, Y. Ochi, D. Kawahara, Y. Morimoto, T. Yoshizaki, H. Nozaki, K. Habara, Y. Nagata, “Tolerance levels of CT number to electron density table for photon beam in radiotherapy treatment planning system,” Journal of Applied Clinical Medical Physics, 19, 271-275 (2017), <https://doi.org/10.1002/acm2.12226>
- [20] J. Kerns, “General Overview,” Pylinac 3.33.0 documentation, kasutatud 05.05.25, <https://pylinac.readthedocs.io/en/latest/overview.html>

- [21] J. Kerns, “Cheese” Phantoms,” Pylinac 3.31.0 documentation, kasutatud 15.02.25,
<https://pylinac.readthedocs.io/en/latest/cheese.html>
- [22] University of Southampton, “Variance, Standard Deviation and Standard Error,”
kasutatud 28.05.25,
<https://library.soton.ac.uk/variance-standard-deviation-and-standard-error>
- [23] ImageJ, “ImageJ Macro Language”, kasutatud 26.05.25:
<https://imagej.net/ij/developer/macro/macros.html#run>
- [24] N. Walker, Praveen, “Macro to create ROIs in an image stack”, kasutatud 26.05.25:
<https://forum.image.sc/t/macro-to-create-rois-in-an-image-stack/47256>

Tänuavaldused

Soovin tänada oma kahte juhendajat, Ando Aasa ja Markuse Vardjat, kelle toel sain kirjutada bakalaureusetöö soovitud valdkonnas. Olen teile väga tänulik põhjaliku ja meeldiva juhendamise eest. Suur tänu ka Carl-Thomas Pillerile, kes aitas arendatud koodi üle viia RadMachine'i süsteemi. Aitäh, et leidsite oma tiheda töötempo juures aega mind suunata ja toetada.

Samuti soovin tänu avaldada Kalev Tarkpeale, kes leidis kiire töötempo kõrvalt aega antud töö keelelist korrektsust kontrollida.

Lõpetuseks tänan oma peret, kelle toetus ja usk motiveerisid mind kogu bakalaureusetöö protsessi vältel.

LISA 1. Arendatud kood

```
import pylinac
import pydicom
from skimage import draw
import matplotlib.pyplot as plt
from matplotlib import patches
import numpy as np
import pandas as pd
import math
import copy
import os
import py7zr
from glob import glob
import ast

# Loen ROI andmed välisest txt failist sisse, fail ROI.txt
config_file_path = 'ROI.txt'

with open(config_file_path, 'r') as file:
    config_data = file.readlines()
for line in config_data:
    if "inner_roi_dist_mm" in line:
        inner_roi_dist_mm = int(line.split('=')[1].strip())
    elif "outer_roi_dist_mm" in line:
        outer_roi_dist_mm = int(line.split('=')[1].strip())
    elif "roi_radius_mm" in line:
        roi_radius_mm = int(line.split('=')[1].strip())
    elif "rois" in line:
        rois = ast.literal_eval(line.split('=')[1].strip())

# FUNKTSIOONID

# Teeb ROI
def ringikujuline_roi(array, kesk_y, kesk_x, raadius):
    shape = np.shape(array)
    roi = np.zeros(shape, dtype=bool)
    rr, cc = draw.disk((kesk_y, kesk_x), radius=raadius, shape=shape)
    roi[rr, cc] = True
    return array[roi]

# Teisendus
def polaarsed_cartesiuseks(fi, r):
    fi_rad = 2 * math.pi * fi / 360
    x = r * math.cos(fi_rad)
    y = r * math.sin(fi_rad)
    return x, y

# Piksel KT-arvuks
def arvuta_HU(piksli_andmed, fantoomi_kesk_x, fantoomi_kesk_y, fantoomi_p66re, skaala,
kuva=False):
    if kuva:
        fig, ax = plt.subplots(1)
        ax.imshow(piksli_andmed, cmap='gray')
```

```

keskmised = []
sigma = []
for idx, roi in enumerate(rois):
    x, y = polaarsed_cartesiuseks(roi[0] + fantoomi_p66re, roi[1] * skaala)
    x += fantoomi_kesk_x
    y += fantoomi_kesk_y
    raadius = roi[2] * skaala
    if kuva:
        ax.add_patch(patches.Circle((x, y), radius=raadius, color='r', linewidth=1, fill=False))
        ax.text(x + 5, y - 5, f'{idx + 1}', color='yellow', fontsize=12)

    v22rtused = ringikujuline_roi(piksli_andmed, y, x, raadius)
    if v22rtused.size > 0:
        keskmised.append(np.mean(v22rtused))
        sigma.append(np.std(v22rtused))
    else:
        keskmised.append(np.nan)
        sigma.append(np.nan)
if kuva:
    plt.show()
    plt.close()
return keskmised, sigma

# KT-arvu teisendus, vee baasil
def analuusi_dicom(dicom_fail):
    piksli_andmed = dicom_fail.pixel_array.astype(np.float32) * dicom_fail.RescaleSlope +
dicom_fail.RescaleIntercept
    fantoomi_kesk_x = dicom_fail.Rows / 2
    fantoomi_kesk_y = dicom_fail.Rows / 2
    fantoomi_p66re = 0
    skaala = dicom_fail.Rows / dicom_fail.ReconstructionDiameter
    return arvuta_HU(piksli_andmed, fantoomi_kesk_x, fantoomi_kesk_y, fantoomi_p66re, skaala,
kuva=False)

# Loen DICOM-id sisse (mõõteandmed)
mkaust = "S2010_extracted"
os.makedirs(mkaust, exist_ok=True)

# Eemaldan esimesed 3 ja viimased 3 lõiku, nime järgi
dicom_failid = [f for f in glob(os.path.join(mkaust, "**"), recursive=True) if os.path.isfile(f)]
dicom_failid = [f for f in dicom_failid if f.split('/')[-1][1:].isdigit()]
dicom_failid.sort(key=lambda f: int(f.split('/')[-1][1:]))
dicom_failid = dicom_failid[2:-2]

keskmised = []
sigma = []

for fail in dicom_failid:
    try:
        dicom_fail = pydicom.dcmread(fail)
        k, s = analuusi_dicom(dicom_fail)
        keskmised.append(k)
        sigma.append(s)
    except Exception as e:
        print(f"Viga failis: {fail}, {e}")

```

```

kesk2 = []
std2 = []
for i in range(len(keskmised)):
    if keskmised[i][0] < 500:
        kesk2.append(keskmised[i])
        std2.append(sigma[i])

np_kesk = np.array(kesk2)
np_std = np.array(std2)

# Eemaldan NaN-id
kehtivad = ~np.isnan(np.mean(np_kesk, axis=1))
np_kesk = np_kesk[kehtivad]
np_std = np_std[kehtivad]

# Eemaldan kõik väärtused, mis on suuremad kui  $2\sigma$ 
temp = np.mean(np_kesk, axis=1)
temp_kesk = np.mean(temp)
temp_std = np.std(temp)
kehtivad = (temp > temp_kesk - 2 * temp_std) & (temp < temp_kesk + 2 * temp_std)
np_kesk = np_kesk[kehtivad]
np_std = np_std[kehtivad]

# Kaalutud keskmine ja standardhälve
kaalud = np.reciprocal(np_std**2, where=(np_std != 0) & ~np.isnan(np_std))
kaalutud_summa = np.nansum(np_kesk * kaalud, axis=0)
kaalude_summa = np.nansum(kaalud, axis=0)
HU_keskmised_kaalutud = kaalutud_summa / kaalude_summa
kaalutud_ = np.nansum(kaalud * (np_kesk - HU_keskmised_kaalutud)**2, axis=0) / kaalude_summa
HU_std_kaalutud = np.sqrt(kaalutud_)

# Määramatuse arvutamine
roi_numbrid = [i + 1 for i in range(len(HU_keskmised_kaalutud))]
roi_pindala_mm2 = math.pi * roi_radius_mm**2
pikseli_samm_mm = dicom_fail.ReconstructionDiameter / dicom_fail.Rows
pikseli_pindala_mm2 = pikseli_samm_mm ** 2
piksleid_roi_kohta = roi_pindala_mm2 / pikseli_pindala_mm2
HU_m2__r_amatud = HU_std_kaalutud / np.sqrt(piksleid_roi_kohta)

# Tulemuste tabel
roi_tabel = pd.DataFrame({
    'ROI number': roi_numbrid,
    'keskmine': HU_keskmised_kaalutud,
    'standardhälve': HU_std_kaalutud,
    'määramatus': HU_m2__r_amatud
})

# Suhtelise elektrontiheduse väärtused loetakse koodi välisest txt failist
red_failitee = 'RED.txt'
df_red = pd.read_csv(red_failitee, sep=r'\s+', header=0)
liidetud_df = pd.merge(df_red, roi_tabel, how='left', left_on='POSITION', right_on='ROI number')
liidetud_df = liidetud_df[liidetud_df['ROI number'].between(1, 18)]
sorditud_df = liidetud_df.sort_values(by='RED')

```



```

# Tabel ainult HU ja RED väärtustega
hu_red_tabel = sorditud_df[['RED', 'keskmine']].copy()
hu_red_tabel.columns = ['RED', 'HU']

print(hu_red_tabel)

plt.figure(figsize=(8, 6))
plt.errorbar(sorditud_df['RED'], sorditud_df['keskmine'],
             yerr=sorditud_df['määramatus'], fmt='o-', color='deeppink', capsize=5)
plt.title('HU-kalibratsioon', fontsize=14)
plt.xlabel('RED', fontsize=12)
plt.ylabel('KT-arv', fontsize=12)
plt.grid(True)
plt.show()

```

LISA 2. Kood ImageJ ROIde faili loomiseks

```
getPixelSize(unit, pw, ph);
```

```
cx = getWidth() / 2;
```

```
cy = getHeight() / 2;
```

```
nurgad_sisemine = newArray(0, 45, 90, 135, 180, 225, 270, 315);
```

```
nurgad_v2limine = newArray(0, 45, 90, 135, 180, 225, 270, 315);
```

```
kaugus_sisemine = 60;
```

```
kaugus_v2limine = 115;
```

```
roi_raadius_mm = 8;
```

```
roiManager("reset");
```

```
makeOval(cx - roi_raadius_mm/pw, cy - roi_raadius_mm/ph, 2 * roi_raadius_mm/pw, 2 *
```

```
roi_raadius_mm/ph);
```

```
roiManager("Add");
```

```
roiManager("select", roiManager("count") - 1);
```

```
roiManager("Rename", "tsenter");
```

```
for (i = 0; i < nurgad_sisemine.length; i++) {
```

```
    nurk = nurgad_sisemine[i];
```

```
    nurk_rad = nurk * PI / 180;
```

```
    x = cx + (kaugus_sisemine / pw) * cos(nurk_rad);
```

```
    y = cy + (kaugus_sisemine / ph) * sin(nurk_rad);
```

```
    makeOval(x - roi_raadius_mm/pw, y - roi_raadius_mm/ph, 2 * roi_raadius_mm/pw, 2 *  
roi_raadius_mm/ph);
```

```
    roiManager("Add");
```

```
    roiManager("select", roiManager("count") - 1);
```

```
    roiManager("Rename", "sisemine_" + nurk + "kraadi");
```

```
}
```

```
for (i = 0; i < nurgad_v2limine.length; i++) {
```

```
    nurk = nurgad_v2limine[i];
```

```
    nurk_rad = nurk * PI / 180;
```

```
    x = cx + (kaugus_v2limine / pw) * cos(nurk_rad);
```

```
    y = cy + (kaugus_v2limine / ph) * sin(nurk_rad);
```

```
    makeOval(x - roi_raadius_mm/pw, y - roi_raadius_mm/ph, 2 * roi_raadius_mm/pw, 2 *  
roi_raadius_mm/ph);
```

```
    roiManager("Add");
```

```
    roiManager("select", roiManager("count") - 1);
```

```
    roiManager("Rename", "v2limine_" + nurk + "kraadi");
```

```
}
```

LISA 3. RadMachine jaoks kohandatud python kood

```
import pylinac
import pydicom
from skimage import draw
import matplotlib.pyplot as plt
from matplotlib import patches
import numpy as np
import pandas as pd
import math
from pylinac.core.io import TemporaryZipDirectory, retrieve_filenames
```

```
otsad = 2
```

```
rois = [
    [0, 0, 8],
    [0, 60, 8],
    [45, 60, 8],
    [90, 60, 8],
    [135, 60, 8],
    [180, 61, 8],
    [224, 60, 8],
    [270, 60, 8],
    [315, 60, 8],
    [0, 115, 8],
    [45, 114, 8],
    [90, 110, 8],
    [135, 115, 8],
    [180, 115, 8],
    [225, 115, 8],
    [270, 115, 8],
    [315, 115, 8],
]
```

```
def ringikujuline_roi(array, kesk_y, kesk_x, raadius):
    shape = np.shape(array)
    roi = np.zeros(shape, dtype=bool)
    rr, cc = draw.disk((kesk_y, kesk_x), radius=raadius, shape=shape)
    roi[rr, cc] = True
    return array[roi]
```

```
def polaarsed_cartesiuseks(fi, r):
    fi_rad = 2 * math.pi * fi / 360
    x = r * math.cos(fi_rad)
    y = r * math.sin(fi_rad)
    return x, y
```

```
def arvuta_HU(
    piksli_andmed, fantoomi_kesk_x, fantoomi_kesk_y, fantoomi_p66re, skaala, kuva=False
):
    if kuva:
```

```

fig, ax = plt.subplots(1)
ax.imshow(piksli_andmed, cmap="gray")
keskmised = []
sigma = []
for idx, roi in enumerate(rois):
    x, y = polaarsed_cartesiuseks(roi[0] + fantoomi_p66re, roi[1] * skaala)
    x += fantoomi_kesk_x
    y += fantoomi_kesk_y
    raadius = roi[2] * skaala
    if kuva:
        ax.add_patch(
            patches.Circle(
                (x, y), radius=raadius, color="r", linewidth=1, fill=False
            )
        )
        ax.text(x + 5, y - 5, f"{idx + 1}", color="yellow", fontsize=12)
    v22rtused = ringikujuline_roi(piksli_andmed, y, x, raadius)
    if v22rtused.size > 0:
        keskmised.append(np.mean(v22rtused))
        sigma.append(np.std(v22rtused))
    else:
        keskmised.append(np.nan)
        sigma.append(np.nan)
if kuva:
    plt.show()
    plt.close()
return keskmised, sigma

```

```

def analuusi_dicom(dicom_fail):
    piksli_andmed = (
        dicom_fail.pixel_array.astype(np.float32) * dicom_fail.RescaleSlope
        + dicom_fail.RescaleIntercept
    )
    fantoomi_kesk_x = dicom_fail.Rows / 2
    fantoomi_kesk_y = dicom_fail.Rows / 2
    fantoomi_p66re = 0
    skaala = dicom_fail.Rows / dicom_fail.ReconstructionDiameter
    return arvuta_HU(
        piksli_andmed,
        fantoomi_kesk_x,
        fantoomi_kesk_y,
        fantoomi_p66re,
        skaala,
        kuva=False,
    )

```

```

keskmised = []
sigma = []
dicom_files = []
positions = []

```

```

with TemporaryZipDirectory(zfile=BIN_FILE.path) as tmp_dir:
    for file in retrieve_filenames(tmp_dir):

```

```

try:
    dicom_file = pydicom.dcmread(file)
    dicom_files.append(dicom_file)
    positions.append(dicom_file.SliceLocation)
except Exception as e:
    print(f"Viga failis: {file}, {e}")

temp3 = pd.DataFrame(columns=["Positions"])
temp3["Positions"] = positions
temp3 = temp3.sort_values(by=["Positions"])
temp4 = np.array(temp3.index)[otsad : len(temp3) - otsad]

for index in temp4:
    m, s = analuusi_dicom(dicom_files[index])
    keskmised.append(m)
    sigma.append(s)

kesk2 = []
std2 = []
for i in range(len(keskmised)):
    if keskmised[i][0] < 500:
        kesk2.append(keskmised[i])
        std2.append(sigma[i])

np_kesk = np.array(kesk2)
np_std = np.array(std2)

kehtivad = ~np.isnan(np.mean(np_kesk, axis=1))
np_kesk = np_kesk[kehtivad]
np_std = np_std[kehtivad]

temp = np.mean(np_kesk, axis=1)
temp_kesk = np.mean(temp)
temp_std = np.std(temp)
kehtivad = (temp > temp_kesk - 2 * temp_std) & (temp < temp_kesk + 2 * temp_std)
np_kesk = np_kesk[kehtivad]
np_std = np_std[kehtivad]

kaalud = np.reciprocal(np_std**2, where=(np_std != 0) & ~np.isnan(np_std))
kaalutud_summa = np.nansum(np_kesk * kaalud, axis=0)
kaalude_summa = np.nansum(kaalud, axis=0)
HU_keskmised_kaalutud = kaalutud_summa / kaalude_summa
kaalutud_ = (
    np.nansum(kaalud * (np_kesk - HU_keskmised_kaalutud) ** 2, axis=0) / kaalude_summa
)
HU_std_kaalutud = np.sqrt(kaalutud_)

temp = [
    [1, 0.0012],
    [2, 0.496],
    [3, 0.949],
    [4, 1.695],
    [5, 1.043],
    [6, 0.2],
    [7, 1.117],

```

```

[8, 0.976],
[9, 1.052],
[10, 0.2],
[11, 0.976],
[12, 1.052],
[13, 1.117],
[14, 0.496],
[15, 0.949],
[16, 1.043],
[17, 1.456],
]

df_red_ = pd.DataFrame(temp, columns=["POSITION", "RED"])

HU_keskmised_kaalutud = np.asarray(HU_keskmised_kaalutud).flatten()
HU_std_kaalutud = np.asarray(HU_std_kaalutud).flatten()

hu_means_table = pd.DataFrame(
    {
        "HU Mean Value": HU_keskmised_kaalutud,
        "Standardhälve": HU_std_kaalutud,
        "Mask Number": [i + 1 for i in range(len(HU_keskmised_kaalutud))],
    }
)

merged_df = pd.merge(
    df_red_, hu_means_table, how="left", left_on="POSITION", right_on="Mask Number"
)

print(merged_df[["RED", "HU Mean Value", "Standardhälve", "Mask Number"]])

merged_df = merged_df.sort_values(by="RED")

plt.figure(figsize=(8, 6))
plt.errorbar(
    merged_df["RED"],
    merged_df["HU Mean Value"],
    yerr=merged_df["Standardhälve"],
    fmt="o-",
    color="deeppink",
    label="HU vs RED",
    capsize=5,
)
plt.title("HU-kalibratsioon", fontsize=14)
plt.xlabel("RED", fontsize=12)
plt.ylabel("KT-arv", fontsize=12)
plt.grid(True)
plt.legend()
plt.show()

UTILS.write_file("A.png", plt.gcf())
merged_df.to_csv("/tmp/HU_RED_results.csv", index=False)
cirs_cttoed = merged_df

```

LISA 4. Määramatused

Ruumi kokkuhoiu eesmärgil on arendatud koodi meetod esitatud nimega “meetod 1” ja kontrollmeetod esitatud nimega “meetod 2”. Samal põhjusel on tihedusproovid toodud numereeritult, vastav nimi on leitav peatükist “2.1. Fantoomiga skanneerimine kompuutertomograafis”.

Tihedusproovide KT-arvu standardised mõõtemääramatused kahe erineva meetodi puhul, mõõtmise 08.10.24						
Proov	Vaagen ($\pm HU$)		Suur rind ($\pm HU$)		Vaagen XL ($\pm HU$)	
	Meetod 1	Meetod 2	Meetod 1	Meetod 2	Meetod 1	Meetod 2
1	3,1	2,0	3,1	2,0	4	2,0
2	0,2	0,1	0,2	0,1	0,3	0,1
3	0,3	0,1	0,2	0,1	0,3	0,1
4	0,4	0,2	0,3	0,2	0,5	0,1
5	0,3	0,1	0,2	0,1	0,3	0,1
6	0,2	0,1	0,2	0,1	0,3	0,1
7	0,3	0,1	0,2	0,1	0,3	0,1
8	0,2	0,1	0,2	0,1	0,3	0,1
9	0,3	0,1	0,2	0,1	0,3	0,1
10	0,2	0,1	0,2	0,1	0,2	0,1
11	0,2	0,1	0,2	0,1	0,2	0,1
12	0,2	0,1	0,2	0,1	0,2	0,1
13	0,2	0,1	0,2	0,1	0,3	0,1
14	0,2	0,1	0,1	0,1	0,2	0,1
15	0,2	0,1	0,1	0,1	0,2	0,1
16	0,2	0,1	0,1	0,1	0,2	0,1
17	0,3	0,2	0,2	0,1	0,3	0,1

Tabel 7. Arvutatud määramatused 08.10.24 mõõtmiste tulemustele

Tihedusproovide KT-arvu standardised mõõtemääramatused kahe erineva meetodi puhul, mõõtmise 26.05.25						
Proov	Vaagen ($\pm HU$)		Suur rind ($\pm HU$)		Vaagen XL ($\pm HU$)	
	Meetod 1	Meetod 2	Meetod 1	Meetod 2	Meetod 1	Meetod 2
1	3,0	2,0	3,0	2,0	3,4	2,0
2	0,2	0,1	0,3	0,1	0,2	0,1
3	0,3	0,1	0,3	0,1	0,2	0,1
4	0,4	0,2	0,5	0,2	0,3	0,1
5	0,3	0,1	0,3	0,1	0,2	0,1
6	0,3	0,1	0,3	0,1	0,2	0,1
7	0,3	0,1	0,3	0,1	0,2	0,1
8	0,2	0,1	0,3	0,1	0,2	0,1
9	0,3	0,1	0,3	0,1	0,2	0,1
10	0,2	0,1	0,2	0,1	0,2	0,1
11	0,2	0,1	0,3	0,1	0,2	0,1
12	0,2	0,1	0,2	0,1	0,2	0,1
13	0,2	0,1	0,3	0,1	0,2	0,1
14	0,2	0,1	0,2	0,1	0,1	0,1
15	0,2	0,1	0,2	0,1	0,1	0,1
16	0,2	0,1	0,2	0,1	0,1	0,1
17	0,3	0,2	0,3	0,2	0,3	0,1

Tabel 8. Arvutatud määramatused 25.05.25 mõõtmiste tulemustele

Lihtlitsents lõputöö elektroonseks avaldamiseks

I. Litsents

Lihtlitsents lõputöö reprodutseerimiseks ja üldsusele kättesaadavaks tegemiseks

Mina, Kirte Kaileen Pärila,

1. annan Tartu Ülikoolile tasuta loa (lihtlitsentsi) minu loodud teose
“HU-kalibratsiooni automatiseerimine”

mille juhendajad on Ando Aasa ja Markus Vardja, reprodutseerimiseks eesmärgiga seda säilitada, sealhulgas lisada digitaalarhiivi DSpace kuni autoriõiguse kehtivuse lõppemiseni.

2. Annan Tartu Ülikoolile loa teha punktis 1 nimetatud teos üldsusele kättesaadavaks Tartu Ülikooli veebikeskkonna, sealhulgas digitaalarhiivi DSpace kaudu Creative Commons'i litsentsiga CC BY NC ND 3.0, mis lubab autorile viidates teost reprodutseerida, levitada ja üldsusele suunata ning keelab luua tuletatud teost ja kasutada teost ärieesmärgil, kuni autoriõiguse kehtivuse lõppemiseni.
3. Olen teadlik, et punktides 1 ja 2 nimetatud õigused jäävad alles ka autorile.
4. Kinnitan, et lihtlitsentsi andmisega ei riku ma teiste isikute intellektuaalomandi ega isikuandmete kaitse õigusaktidest tulenevaid õigusi.

Kirte Kaileen Pärila

01.06.2025