

TARTU ÜLIKOOL
Loodus- ja täppisteaduste valdkond
Füüsika instituut

Katariina Inno

**TÄISAUTOMAATSE MAMMOGRAAFIASÜSTEEMI *SIEMENS*
MAMMOMAT INSPIRATION DOOSIAUTOMAATIKA UURIMINE**

Bakalaureusetöö (12 EAP)

Füüsika eriala

Juhendaja:
Kalle Kepler, PhD

Kaitsmisele lubatud

Tartu 2018

**TÄISAUTOMAATSE MAMMOGRAAFIASÜSTEEMI SIEMENS
MAMMOMAT INSPIRATION DOOSIAUTOMAATIKA UURIMINE**

Mammograafia on ioniseerivat kiirgust kasutav radioloogiline protseduur, mis on optimeeritud rindade uurimiseks vähi tuvastamise eesmärgil. Digitaalsed mammograafid kasutavad doosi ja pildikvaliteedi optimeerimiseks automaatekspositsioonisüsteeme ning erinevaid signaalitötluslikke vahendeid. Käesoleva töö eesmärgiks oli leida, kuidas toimib täisdigitaalse mammograafiasüsteemi *Siemens Mammomat Inspiration* doosiautomaatika. Töös uuriti automaatselt määratava doosi sõltuvust erinevatest huvipiirkonna omadustest ning röntgentoru väljundpingest, mõõdeti pealelangevat õhukeremat täis- ja poolautomaatses režiimis. Peamine tulemus oli, et huvipiirkonna asukoha ja kontrastsuse muutus mõjutab doosi, kuid väikestele objektidele süsteem ei reageeri. Leiti, et täisautomaatne režiim on optimeeritud madalama doosi saavutamiseks, kuid ka segmentimiseta arvestab süsteem huvipiirkonna kontrastsusega. Samuti saadi töö käigus kinnitust patsiendi korrektse paigutamise olulisusest.

CERCS: B140 Kliiniline füüsika, radioloogia, tomograafia, meditsiinitehnika

Märksõnad: mammograafia, dosimeetria, AEC, segmentimine

**ANALYSIS OF THE AUTOMATIC DOSE CONTROL SYSTEM OF FULLY
AUTOMATIC MAMMOGRAPHY UNIT SIEMENS MAMMOMAT
INSPIRATION**

Mammography is a radiological procedure designed to detect breast cancer using ionizing radiation. Digital mammographs use automatic exposure control and signal processing to regulate dose and image quality. This work aimed to analyse the functionality of the dose mechanics of the fully digital mammography unit Siemens Mammomat Inspiration. The automatically determined dose was studied with respect to several properties of the region of interest and the x-ray tube voltage. Incident air kerma was measured in fully automatic and semiautomatic settings. The main result was that the system responds to changes in the position or contrast of the region of interest but does not identify small objects. It was found that the fully automatic setting reduces dose but the semiautomatic setting also takes contrast into account. Lastly, the results proved the relevance of correct patient positioning.

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

Key words: mammography, dosimetry, AEC, segmentation

SISUKORD

SISUKORD.....	3
SISSEJUHATUS	5
1. KIRJANDUSE ÜLEVAADE	6
1.1 Rinnavähk	6
1.2 Sõeluuringud	7
1.2.1 Sõeluuringud Eestis	8
1.3 Mammograafia.....	9
1.3.1 Mammograafi ehitus ja üldine tööpõhimõte.....	9
1.3.2 Digitaalne mammograafia.....	11
1.3.3 Tomosüntees	11
1.3.4 Dosimeetria.....	12
1.3.5 Doosiautomaatika	13
1.3.6 Digitaalses mammograafias kehtivad nõuded	14
2. METOODIKA	16
2.1 Siemens Mammomat Inspiration	16
2.1.1 Siemens Mammomat Inspiration PRIME.....	17
2.1.2 Mammograafi füüsikalised parameetrid	17
2.2 Kalibreerimine	18
2.3 Doosiautomaatika uurimine	19
2.3.1 Kasutatud fantoomid ja katseobjektid	19
2.3.2 Pealelangeva õhukerma sõltuvus huvipiirkonna asukohast	20
2.3.3 Pealelangeva õhukerma sõltuvus huvipiirkonna kontrastsusest	20
2.3.4 Pealelangeva õhukerma väikeste testkehade korral	21
2.3.5 Pealelangeva õhukerma sõltuvus röntgentoru väljundpingest	22
3. TULEMUSED JA ANALÜÜS	23
3.2 Kalibreerimine	23
3.2.1 Röntgentoru väljundpinge kalibreerimine	23
3.2.2 Doosinäidu kalibreerimine.....	24
3.2 Doosiautomaatika	25
3.2.1 Pealelangeva õhukerma sõltuvus huvipiirkonna asukohast.....	26
3.2.2 Pealelangeva õhukerma sõltuvus huvipiirkonna kontrastsusest	27
3.2.3 Pealelangeva õhukerma väikeste testkehade korral	28
3.2.4 Pealelangeva õhukerma sõltuvus röntgentoru väljundpingest.....	30

KOKKUVÕTE.....	32
TÄNUAVALDUSED	34
KIRJANDUS	35
Lihtlitsents lõputöö reprodutseerimiseks ja lõputöö üldsusele kättesaadavaks tegemiseks	37

SISSEJUHATUS

Rinnavähk on väga suurt demograafilist gruppi puudutav probleem – 2012. aastal sai üle maailma 1,67 miljonit naist rinnavähi diagnoosi ning see arv kasvab iga aastaga. Tegemist on nahavähi järel naiste seas kõige levinuma ning kopsuvähi järel kõige rohkem naisi tapva vähitüübiga. Vähemal määral esineb seda ka meestel – seda vaid 0,5% kõigist juhtudest. Paljudes riikides viiakse suremuse vähendamiseks läbi riiklikult rahastatud sõeluuringuid riskigruppi kuuluvatele ravikindlustatud naistele. Nii rinnavähi sõeluuringute läbi viimiseks kui ka juba leitud kasvaja leviku hindamiseks kasutatakse mammograafiat.[1]

Mammograafia on radioloogiline protseduur, millega uuritakse rinnavähi võimalikku esinemist või levikut. Rindade uurimiseks kasutatakse madala energiaga ioniseerivat röntgenkiirgust ning selle abil tehakse kahemõõtmeline projektsioon ehk mammogramm. Röntgenkiirgus võib organismis põhjustada füüsikalisi või keemilisi muutusi ning tõsta vähki haigestumise riski. Seetõttu on oluline patsiendidoosi adekvaatselt hinnata ning vastavalt pildikvaliteedile optimeerida. Doosi hindamiseks kasutatakse käesolevas töös pealelangevat õhukeremat ehk kineetilist energiat, mis vabaneb tagasihajumist arvesse võtmata õhu ühikulise massi kohta uuritava objekti või kehaosa pinnal.

Siemens Mammomat Inspiration on täisdigitaalne mammograafiasüsteem, mis optimeerib patsiendidoosi automaatekspositsioonisüsteemi abil. Selle eesmärgiks on pildikvaliteedis kaotamata vähendada kvaliteetse pildi tegemiseks vajalikku kiirgust. Kõigepealt viiakse läbi madala doosiga lühike eelekspositsioon, mille põhjal leitakse segmentimise teel suurema neelduvusega regioone ehk huvipiirkondi ning doos arvutatakse automaatselt nii, et huvipiirkonda oleks võimalik mammogrammil uurida.

Käesolev töö uurib, kuidas toimib täisdigitaalse mammograafiasüsteemi *Siemens Mammomat Inspiration* 2011. aastal välja antud VB40B tarkvara doosiautomaatika. Selleks vaadeldakse erineva suurusega huvipiirkondade tuvastamist, optimeerimisalgoritmide tundlikkust huvipiirkonna asukoha ja kontrastsuse suhtes ning segmentimise rolli pealelangeva õhukerma automaatsel määramisel. Töö on jaotatud kolmeks osaks. Esimeses osas antakse lühike ülevaade rinnavähist ja mammograafiast ning uuritava mehhanismi ehk doosiautomaatika põhimõtetest. Teises osas kirjeldatakse meetodikat, kasutatud fantoome ja aparatuuri ning tuuakse lisainfot ka uuritud mammograafiasüsteemi kohta. Töö viimases osas esitatakse katsete tulemused ning analüüsitakse neid.

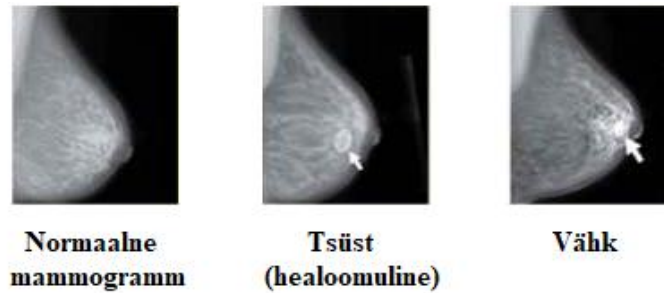
1. KIRJANDUSE ÜLEVAADE

1.1 Rinnavähk

Kõik organismid koosnevad rakkudest, mis täidavad organismis kindlaid ülesandeid, paljunevad jagunemise teel ning lagunevad, kui nad on oma aja ära elanud või kahjustada saanud. Kui rakud hakkavad lagunemise asemel hoopis kontrollimatult paljunema, tekib tihe kude, mida nimetatakse kasvajaks. Healoomuliseks peetakse kasvajaid, mis ei kujuta üldiselt organismile laiemalt ohtu, ei laiene üldjuhul teistesse organitesse ning mida saab kirurgiliselt eemaldada. Pahaloomuline kasvaja ehk vähk võib laieneda teistesse elunditesse, invasiivseks muutuda ning olla eluohtlik. Samuti ei piisa sageli pahaloomulise kasvaja eemaldamisest, sest see võib tagasi kasvada. Kui vähirakud jõuavad vereringesse või lümfisoontesse, võib see kiirelt teistesse kehaosadesse levida.[2]

Rinnavähk on tihti esinev pahaloomuline kasvaja, mis on varase avastamise korral võrdlemisi hästi ravitav. 2012. aastal diagnoositi rinnavähk maailmas üle 1,67 miljonil naisel ja sellesse suri hinnanguliselt üle 522 000 naise[1]. Selle tekkepõhjused ei ole täpselt teada, kuid on leitud mitmeid faktoreid, mis mõjutavad kasvaja tekke tõenäosust. Peamisteks riskiteguriteks on naissugu, perekondlik eelsoodumus ehk rinnavähi esinemine kolmel naissoost või ühel meessoost veresugulasel ning kõrge vanus. Rinnavähki diagnoositakse üle 50-aastaste seas kordades rohkem kui noorematel. Samuti tõstavad kasvaja tekkimise riski ülekaalulisus, mitteaktiivne elustiil, hormoonasendusravi, esimese raseduse edasi lükkamine ning alkoholi tarvitamine.[4]

Rinnavähk jagatakse mõõtmete ja leviku järgi nelja staadiumisse. Esimeses staadiumis ei ole kasvaja levinud rinnanäärme koest kaugemale ning on läbimõeldult väiksem kui 2 cm. Selles staadiumis on kõige tõenäolisem, et ravi õnnestub ning tihti on võimalik rind säilitada. Teises staadiumis on kasvaja läbimõõt 2–5 cm ning see võib juba olla kaenlaalustesse lümfisõlmedesse levinud. Kolmandas staadiumis on vähk lisaks levinud ka teistesse lümfisõlmedesse ning võib olla tunginud rindkere või naha koesse. Neljandas ehk viimases staadiumis on kasvaja levinud teistesse organitesse ning rakendatakse palliatiivset ravi, mille eesmärgiks on eelkõige elukvaliteedi säilitamine ja sümptomite kontrolli all hoidmine.[2]



Joonis 1. Rinnavähk ja tsüst mammogrammil [5].

Rinnavähi ravimiseks on mitu levinud võimalust, mida kombineeritakse tihti parema tulemuse saamiseks. Kasvaja eemaldatakse üldjuhul kirurgilise sekkumise teel, kusjuures protseduuri invasiivsus sõltub kasvaja suurusest ja levikust. Varajases staadiumis on võimalik kasvaja eemaldamisel rind säilitada, aga mitmekordelise, kaugemale arenenud või rinnaga võrreldes suure kasvaja eemaldamisel tehakse mastektoomia ehk rind ning mõned kaenlaalused lümfisõlmed eemaldatakse. Tavaliselt järgneb kirurgilisele sekkumisele kiiritusravi. Lisaks on kasutusel hormoonravimid, keemiaravi ning bioloogiline ravi, mida kasutatakse vastavalt konkreetsele juhule. Iga kasvaja ei pruugi valitud ravimeetoditele alluda, mistõttu peab pärast ravi lõppu regulaarselt kontrollis käima.[6]

1.2 Sõeluuringud

Rinnavähk on Eesti naistel nahavähi järel teine kõige tihemini esinev vähivorm. Eduka ravimise põhivõti on varajane avastamine, kuid regulaarse enesevaatluse puudumisel muutuvad sümptomid märgatavaks alles üsna hilises staadiumis. Sestap on soovitatav alates 20. eluaastast regulaarselt enesevaatlust teha ning päriliku eelsoodumuse korral arsti juures kontrollis käia. 50- kuni 69-aastaste ravikindlustatud naiste jaoks pakuvad paljud arenenud riigid tasuta rindade uuringut. Seda nimetatakse sõeluuringuks ning sinna kutsutakse naisi sünniaasta järgi iga kahe või kolme aasta tagant. Vanusegrupi ülempiiri ületanud naistel on siiski soovitatav kontrollis käimise jätkamine.[7]

Rinnavähi sõeluuringu läbiviimiseks võib kasutada kliinilist läbivaatust, ultraheli-, magnetresonantstomograafilist, kompuutertomograafilist või mammograafilist uuringut. Samuti on võimalik esmase kahtluse tekkimine enesevaatluse tagajärjel. Kliiniline läbivaatus ja enese läbivaatus on siin toodud meetoditest kõige ebatäpsemad ning ei aita tavaliselt varajases staadiumis kasvajat avastada. Kompuutertomograafiline uuring on kõige tundlikum meetod, kuid selle käigus kasutatakse suuri kiirgusdoose ning laialdase

uuringu tegemiseks ka liiga palju rahalisi ressursse. Samamoodi on magnetuuring sõeluuringu tegemiseks liiga kallis ning see annab palju valepositiivseid tulemusi ehk suhteliselt paljusid terveid ei liigitata testi tulemusel terveteks. Ultraheliuuring nõuab vähem ressursse, kuid annab samuti võrdlemisi palju valepositiivseid tulemusi. Patsiendidoosi, täpsuse ja hinna põhjal on sõeluuringu korraldamiseks sobivaim mammograafiline uuring.[8] Selle käigus kasutatakse ioniseerivat ehk sellist kiirgust, mis on võimeline ainet otseselt või kaudselt ioniseerima.[3] Sõeluuringu käigus on võimalik avastada varases staadiumis kasvajaid, mis alluvad kergemini ravile ning rinnavähki põdevate patsientide elulemus paraneb, kuid ülediagnoosimine ehk healoomuliste kasvajate või invasiivse vähi eelsete seisundite ravimine on veel lahendamist ootav probleem.[1]

1.2.1 Sõeluuringud Eestis

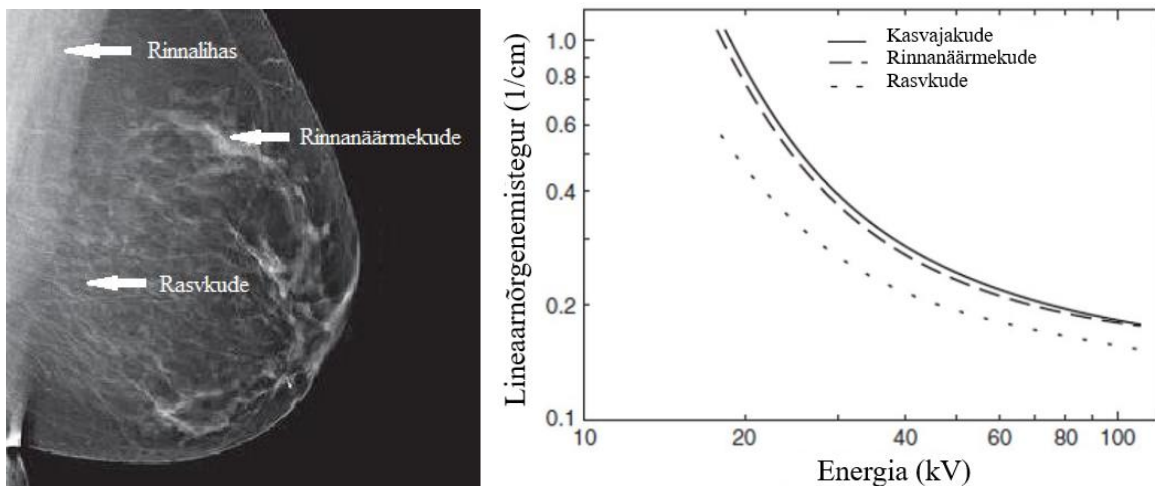
Mammograafiliste sõeluuringute pilootprojektid lükati esimesena käima Tallinnas 1996. aastal ja Tartus 1998. aastal. 2002. aastast korraldab Eesti Vähifond üleriigilist rinnavähi sõeluuringut, mida rahastab Eesti Haigekassa. Aastast 2008 kutsutakse uuringule sünniaastate alusel kõiki ravikindlustatud naisi vanustes 50–62 ning aastal 2018 esmakordselt ka 68 ja 69[9]. Iga aastakäik kuulub kutsutute hulka üle aasta, sest rinnavähk areneb üldjuhul aeglaselt ning perioodi vähendamise alla kahe aasta ei anna nähtavat kasutegurit. Lisaks ravikindlustuseta naistele jäetakse uuringust välja ka eelneva kahe aasta jooksul mammograafias käinud ning varem rinnavähi diagnoosi saanud naised.[8] Sõeluuringut korraldatakse Tallinnas neljas ja üle Eesti veel viies raviasutuses. Samuti on kasutusel liikuvad mammograafiabussid, mille abil tehakse rinnavähi varajase avastamise uuringud kõigis piirkondades elavatele naistele kättesaadavaks.[10]

2015. aastal osales rinnavähi sõeluuringul 37553 naist ehk võrreldes sõeluuringu esimese aastaga (2002), kui uuringul osales 14908 naist, on osalus rohkem kui kahekordistunud. Siiski moodustab see uuringule kutsutud naistest vaid 36–53%, mis jääb endiselt väga kaugele optimaalsest 75% piirist. Aastatel 2003–2015 kutsuti kordusuuringule keskmiselt 3,0% osalenud naistest ning iga 1000 osaleja kohta leiti keskmiselt 4,4 vähijuhtu. See tähendab, et iga 1000 uuringus osaleja kohta vaid neli-viis saavad uuringust reaalselt kasu ja 25 kannatavad valepositiivse tulemuse, sellega tõenäoliselt kaasneva psühholoogilise stressi ning ka kordusuuringu iseloomust sõltuvalt võimaliku suurema kiirgusdoosi tõttu. 2004.–2008. aastate uuringuandmete põhjal leiti sõeluuringu käigus vaid 14% kõigist rinnavähijuhtudest ning vähidiagnoosi saanud naiste elulemus jääb endiselt 10% alla

Euroopa keskmise. Sõeluuringu ebaefektiivsusele viitab ka tõsiasi, et Eestis on pooled rinnavähijuhtumitest avastamise hetkel kaugelearenenud staadiumis.[1]

1.3 Mammograafia

Mammograafia on rindade uurimiseks optimeeritud radiograafiline protseduur, mille käigus kasutatakse madala energiaga ioniseerivat kiirgust. Üldjuhul tehakse rinnast projektsioon kahes suunas – vertikaalses sihis ehk kraniokaudaalne (*craniocaudal* ehk CC) ja kalde all ehk põiki projektsioonis (*mediolateral oblique* ehk MLO). Mammograafiat kasutatakse rinnavähi uurimiseks nii juba avastatud vähi leviku hindamiseks kui ka sõeluuringutel. Vähile võivad mammogrammil viidata ebakorrapäraste äärtega massid, mikrokaltsifikaatide ehk pisikeste mineraalikoogumite koondumine ühte piirkonda, kasvajast tulenev rinna struktuurse paigutuse muutus või rindade võrdluses vastavate regioonide asümmeetria.



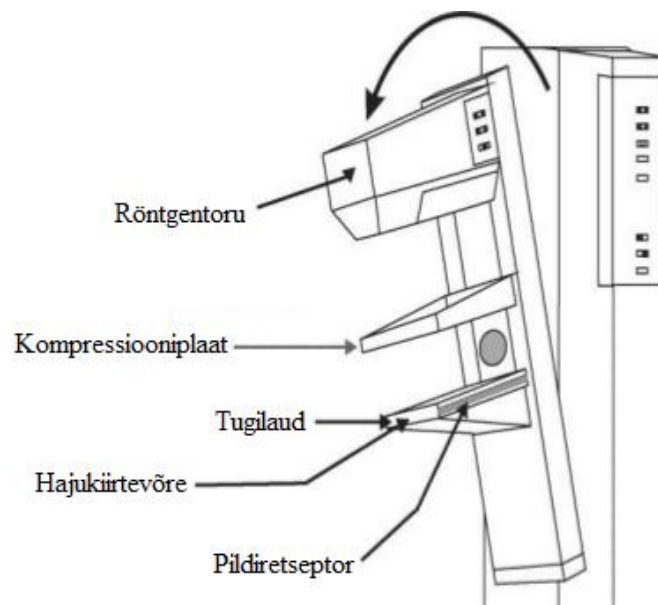
Joonis 2. Keskmise tihedusega rinna kudede kontrastsus mammogrammil [11] ning kudede lineaarõrnenemisteguri sõltuvus energiast [12].

Erinevate kudede (rinnanäärme kude, rasvkude, kasvaja) kontrastsus rinnas ei ole kuigi suur, seega peab kasvaja tuvastamiseks saama kätte võimalikult suure kontrastsusega ja detailse pildi.[3]

1.3.1 Mammograafi ehitus ja üldine tööpõhimõte

Mammograafi moodustavad pildireseptoriga koos pööratav röntgentoru, pildireseptor ning nende vahel kompressiooniplaat. Samuti kasutatakse hajunud kiirguse osakaalu vähendamiseks hajukiirtevõre, mida liigutatakse mõõtmise käigus, et see pildile ei jääks. Pildireseptor on üldjuhul paigutatud tugilaua sisse ja hajukiirtevõre alla nii, et

kiirgus langeks rindkereseina ääres pärast koe läbimist sellele risti. Patsient paigutatakse nii, et rindkeresein oleks tugilaua servale võimalikult lähedal. Mammograafiat eristab teistest radioloogilistest protseduuridest see, et röntgenkiirtekimp kollimeeritakse mitte pildireseptori keskkoha arvestades vaid patsiendi-poolsesse äärde. Seda põhjusel, et kasvaja võib tekkida ka täiesti rindkereseina äärde, kus seda on raskem avastada ja ravida, mistõttu ei tohi see kude pildilt välja jääda. Samuti tähendab selline asetus, et kiirgustihedus väheneb rindkereseinast eemaldudes ehk kudede paksuse vähenemisega samas suunas. Patsiendi rind surutakse kokku, et kohakuti olevad koed üksteist ei varjutaks. Samuti on rasvkoel, rinnanäärmekeel ning kasvajal erinevad elastsused ehk jõuga mõjumine lihtsustab nende eristamist. Lisaks vähendab kompressioon hajumist, ühtlustab koekihtide paksust ning parandab pildi kvaliteeti, tänu millele õnnestub ka kvaliteetse pildi saamiseks vajalikku doosi optimeerida.[3]



Joonis 3. Mammograafi ehitus [13].

Üldjuhul kasutatakse mammograafias korraliku pildikvaliteedi saamiseks energiad vahemikus 15–35 keV ehk röntgentoru väljundpingeid vahemikus 20–35 kV. Sellest tulenevalt ei saa mammograafis kiirtekimbu teel kasutada kiirgusenergiat hästi neelavaid materjale nagu näiteks klaasi või paljusid metalle. Röntgentoru väljundaken tehakse seetõttu tihti madala energiaga kiirgust hästi läbilaskvast berülliumist. Pildireseptorile püütava signaali spektraalset koostist mõjutatakse lisaks röntgentoru väljundpinge muutmisele ka sihtmärgi ehk anoodi materjali ning röntgentoru ees oleva filtri materjali ja paksuse varieerimisega. Tihti kasutatakse molübdeenanoodi kombinatsioonis molübdeenist filtriga (Mo/Mo) või

volframanoodi ja roodüumfiltri kombinatsiooni (W/Rh). Üldjuhul annab Mo/Mo piisavalt hea kontrastsusega pildi, kuid tihedamate või paksemate rindade korral on suurema energia saamiseks vaja kasutada W/Rh kombinatsiooni. Tänapäevastes mammograafiasüsteemides kasutatakse valdavalt W/Rh kombinatsiooni enamiku rinnapakside korral. Analoogse pildireseptorina võib kasutada pooldigitaalse pildireseptorina fosfoorplaate või röntgenfilmi, kuid tänaseks on ülekaalukalt kasutusel 2000-ndate aastate algul turule toodud täisdigitaalsed mammograafilised pildireseptorid.[3]

1.3.2 Digitaalne mammograafia

Digitaalse mammograafia korral on analoogne pildireseptor asendatud digitaalsega. Meetodite peamine erinevus on, et digitaalses süsteemis ei ole pildi tegemise ehk pildiandmehõive ja arstide poolt hindamise vahele jäävad sammud nii tugevalt üksteisega seotud kui analoogsüsteemi korral. See võimaldab kõiki etappe eraldi optimeerida. Info talletatakse diskreetsete väärtuste kogumina ja müra osakaal on väiksem, lisaks saab paljusid mammogrammi uurimisega seotud probleeme digitaalse pilditöötuse abil lahendada. Pildi ilmutamise asemel seda töödeldakse digitaalselt ehk pilt saadakse kätte palju kiiremini ja kvaliteedis kaotamata. Digitaalse detektori signaali koste on laias vahemikus lineaarne ehk annab ka varieeruva koetiheduse korral adekvaatse pildi. Süsteemi olemusest tulenevalt mängivad siin suurt rolli diskreetimine ehk kasutatav pikslisuurus ja võimalikud halltoonide väärtused. Lisaks on saadud kujutise kvaliteetse tõlgendamise nimel oluline kasutatava kuvari kontrastsus, tööjaama tingimused ning ka hindaja oskused ja kogemused. Korralikult optimeeritud digitaalse mammograafia piisab korraliku pildi kätte saamiseks väiksemast patsiendidoosist kui analoogse mammograafiasüsteemi korral.[14] Digitaalse süsteemi korral on erinevate etappide ühilduvus väga oluline, sest see mõjutab otseselt seda, millise kvaliteediga pilt lõpuks hindavate arstideni jõuab. Eriti tundlik on selle suhtes just mikrokaltsifikaatide, mis on üks vähile viitavatest tunnustest, märkamise tõenäosus.[15]

1.3.3 Tomosüntees

Digitaalsel mammograafial on palju häid omadusi, kuid nii digitaalne kui analoogne süsteem annavad lisaks õigetele tulemustele valepositiivseid ja –negatiivseid, sest projektsiooni loomise käigus võivad koekihid üksteist varjutama hakata. Selle probleemi lahendamiseks on just suuremate või tihedamate rindade jaoks välja pakutud tomosüntees

ehk kolmemõõtmelise kujutise saamise tehnika. Tomosünteesi käigus pööratakse röntgentoru uuringu käigus kindla nurgavahemiku jagu uuritava koe ja pildireseptori suhtes ning tehakse selle käigus väike hulk madala doosiga pilte. Nende põhjal luuakse algoritmide abil osaline projektsioon, milles röntgentoruga risti olevad tasandid on teravalt fokuseeritud ja tasandite vahele jäävad alad hägusemad – nende laius jääb 1 mm suurusjärku ning ei mõjuta pildi lugemist nii drastiliselt, et piltide hulga ja seeläbi patsiendidoosi suurendamine oleks vajalik. Tomosüntees on uuem meetod kui kahel projektsioonil põhinev digitaalne mammograafia ning selle peamiselt arendatavaks aspektiks on eraldiseisvate kujutiste kombineerimine rekonstrueeritud pildiks. Kui kasvaja on oma ehituselt ja koostiselt väga rinnakoe sarnane, ei anna tomosüntees palju rohkem infot kui tavaline mammogramm. Lisaks raskendab erinevate nurkade all tehtud piltide arvestamine patsiendidoosi adekvaatset hindamist.[14]

1.3.4 Dosimeetria

Dosimeetria uurib kiirguse teel ainesse ladestatud ehk aine aatomitega interakteeruvate osakeste energia hulka. Just selle mõjul toimub aines näiteks temperatuuri tõusmine ning füüsikaliste või keemiliste omaduste muutumine. Nende efektide ulatus ja stohhastiline bioloogiline toime on võrdeline neeldunud kiirgusega, mistõttu on oluline kasutatavaid kiirgusdoose täpselt hinnata. Ioniseeriva kiirguse ja selle füüsikalise toime kirjeldamiseks kasutatakse kerma või neeldumiskoosi. Neeldumiskoos on määratud ainele üleantud energiaga, kuid ei ole universaalne, sest neeldumiskoosist tulenev bioloogiline toime sõltub konkreetse kiirguse ja koe tüübist. Mammograafias kasutatakse kiirgusdoosi hindamiseks keskmist rinnanäärmedoosi, sest rinnanäärmetes on ülejäänud rinnakuded tüüpidega kiirguse mõjul kasvaja tekkimise risk kõige suurem.[3] Pildikvaliteet on otseselt võrdeline kasutatava doosiga, kuid patsientide kiiritamisega seotud riskide minimeerimise nimel lähtutakse kõige madalama mõistlikult saavutatava doosi printsiibist (*As Low As Reasonably Achievable*).[15]

Selles töös on kasutatud peamise dosimeetrilise suurusena pealelangevat õhukerma. Kerma (*Kinetic Energy Released per unit Mass*) ehk kõikide neutraalsete osakeste (sh röntgenfotonite) poolt vabastatud laetud osakeste algsete kineetiliste energiatega summa massiühiku kohta on suurus, mis on võrdlemisi üldkasutatav ning sobib hästi näiteks dosimeetrite kalibreerimiseks. Pealelangev õhukerma on kineetiline energia, mis vabaneb õhu ühikulise massi kohta uuritava objekti või kehaosa pinnal tagasihajumist arvesse

võtmata. See on suurus, mille kaudu saab üsna lihtsalt välja arvutada patsiendidoosi, sest uuritava objekti pinnaga röntgentoru suhtes samal kaugusel mõõdetud pealelangev õhukerma on heas lähenduses võrdne organismi siseneva kiirgusega.[16]

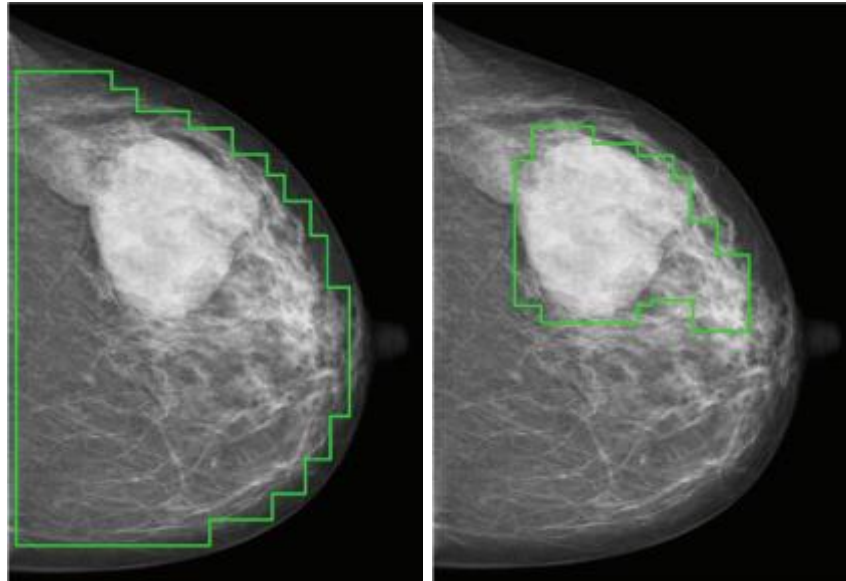
Pealelangeva õhukerma põhjal saab leida keskmise rinnanäärmedoosi valemiga

$$D_G = gcsK_i, \quad (1)$$

kus D_G sümboliseerib keskmist rinnanäärmedoosi, g tähistab pealelangeva õhukerma ja keskmise rinnanäärmedoosi üleminekukoefitsienti standardse 50% glandulaarsusega rinna korral, c on reaalse ja standardse rinna erinevusi arvestav parandustegur, s korrigeerib kasutatud spektrit ning K_i on pealelangev õhukerma.[3]

1.3.5 Doosiautomaatika

Tänapäevastes mammograafides kasutatakse AEC- ehk automaatekspositsioonisüsteeme (*Automatic Exposure Control*). AEC sensor kogub rinnakoe läbinud kiirgust ning eelseadistatud doosini jõudmisel ekspositsioon lõpetatakse. Iga mammograafitüübi jaoks on olemas selle spetsiifikale vastav AEC süsteem. Analoogsete mammograafiasüsteemide korral paigutatakse varjutamise vältimiseks AEC sensor filmi või kasseti taha. Tänapäevaste digitaalsete mammograafiasüsteemide korral ei ole eraldi AEC sensorit tihti vaja, sest pildireseptorina saab kasutada multifunktsionaalseid sensoreid. See kindlustab süsteemi ühilduvuse ning võimaldab efektiivsemat optimeerimist. Kui detektor on piisavalt kiire ja tundlik, saab optimeerimises põhineda eelekspositsioonil ehk teha uuringu alguses madala kiirgusdoosi ja lühikese ekspositsiooniajaga (üldjuhul alla 100 ms) pildi, mille põhjal saab päris mammogrammi ekspositsiooniparameetreid optimeerida. Eelekspositsiooni järgi valitakse algoritmide abil või mõnikord ka käsitsi huvipiirkond, mille järgi ekspositsiooniaega reguleeritakse – seda siis huvipiirkonna pikslite kesk- või piirväärtuste kaudu. Optimeerimiseks kasutatavad algoritmid valivad huvipiirkonna näiteks kõige suurema sumbuusega regiooni tuvastamise kaudu. Konkreetset mehhanismid sõltuvad tootjast ning toodud näide on vaid üks võimalus.[3] Töös kasutatakse *Siemens*'i toodetud mammograafi, mille doosiautomaatika peaks toimima segmentimise põhjal ehk süsteem jaotab pildi osadeks, millelt otsib siis ühesuguse neelduvusega regioonide piirjooni[17].



Joonis 4. Siemens Mammomat Inspiration'i segmentimise piirjooned. Vasakpoolsel pildil kogu rinna piiride tuvastamine ning parempoolsel kasvaja tuvastamine [18].

1.3.6 Digitaalses mammograafias kehtivad nõuded

Euroopa liidus kehtivad kliinilises mammograafias Euroopa komisjoni poolt 2006. aastal välja antud suunised kvaliteedi tagamiseks rinnavähi sõeluuringutel ja diagnoosimisel (*European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis*)[15] ja selle 2013. aastal ilmunud peamiselt digitaalse mammograafia arengut kajastavad lisad (*European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis Fourth Edition Supplements*)[19]. Tegemist on suuniste neljanda ning töö koostamise hetkel viimase väljaandega.

Suunistes on välja toodud nõuded nii analoogsete kui digitaalsete süsteemide jaoks ning lisatud, et uuringute kvaliteet ei tohi sõltuda kasutatavast masinast või süsteemist. Mammograafi vastavust standarditele peab saama katseliselt uurida ja seda tootja öeldust eraldiseisvalt. Selleks on loodud erinevaid standarduuringuid, mis on üles ehitatud nii, et kliinilises kasutuses oleva seadme juures ei pea eraldi midagi muutma. Kvaliteedikontrolli käigus kasutatakse kindlaid fantoome ja testkehi, kuid mammograafiasüsteemi kasutamise osas viiakse mõõtmised läbi võimalikult kliinilise kasutuse lähedaselt, sest oluline on, et just igapäevase töö kvaliteet oleks tagatud.[15] Antud töö raames on suurima tähtsusega punktid, milles kehtestatakse, et kõik kliiniliselt kasutatavad digitaalsed mammograafid peavad olema sisseehitatud AEC-süsteemiga ja täisautomaatsed[19] ning et digitaalse süsteemi keskmine rinnanäärmedoos ei tohi ületada analoogsete süsteemide jaoks defineeritud

piirväärtusi ehk aksepteeritavat taset ja on optimeerimisel võrreldav digitaalsete süsteemide jaoks seatud piirväärtustega ehk saavutatava tasemega.[15]

Tabel 1. Keskmise rinnanäärmedoosi saavutatavad ja aksepteeritavad väärtused tüüpilise rinna korral [19].

PMMA fantoomi paksus (mm)	Vastav rinna paksus (mm)	Maksimaalne keskmine rinnanäärmedoos (MGD) vastavate rinna paksuste korral (mGy)	
		Aksepteeritav tase	Saavutatav tase
20	21	$\leq 1,0$	$\leq 0,6$
30	32	$\leq 1,5$	$\leq 1,0$
40	45	$\leq 2,0$	$\leq 1,6$
45	53	$\leq 2,5$	$\leq 2,0$
50	60	$\leq 3,0$	$\leq 2,4$
60	75	$\leq 4,5$	$\leq 3,6$
70	90	$\leq 6,5$	$\leq 5,1$

2 METOODIKA

Katsed viidi läbi kolmes jaos Tartu Tervishoiu Kõrgkoolis täisautomaatsel mammograafil *Siemens Mammomat Inspiration*. Tegemist on kliiniliseks kasutamiseks toodetud mammograafiasüsteemiga. Töö käigus uuriti, kuidas muutub automaatselt määratud pealelangev õhukerma uuritava objekti asukoha, kontrastsuse ning suuruse varieerimisel ning selle sõltuvust režiimist. Selleks mõõdeti pealelangevat õhukeremat nii täisautomaatses Opdose režiimis, kus süsteem määrab kõik parameetrid automaatselt, kui ka poolautomaatses AEC režiimis, kus kasutaja määrab röntgentoru väljundpinge, anoodi ja filtri materjalid ning selle, kas segmentimist kasutatakse või mitte. Süsteem kalibreeriti dosimeetrilise mõõtekomplektiga RTI Barracuda ja mõõtmistel korrigeeriti mammograafi enda näitused kalibratsioonikõveratega.

2.1 Siemens Mammomat Inspiration

Töö praktiline osa viidi läbi 2011. aastal välja antud VB40B tarkvaraga mammograafil *Mammomat Inspiration*. Tegemist on täisautomaatse süsteemiga, kus on võimalik kasutada kolme erinevat filtrikombinatsiooni ning uuringuid läbi viia nii täisautomaatselt kui ka osaliselt manuaalses režiimis. Pildid salvestatakse DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*) standardile vastavas formaadis ehk pildile lisanduvad ka seadme seadistuste andmed DICOM faili päises, millega saab mõõtmine terviklikult jäädvustatud.



Joonis 5. Siemens Mammomat Inspiration [17].

Mammomat Inspiration'i sarjas on välja antud mitu erinevat masinat ja tarkvaraversiooni, mille abil saab patsiendidoosi vähendada ja pildikvaliteeti paremini optimeerida. Käesoleva töö raames uuritud masin kasutab 2011. aastal välja antud tarkvara VB40B, mis on igaaastaste tootjapoolsete ülevaatuste käigus saanud kõik vajalikud värskendused.

2.1.1 Siemens Mammomat Inspiration PRIME

PRIME ehk *Progressive Reconstruction Intelligently Minimising Exposure* on *Mammomat Siemens Inspiration*'i tarkvaraversiooni VB30L juurde loodud lisa, mille abil peaks tootja väitel saama kiiritusdoosi vähendada 20% ulatuses. Süsteemi eripära seisneb selles, et hajukiirtevõre kasutamise asemel leitakse eelekspositsiooni käigus hajumise allikas ja seda kasutatakse, et hajukiirgus pildilt eemaldada. VB30L tarkvara AEC-süsteem on seadistatud segmentima koetiheduse järgi ehk see otsib kõige tihedamaid regioone ja nende järgi seadistatakse lõplik ekspositsioon. Tõenäoliselt kasutavad ka eelmised tarkvaraversioonid sarnast lähenemist. Ühendkuningiigi riikliku tervishoiusüsteemi (NHS) poolt teostatud uuringute käigus leiti, et antud masin vastab nii PRIME'i kasutades kui ka ilma doosi ja pildikvaliteedi osas Euroopas kehtivatele nõuetele. PRIME ei mõjuta pildikvaliteeti, kuid vähendab doosi kuni 70 mm-paksuste rindade korral.[17]

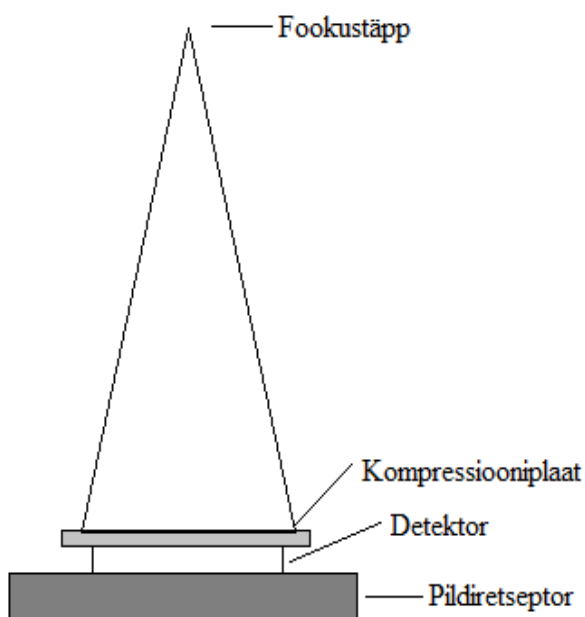
2.1.2 Mammograafi füüsikalised parameetrid

Siemens Mammomat Inspiration võimaldab uuringutes kasutada kolme anoodi/filtri kombinatsiooni: molübdeen/molübdeen, molübdeen/roodium ja volfram/roodium. Need on kõik kliinilises kasutuses võrdlemisi levinud, sest nende karaktersete kiirguste energiad sobivad mammograafias kasutamiseks. Käesolevas töös kasutati volfram/50 μm roodium kombinatsiooni. Süsteemi toimimist on oluline hinnata võimalikult realistlikes oludes ehk sarnaselt kliinilisele olukorrale, seega juhitud töös kasutatava anood/filter kombinatsiooni valimisel sellest, mille masin täisautomaatses režiimis automaatselt valis ning jätkati ka poolautomaatses režiimis seda muutmata. Mammograafis on kasutusel ZIGMA LMAM pildireseptor mõõtmetega 24x30 cm^2 .

Töös uuritud mammograafil on võimalik kasutada erinevaid kompressiooniplaate. Varieeruvad nii plaadi sügavus, pindala kui ka see, kas põhi on ühtlaselt sile või võimaldab väiksemale alale suurema kompressiooni tegemist. Katsete käigus kasutati plaati, mis on mõõtmetega 24x30 cm^2 ja täies ulatuses ühtlase sügavusega.

2.2 Kalibreerimine

Mammograafiasüsteemi kalibreerimiseks kasutati dosimeetrist komplekti RTI Barracuda, mis koosneb MPD detektorist ja dosimeetriplokist. MPD detektori kiirgustundliku ala keskpunkt paigutati tugilaua keskjoonele 6 cm kaugusele selle rindkereseina-poolsest servast.



Joonis 6. Kalibreerimise katseskeem.

Süsteem kalibreeriti segmentimist kasutades poolautomaatses režiimis 28 kV röntgentoru pingega ja laenguga 10 mAs röntgentoru koormamise juures. Valitud režiim toimib peaaegu täisautomaatses režiimi sarnaselt, kuid võimaldab röntgentoru väljundpinge muutmist. Detektorile rakendati kompressioon sama surveplaadiga, mida kasutati ülejäänud mõõtmistel. Antud mammograafilise süsteemi jaoks peaks teoreetiliselt kogu pingetevahemiku kalibreerimiseks piisama ühe pingega juures tehtud mõõtmisest.[19] Korduvuse hindamiseks tehti sama pingega juures veel viis kordumõõtmist ning kalibratsioonikõvera saamiseks mõõtmised väljundpingete vahemikus 23-35 kV. Röntgentoru koormamist, MPD detektori asukohta ega kompressiooni mõõtmiste jooksul ei muudetud.

Röntgentoru väljundpinge täpsus loetakse piisavaks, kui mõõdetud väärtuse erinevus näidust on $< \pm 1$ kV ning korratavuse korral on varieeruvus $< \pm 0,5$ kV[15].

2.3 Doosiautomaatika uurimine

Doosiautomaatikat ehk AEC-süsteemi toimimist reguleeritakse algoritmidega, mille täpsed toimemehhanismid sõltuvad tootjast. Süsteemi peamiseks eesmärgiks on uuringu käigus saada minimaalse mõistliku patsiendidoosi juures võimalikult hea kvaliteediga kujutis. Signaalitöötles on võimalusi palju, kuid *Siemens*'i mammograafiasüsteemides otsitakse üldjuhul eelekspositsiooni põhjal segmentimise ja piksliväärtuste võrdlemise kaudu suurema neelduvusega alasid ehk huvipiirkondi.[17] Sellest tulenevalt uuriti töö käigus, kuidas huvipiirkonda määravate objektide omadused nagu kontrastsus, asukoht fantoomi suhtes või uuritava pinna suurus doosiautomaatikat mõjutavad. Samuti vaadeldi segmentimise ning röntgentoru väljundpinge rolli doosi reguleerimisel. Mõõtmisi viidi läbi täisautomaatses režiimis ning poolautomaatses režiimis nii segmentimisega kui ilma segmentimiseta.

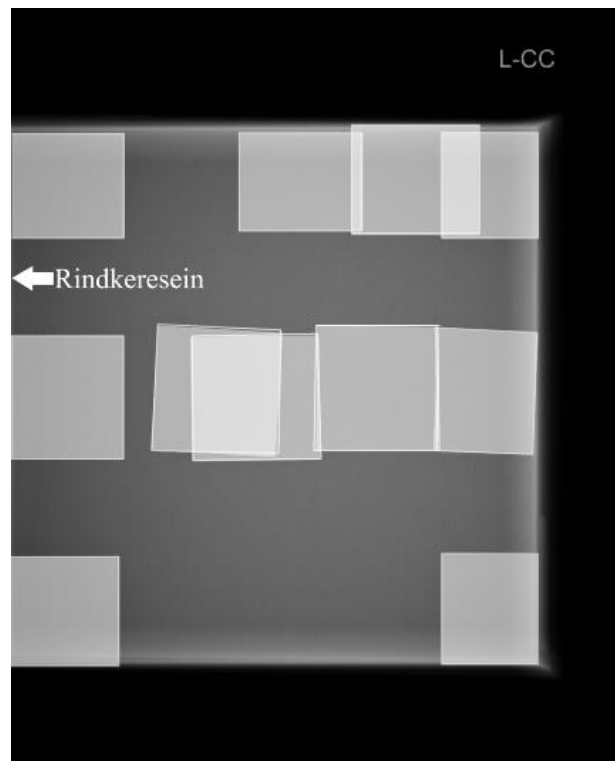
2.3.1 Kasutatud fantoomid ja katseobjektid

Fantoomina kasutati kahte *Siemens*'i mammograafiasüsteemide testimiseks mõeldud PMMA ehk pleksiklaasist plaati mõõtmetega 14x14 cm² ning kokku paksusega 37 mm. Selliste fantoomide kasutamine on mammograafide kvaliteedihindamisel väga levinud ning kohati on kasutusel ka spetsiifilised D-kujulised fantoomid. Kasutatav spetsiifiline PMMA on seatud vastavusse rinna paksuse ja koostisega ehk fantoomil tehtud katsete põhjal saab leida olulisi dosimeetrilisi suurusid ning teisendada neid ka keskmiseks rinnanäärmedoosiks. Kõigis katsetes asetati PMMA fantoom pildireseptori keskjoonele rindkereseina-poolsesse äärde. Kliinilise protseduuri korral on tegemist sama piirkonnaga, kuhu uuringu käigus paigutatakse patsiendi rind.

Segmentimise kaudu otsitavatele huvipiirkondadele vastavateks katseobjektideks olid 0,050 mm ja 0,106 mm paksusega 30x30 mm² pindalaga puhtast alumiiniumist plaadid ning alumiiniumist ja vasest ümmargused testkehad, mille läbimõõt oli 5 mm ja paksus 0,1 mm. Kasutatud alumiiniumplaadid on standardsed testkehad, millesarnaseid kasutatakse tihti mammograafide poolnõrgenemispaksuse ehk sellise alumiiniumi paksuse, mille läbimisel pealelangeva õhukerma väärtus langeb poole võrra[3], määramiseks, kuid käesolevas töös olid need tihedama koe mudeliks. Ümmarguste testkehadega uuriti, kas algoritmid käsitlevad ka alumiiniumplaadist oluliselt väiksema pindalaga kõrvalekaldeid huvipiirkonnana.

2.3.2 Pealelangeva õhukerma sõltuvus huvipiirkonna asukohast

Vähi arengu ja leviku hindamiseks on kõige tähtsam regioon rindkereseina juures, mis on ka rinna kõige suurema paksusega piirkond. Rindkereseinast kaugemal suureneb kiirgusele tundlike rinnanäärmete osakaal ning rinna paksus väheneb. Sellist anotoomilist spetsiifikat silmas pidades on tõenäoline, et doosiautomaatika algoritmide tundlikkus sõltub huvipiirkonna asukohast. Pealelangeva õhukerma väärtused mõõdeti ühesuguse katseobjekti 11 erineva asukoha jaoks.



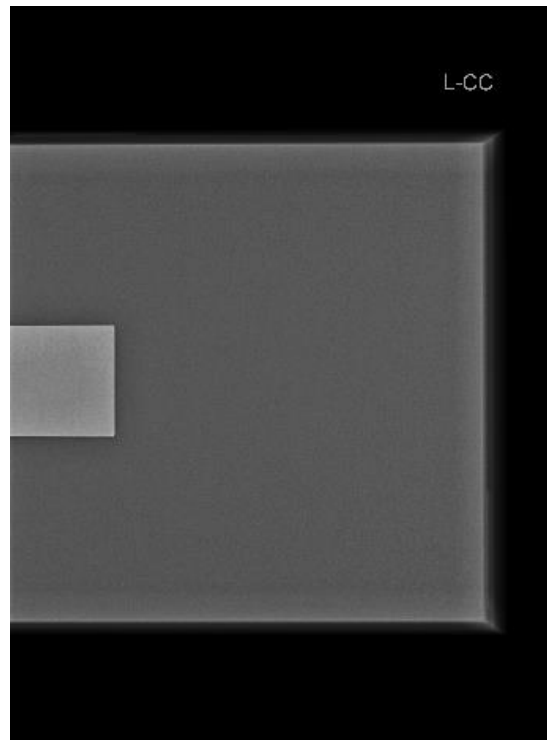
Joonis 7. Katse käigus kasutatud huvipiirkonna asukohad.

Katse käigus kasutati kahte 0,106 mm paksusega alumiiniumplaati ehk kokku paksusega 0,212 mm. Plaadid asetati kohakuti PMMA fantoomile, rakendati kompressioon ning mõõdeti pealelangevat õhukeremat. Alumiiniumplaatide asukohad valiti selliselt, et oleks võimalik võrrelda automaatika tundlikkust kogu PMMA fantoomiga määratud ala ulatuses. Mõõtmised tehti täisautomaatses režiimis 27 kV väljundpinge ja 40 N kompressioonijõu juures.

2.3.3 Pealelangeva õhukerma sõltuvus huvipiirkonna kontrastsusest

Kontrastsuse muutmise mõju uurimiseks paigutati katseobjekt rindkereseina-poolsesse äärde pildireseptori keskjoonele. Katse käigus kasutati kahte 0,050 mm paksusega

alumiiniumplaati ning nelja 0,106 mm paksusega alumiiniumplaati. Katseobjekti kontrastsuse muutmiseks asetati erinev arv plaate kohakuti PMMA fantoomi peale ning rakendati kompressioon. Lisaks mõõdeti pealelangevat õhukeremat vaid PMMA fantoomi jaoks ehk ilma alumiiniumplaatide kasutamata. Mõõtmised tehti esmalt täisautomaatses režiimis ning seejärel poolautomaatses režiimis ilma segmentimiseta. Kõik mõõtmised tehti 27 kV väljundpinge ja 40 N kompressioonijõu juures.



Joonis 8. Katseskeem 0,424 mm paksuse huvipiirkonna korral.

2.3.4 Pealelangev õhukerma väikeste testkehade korral

Doosiautomaatika kontrollimiseks kasutatakse katseobjektidena peamiselt 3x3 cm² või 1x1 cm² alumiiniumplaate, kusjuures viimaste Euroopa nõuete järgi on kuvasüsteemi kontrastsuse mõõtmisel õigem kasutada just 1x1 cm² katseobjekte[19]. Kasvaja tuvastamiseks on oluline mammograafilt välja lugeda veel palju väiksemaid piirkondi ehk mikrokaltsifikaate. Sellest tulenevalt võeti kasutusele standardsest väiksema pindalaga testkehad.

Katse tegemiseks kasutati vasest ja alumiiniumist 5 mm läbimõõduga kettaid paksusega 0,1 mm. Vasest on ioniseeriva kiirguse neelduvus suurem kui alumiiniumis ehk sama paksuse korral on vaskketas kontrastsem. Katsed viidi vaskketastega läbi nii täis- kui poolautomaatses režiimis. Kettaid kohakuti ei paigutatud ehk paksust ei muudetud, kuid

huvipiirkonna pindlala muudeti mitme ketta kõrvuti paigutamiseks. Samuti uuriti sõltuvust asukohast – katsed tehti pildireseptori keskjoonel nii rindkereseina-poolses ääres kui ka sellest 6 cm kaugusel. Alumiiniumketastega tehti üks mõõtmine, mille käigus oli viis ketast asetatud rindkereseina-poolsesse serva. Kõik katsed viidi läbi 27 kV väljundpinge ja 40 N kompressioonijõu juures.

2.3.5 Pealelangeva õhukerma sõltuvus röntgentoru väljundpingest

Mammogrammi tegemiseks kasutatakse rinnakudede vähese kontrastsuse tõttu madala energiaga ioniseerivat kiirgust. Sobiv energia saadakse kätte pealelangeva õhukerma ja röntgentoru väljundpinge kombineerimisel.

Katsete käigus kasutati kahte alumiiniumplaati kokku paksusega 0,212 mm. Plaadid asetati kohakuti pildireseptori keskjoonele PMMA fantoomi rindkereseina-poolsest servast 6 cm kaugusele. Röntgentoru väljundpinget muudeti vahemikus 23-35 kV. Mõõtmised viidi läbi segmentimisega poolautomaatses režiimis ehk täisautomaatses režiimi sarnaselt, kuid kasutaja sai määrata väljundpinge, ja segmentimiseta poolautomaatses režiimis. Kõigi mõõtmiste juures kasutati 40 N kompressioonijõudu.

Töös uuritavate aspektide rohkuse tõttu jäid selles osas esimesel korral mõned mõõtmised tegemata. Sellest tulenevalt viidi segmentimisega katsed läbi 21.12.2017 ning segmentimiseta 28.03.2018.

3 TULEMUSED JA ANALÜÜS

3.2 Kalibreerimine

Kalibreerimine viidi läbi dosimeetrilise mõõtekomplektiga RTI Barracuda. Dosimeetri enda täpsusest tulenev ehk B-tüüpi määramatus on 5% mõõtetulemusest. Süsteemi täpsust hinnati nii röntgentoru väljundpinge kui ka pealelangeva õhukerma osas.

3.2.1 Röntgentoru väljundpinge kalibreerimine

Esimene kalibratsioonimõõtmine tehti 28 kV väljundpinge juures ning vastas piisava täpsusega (ehk erinevus < 1 kV) teoreetilisele väärtusele, et süsteem kalibreerituks lugeda. Korduvuse mõõtmisel 28 kV juures esines väike variatsioon, mille põhjal leiti standardhälve ning A-tüüpi ehk mõõtmisete korratavusest tulenev määramatus. Lisaks leiti laiendmääramatus 95% usaldusnivool ehk katvusteguriga 2.

Tabel 2. Röntgentoru väljundpinge korduvus 28 kV teoreetilise väärtuse juures.

Mõõdetud väärtus (kV)	Erinevus näidust (kV)
28,97	0,97
28,89	0,89
28,88	0,88
28,82	0,82
28,97	0,97

Korratavuse mõõtmised varieeruvad üksteisest < 0,5 kV ulatuses ehk süsteem vastab nõuetele. Andmete põhjal arvutati standardhälveks 0,09 kV ning A-tüüpi määramatuseks 0,039 kV. Leitud määramatus moodustab keskmisest mõõdetud suurusest 0,13% ehk A-tüüpi määramatuse osakaal on mõõtmistulemuste keskväertusega võrreldes tühine. B-tüüpi määramatus on dosimeetrist tulenevalt 5%. Laiendmääramatus 95% usaldusnivool on 10%.

Lisaks esialgsele kalibreerimisele ning korduvusele uuriti teoreetilise väljundpinge vastavust mõõdetud suurusele kogu töös kasutatava pingevahemiku ulatuses.

Tabel 3. Röntentoru väljundpinge täpsus kasutatud pingetevahemiku ulatuses.

Teoreetiline väljundpinge (kV)	Mõõdetud väärtus (kV)	Erinevus näidust (kV)
23	23,00	0,00
25	25,91	0,91
27	28,03	1,03
29	29,82	0,82
31	31,28	0,28
33	33,43	0,43
35	35,50	0,50

Kõige suurem erinevus tegelikust väärtusest oli 27 kV juures, kus näidu ja mõõdetud väärtuse erinevus oli 1,03. See ületab lubatud < 1 kV piiri ehk süsteemi ei saa selles punktis täpselt lugeda. Ülejäänud väljundpingete korral on süsteem piisavalt täpne ning kõige väiksem erinevus on 23 kV juures.

3.2.2 Doosinäidu kalibreerimine

Mammograafi doosinäidu kalibreerimiseks mõõdeti dosimeetriga pealangev õhukerma kogu kasutatava röntgentoru väljundpingete vahemiku jaoks ning võrreldi seda mammograafi enda näiduga.

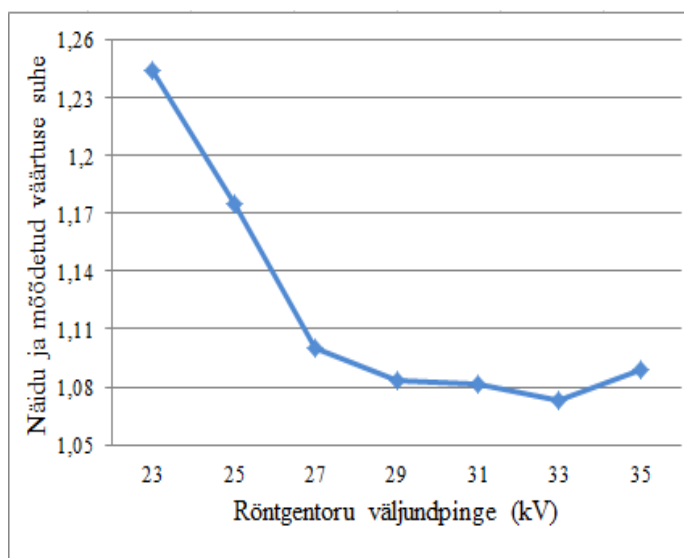
Tabel 4. Doosinäidu täpsus mõõdetud pingetevahemiku ulatuses.

Röntgentoru väljundpinge (kV)	Mammograafi näit (mGy)	Mõõdetud väärtus (mGy)	Erinevuse osakaal
23	0,125	0,155	19%
25	0,183	0,216	15%
27	0,247	0,272	9%
29	0,302	0,327	8%
31	0,354	0,382	7%
33	0,406	0,436	7%
35	0,450	0,490	8%

Doosimõõdu lubatud täpsus on 20% ehk loetakse piisavaks, kui mammograafi näit erineb dosimeetriga mõõdetud väärtusest < 20% [17]. Saadud tulemused näitavad, et 23 kV juures vastab mammograafi enda näit kõige napimalt aksepteeritaval tasemel mõõdetud väärtusele,

kuid kogu ülejäänud väärtuste ulatuses vastab see väga lähedaselt nõuetele.

Mõõdetud väärtuste ja mammograafi enda näitude põhjal sai koostada kalibratsioonikõvera. Kõik katsete käigus mõõdetud pealelangeva õhukerma väärtused on edaspidi läbi korrutatud vastava kalibratsioonigraafikult leitud parandiga.



Joonis 9. Doosi kalibratsioonigraafik mammograafi näidu ja mõõdetud väärtuse suhtena.

Lisaks mõõdeti doosi korratavus, satandardhälve ning määramatus.

Tabel 5. Dosimeetriga mõõdetud pealelangeva õhukerma korratavus.

Mõõdetud röntgentoru väljundpinge (kV)	Pealelangev õhukerma (mGy)
28,973	0,299
28,894	0,298
28,878	0,300
28,818	0,299
28,973	0,299

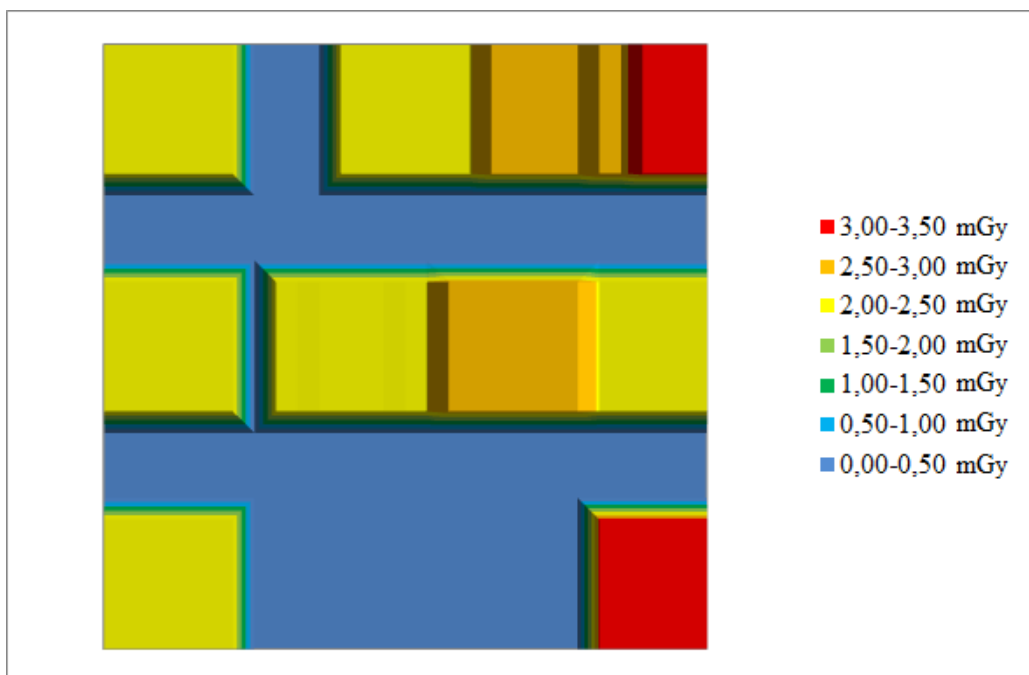
Andmete põhjal arvatati standardhälbeks 0,001 mGy ning A-tüüpi määramatuseks 0,0005 mGy, mis moodustab keskmisest mõõdetud pealelangevast õhukermast 0,2%. 95% usaldusnivool tuleb laiendmääramatuseks 10%.

3.2 Doosiautomaatika

Doosiautomaatika töötab keeruliste algoritmidega, mida tootjad arendavad ning pildikvaliteedi parendamiseks optimeerivad. Erinevalt üles ehitatud katsete tulemused võimaldavad näha, kuidas AEC-süsteem toimib ning leida ka kõrvalekaldeid.

3.2.1 Pealelangeva õhukerma sõltuvus huvipiirkonna asukohast

Katse käigus mõõdeti pealelangeva õhukerma väärtus katseobjekti 11 asukoha korral.



Joonis 10. Pealelangev õhukerma kujutatuna huvipiirkonna asukoha järgi.

Mõõtmise tulemustest on näha, et kõige madalama pealelangeva õhukerma määrab süsteem, kui huvipiirkond asub rindkereseina ääres väikese raadiusega D-kujulise profiili piirides. Selline mehhanism võib olla seotud sellega, et rindkereseina lähedal esineb valdavalt rasvkude, mis on väiksema tihedusega kui rinnanäärmed. See võimaldab madalama patsiendidoosi juures piisavalt kvaliteetne pilt kätte saada. Samuti on võimalik, et kuna tegemist on regiooniga, kus huvipiirkonna tuvastamine on statistiliselt kõige tõenäolisem, siis on ka doosiautomaatika seal kõige täpsemalt reguleeritud. Samas suurusjärgus väärtus määratakse ka siis, kui huvipiirkond asub PMMA fantoomi patsiendist eemal olevas servas keskjoonel. Selle põhjuseks võib olla, et patsiendi korrektsele positioneerimisel jääb sellesse regiooni loomulikult teistsugune kude ning süsteem ignoreerib seal tuvastatud huvipiirkonda.

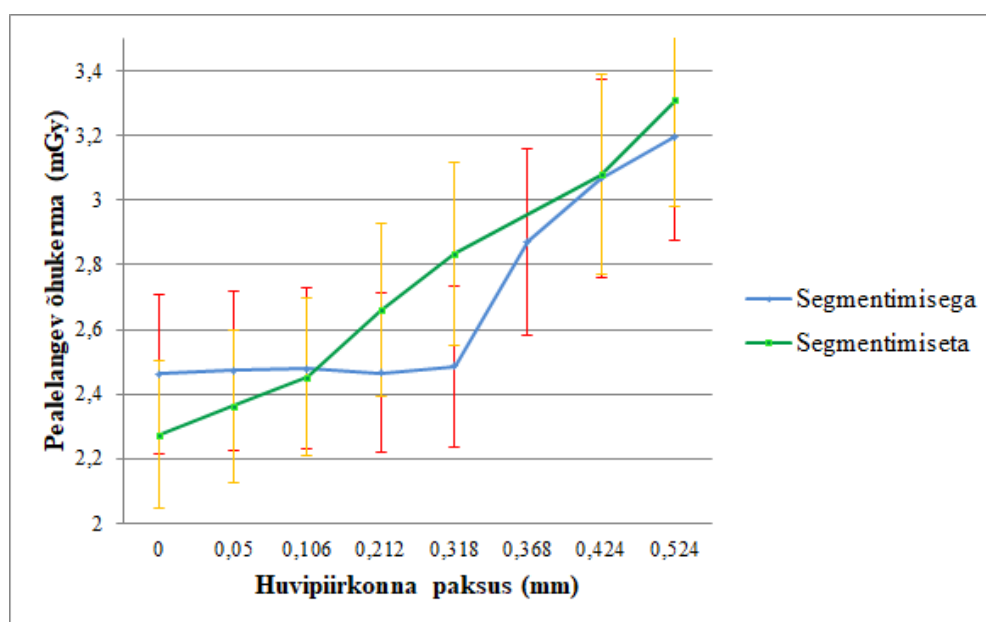
Doosiautomaatika toimib pildireseptori keskjoone suhtes võrdlemisi sümmeetriliselt. Patsiendi poolt vaadates paremale küljele paigutatud huvipiirkonna korral määrab süsteem automaatselt veidi madalama pealelangeva õhukerma kui vasakule. Sellise erinevuse põhjus võib peituda selles, et mõõtmisel tehti pildid L-CC ehk vasaku rinna kraniokaudaalses vaates. Korrektsele tehtud uuringu korral tähendaks see, et vasakul pool

jääb pildile veidi rohkem rinnalihast kui paremale. Sellisel juhul arvestab doosiautomaatika lihase lähedalt huvipiirkonna leidmisel erineva koega ning suurendab pildikvaliteedi parandamiseks patsiendidoosi. Samas on võimalik, et PMMA fantoom ei asunud katsete käigus pildireseptori keskjoone suhtes täiesti sümmeetriliselt või et AEC-süsteemi algoritm on vaid heas lähenduses sümmeetriline.

Oodatust erinev tulemus on, et huvipiirkonna asetamine patsiendi-poolsest servast eemale PMMA fantoomi nurkadesse tõi kaasa pealelangeva õhukerma väärtuse suure tõusu. Eeldus oli, et süsteemi tundlikkus väheneb rindkereseinast kaugemale liikudes. Katses kasutatud fantoomi paksus ja huvipiirkonna esinemine niivõrd kaugel tähendaks, et tegemist on suure rinnaga, mis on väga lamedaks vajutatud. See näitaks, et rinna tihedus ja glandulaarsus on väikesed, kuid kudede varjutamine on siiski võrdlemisi tõenäoline. Ilmselt ei ole selline stsenaarium kliinilise situatsioonina kuigi tõenäoline ning vajadusel annab antud mehhanism pildikvaliteedi osas soovitud tulemuse. Samas toimub patsiendidoosi kasv väga järsult ning intuiitsele teooriale täiesti vastupidiselt. Saadud tulemus näitab, et patsiendi korrektne positioneerimine mängib doosi määramisel suurt rolli.

3.2.2 Pealelangeva õhukerma sõltuvus huvipiirkonna kontrastsusest

Pealelangeva õhukerma muutust uuriti seitsme erineva huvipiirkonna paksuse juures ning ka ilma huvipiirkonnata. Mõõtmised tehti täisautomaatses režiimis ning poolautomaatses režiimis ilma segmentimiseta.



Joonis 11. Pealelangeva õhukerma sõltuvus huvipiirkonna kontrastsusest.

Siemens'i algoritmid otsivad piksliväärtuste järgi suurema neelduvusega huvipiirkondi, mille põhjal määratakse pealelangev õhukerma. Mida paksem on alumiiniumfilter, seda suurem on neeldumine ning mõlemas režiimis määratakse suurema kontrastsuse korral ka suurem pealelangev õhukerma. Saadud tulemus näitab, et ka segmentimiseta poolautomaatne režiim hõlmab endas tegelikult mehhanismi, mille abil võetakse pealelangeva õhukerma määramisel arvesse alumiiniumfiltri paksust. Pealelangeva õhukerma ja huvipiirkonna kontrastsuse suhe on lineaarne ehk süsteem parandab pildikvaliteeti, kuid see toimub patsiendidoosi suurendamise arvelt.

Režiimide võrdluses tuleb välja segmentimise mõju pealelangevale õhukermale. Huvipiirkonda leidmata või väikese kontrastsuse korral ületab täisautomaatse režiimi pealelangev õhukerma poolautomaatse oma, kuid filtri paksuse kasvamisel püsib see stabiilsena kuni filtri paksus ületab 0,318 mm. Sellest alates toimub pealelangeva õhukerma hüppeline kasv, mis jääb siiski segmentimiseta saadud tulemusest allapoole. Ilmselt on sellise kontrastsuse juures paratamatu, et pildikvaliteedi säilitamiseks peab patsiendidoosi tõstma. Muutus toimub järsult ehk segmentimise kasuks räägib tugevalt selle punktini stabiilselt madalana hoitud pealelangev õhukerma.

Pildikvaliteedi uurimine jääb käesoleva töö raamidest välja, mistõttu ei võrrelda segmentimise mõju selles vallas. Kui pildikvaliteedis olulist erinevust ei ole, siis on segmentimine kliinilises kasutuses mõistlik valik.

3.2.3 Pealelangev õhukerma väikeste testkehade korral

Mikrokaltsifikaatide kogumi tekkimine rinnas on üks kasvaja sümptomitest, mistõttu on nende märkamine mammogrammil väga oluline. Metallketaste abil uuriti, kas ja kuidas doosiautomaatika väikese pindalaga objektidele reageerib.

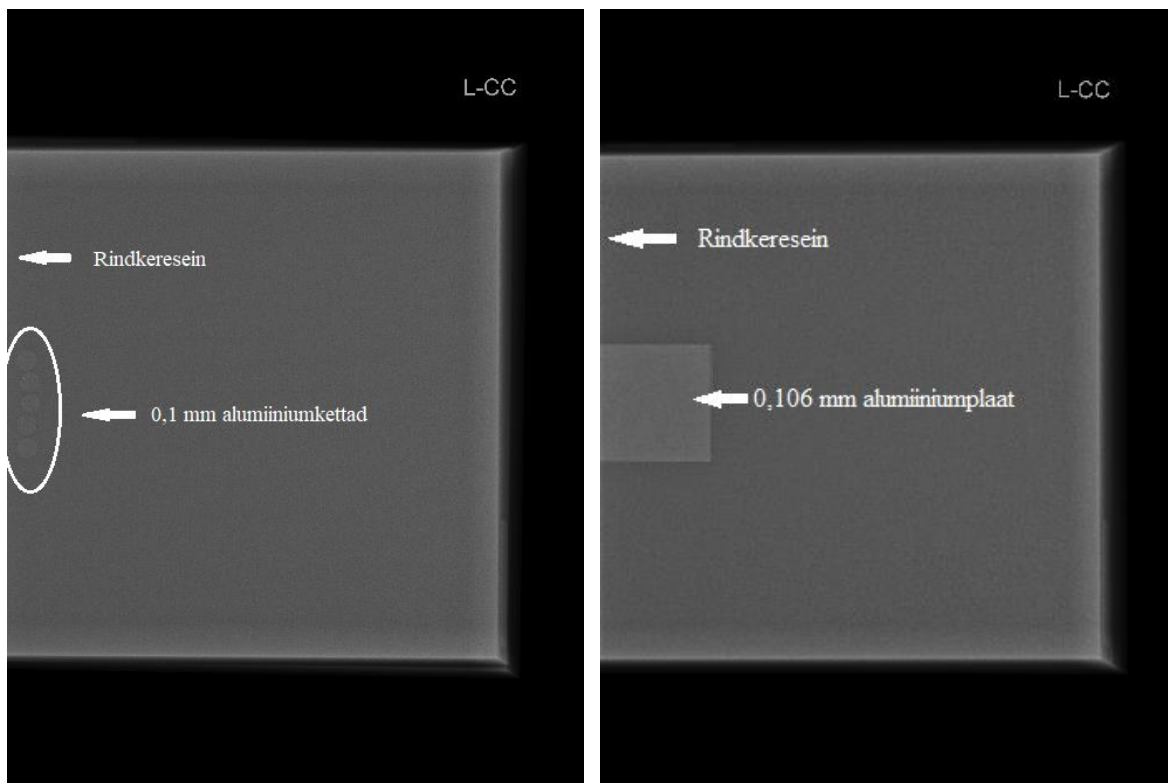
Vaskketastega tehti mõõtmisi erinevates asukohtades, režiimides ja kombinatsioonidena. Nagu ka eelmises alapunktis, võib siin näha automaatselt määratud pealelangeva õhukerma sõltuvust režiimist, kuid ülejäänud muutujate suhtes süsteem tundlik ei olnud. Süsteemi poolt määratud pealelangev õhukerma oli isegi madalam kui ilma fantoomita tehtud mõõtmiste korral ning ei sõltunud oluliselt fantoomide arvust ega asukohast. Pildikvaliteedis ei olnud nähtavaid erinevusi ning vaskkettad olid tänu oma suurele kontrastsusele korralikult näha.

Alumiiniumketastega tehti vaid üks mõõtmine – rindkereseina-poolsesse serva paigutati kõrvuti viis ketast. Pilt tehti täisautomaatses režiimis ning seekord oli lisaks pealelangeva õhukerma väärtusele ka pildikvaliteedist võimalik näha, et süsteem ei tuvastanud kettaid huvipiirkonnana. Võrreldes sama paksu alumiiniumplaadi korral saadud pildiga on alumiiniumketaste kontrastsus nähtavalt väiksem ning ketaste tuvastamine raskendatud.

Tabel 6. Pealelangeva õhukerma sõltuvus väikestest testkehadest.

Kasutatud režiim	Testkeha	Pealelangev õhukerma (mGy)	Pealelangev õhukerma ilma testkehata (mGy)
Täisautomaatne	Üks vaskketas rindkereseina-poolses ääres	2,21	2,46
Täisautomaatne	Üks vaskketas rindkereseinast 6 cm kaugusel	2,22	2,46
Täisautomaatne	kaks vaskketast rindkereseina-poolses ääres	2,20	2,46
Täisautomaatne	Viis vaskketast rindkereseina-poolses ääres	2,21	2,46
Täisautomaatne	Viis alumiiniumketast rindkereseina-poolses ääres	2,21	2,46
Poolautomaatne	Üks vaskketas rindkereseina-poolses ääres	2,06	2,27
Poolautomaatne	Üks vaskketas rindkereseinast 6 cm kaugusel	2,06	2,27

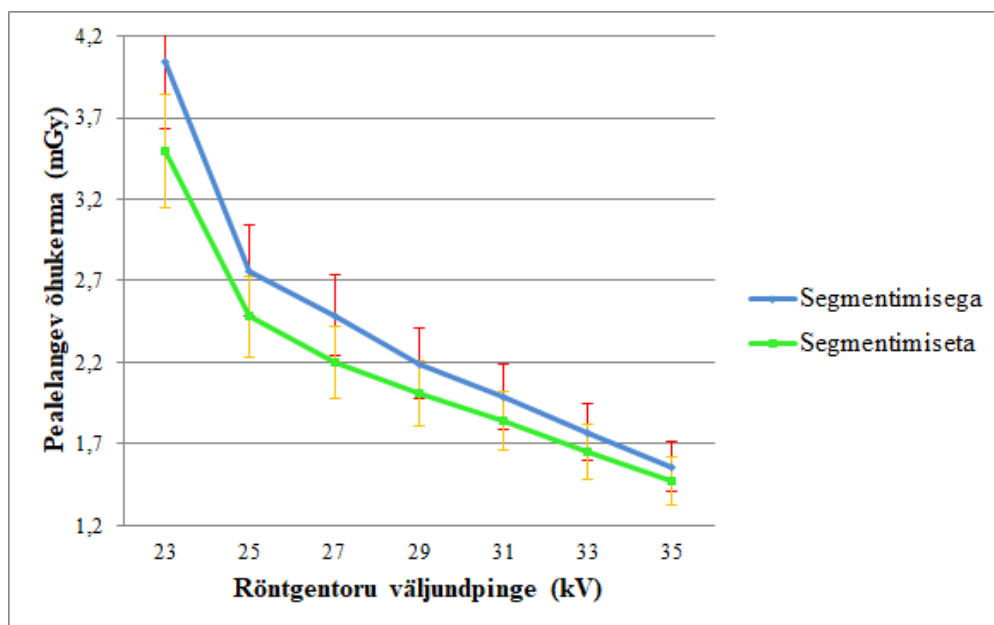
Katsete käigus tuli välja, et doosiautomaatika ei registreerinud metallkettaid ühelgi uuritud juhul huvipiirkonnana ehk pealelangev õhukerma oli ilma filtrita mõõtmistel saadud tulemustega võrreldav. Selline tulemus viitab sellele, et optimeerimisalgoritmid ei reageeri tõenäoliselt ka mikrokaltsifikaatidele või väikestele huvipiirkondadele. Kui pildikvaliteet näiteks süsteemi halva ühilduvuse tõttu kannatab, siis võibki juhtuda, et väikesed objektid ei jõua lõplikule mammogrammile.



Joonis 12. Alumiiniumkettaste ja –plaadi kontrastsused mammogrammil.

3.2.4 Pealelangeva õhukerma sõltuvus röntgentoru väljundpingest

Korraliku mammogrammi tegemiseks vajalik energia saavutatakse pealelangeva õhukerma ja röntgentoru väljundpinge kombinatsiooni optimeerimisel. Seega peab väljundpinge muutusele vastama pealelangeva õhukerma muutumine vastupidises suunas.



Joonis 13. Pealelangeva õhukerma sõltuvus röntgentoru väljundpingest.

Pealelangev õhukerma ja röntgentoru väljundpinge on omavahel pöördvõrdelises seoses. See kehtib nii täis- kui poolautomaatse režiimi korral. Segmentimisega režiimis tehtud mõõtmistel saadi veidi kõrgemad pealelangeva õhukerma väärtused kui segmentimiseta režiimis, kuid väljundpinge kasvamisel erinevus väheneb. Pealelangeva õhukerma erinevuse osakaal jääb 16–6% piiridesse. Saadud tulemus on ajas konstantne ehk tulemust ei mõjutanud, et mõõtmised tehti võrdlemisi suure ajalise vahega ning mammograafi oli vahepeal kalibreeritud.

KOKKUVÕTE

Töö käigus uuriti täisautomaatse mammograafiasüsteemi *Siemens Mammomat Inspiration* doosiautomaatika toimimist ning segmentimise rolli pealelangeva õhukerma määramisel. Röntgentoru väljundpinge ja huvipiirkonda tähistava katseobjekti kontrastsuse, asukoha või pindala varieerimine andsid kõik praktikas kasulikke ning kohati ka ootamatuid tulemusi. Selgusid ka kasutatud tarkvaraversiooni murekohad.

Katseobjekti kontrastsuse muutmisel on selgelt näha segmentimise rolli pealelangeva õhukerma reguleerimisel. Süsteem arvestab nii täis-kui poolautomaatses režiimis fantoomi kontrastsusega, kuid segmentimiseta süsteem ei optimeeri pealelangevat õhukeremat, samas kui täisautomaatses režiimis hoitakse seda kaua ühtlasena. Röntgentoru väljundpinge muutusele reageerib süsteem mõlemas režiimis heas lähenduses ühtemoodi. Veidi ootamatu oli, et segmentimine tõi selles punktis kaasa suurema pealelangeva õhukerma, kuid erinevus ei olnud kliiniliselt kasutatavas piirkonnas kuigi suur.

Töö autori jaoks olid ootamatud süsteemi reaktsioonid huvipiirkonda tähistava katseobjekti asukoha muutmisel ja väikese pindalaga objektide korral. Alumiiniumplaadi asukohale vastavad muutused toimusid eeldatule täiesti vastupidiselt. Samas on doosiautomaatika tundlikkus anatoomia ja loogika kaudu seletatav. See, et süsteem ei tuvasta väikeseid objekte huvipiirkonnana näitab, et mikrokaltsifikaatide ning algstaadiumis kasvajate märkamiseks on kindlasti vaja inimest mammogramme hindama. Parimate tulemuste saamiseks on oluline süsteemi korralikult hooldada, regulaarselt kalibreerida ning uuringuid korrektselt läbi viia.

Käesolev töö uuris doosiautomaatika toimimist ainult pealelangeva õhukerma optimeerimise võtmes. Selleks, et optimeerimisalgoritmide adekvaatsust päriselt hinnata, oleks vaja lisaks uurida ka segmentimise mõju pildikvaliteedile. Täisautomaatses režiimis määrab süsteem doosi võrdlemisi patsiendisõbralikult, kuid kui lõplik kujutis selle arvelt kannatab, siis ei pruugi see siiski end õigustada. Samuti tasuks uurida, kui suure pindalaga katseobjektile automaatika enam ei reageeri, selle võimalikku seost objekti kujuga ning võrrelda süsteemi mehhanisme erineva kuju ja paksusega fantoomide korral.

Mammograafia ei ole sõeluuringu tegemiseks ideaalne, kuid see on praegu olemas olevatest meetoditest kõige optimaalsem. Kui uuring viiakse läbi korrektselt, kasutatav süsteem vastab nõuetele ning seda kalibreeritakse regulaarselt, ei kujuta see patsiendile

suurt terviseriski ning suurendab vähi varajase avastamise tõenäosust. Ülediagnoosimine on paratamatu, kuid naistel, kellel leitakse õigeaegselt ravitav rinnavähk, on sõeluuringust palju kasu. Digitaalne mammograafia on praegu kasutusel olevatest vahenditest sõeluuringu tegemiseks parim valik.

TÄNUAVALDUSED

Käesoleva töö valmimise eest tuleb eelkõige tänada juhendajat Kalle Keplerit, kes oli kõigil vajalikel hetkedel olemas, elas protsessile kaasa ning võimaldas probleemide ilmnemisel kordusmõõtmiste tegemise. Samuti soovib autor tänada Tartu Tervishoiu Kõrgkooli katsete läbiviimise võimaldamise eest.

Lisaks tahab autor tänada oma ema, kelle võrratu orienteerumine Eesti tervishoiusüsteemiga seotud andmebaasides ja teadmised tervishoiupoliitikast aitasid kiirelt väärt materjali leida, radioloogiaresidenti Hanna-Kristiina Liivat, kes vastas kliinilises kasutuses mammograafiaga seotud küsimustele, arstitudengit Steneli Johanssoni teistsuguste perspektiivide tutvustamise eest ning Lembe Kullamaad ja Kaisa Teele Oja lõputute mammograafiateemaliste juttude kuulamise eest.

KIRJANDUS

- [1] E. Kiisk, M. Petersen, K. Kuusemäe, P. Padrik, R.-A. Kiivet, „Rinnavähi mammograafiline sõeluuring,“ Tartu Ülikooli peremeditsiini ja rahvatervishoiu instituut, Tartu, 2016.
- [2] *What You Need To Know About Breast Cancer*, volume 12-1556. National Cancer Institute, 2012.
- [3] E.M. Yoshimura, R. Nowotny, M.J. Yaffe, A.D.A. Maidment, I. Castellano, K.-H. Ng, D.R. Dance, “Diagnostic Radiology Physics: a handbook for teachers and students,” International Atomic Energy Agency, Viin, 2014.
- [4] Vähiliit, „Rinnavähk,“ 2018. [Võrgumaterjal]. Kättesaadav: <http://cancer.ee/a/rinnavahk/>.
- [5] “Breast Cancer A to Z. Breast Cancer Diagnosis,” 2017. [Võrgumaterjal]. Kättesaadav: <http://www.a-zbreastcancer.com/diagnostic-tools.htm>
- [6] P. Padrik, E. Eelma, J. Lehtsaar. „Rinnavähi ravi arengusuunad,“ *Eesti Arst*, 11:819–822, 2007.
- [7] Vähiliit, „Enesevaatlus,“ 2018. [Võrgumaterjal]. Kättesaadav: <http://cancer.ee/a/enesevaatlus/>.
- [8] V. Valvere, P. Padrik, S. Ulp, H. Pisarev, A. Zegulova, M. Puusepp, H. Lippus, R.-A. Kiivet, T. Võrno, K. Kuusemäe, „Mammograafia rinnavähi sõeluuringus,“ Tartu Ülikooli tervishoiu instituut, Tartu, 2013.
- [9] Eesti Haigekassa. „Rinnavähi sõeluuringule on järgmisel aastal kutsutud ka 68- ja 69-aastased naised,“ 2017. [Võrgumaterjal]. Kättesaadav: <https://www.haigekassa.ee/uudised/rinnavahi-soeluuringule-jargmisel-aastal-kutsutud-ka-68-ja-69-aastased-naised>.
- [10] Eesti Haigekassa. „Rinnavähi varajase avastamise uuringud.“ [Võrgumaterjal]. Kättesaadav: <https://www.haigekassa.ee/rinnavahi-varajase-avastamise-uuringud>.
- [11] The American Cancer Society medical and editorial content team, “Breast Density and Your Mammogram Report,” 2017. [Võrgumaterjal]. Kättesaadav: <https://www.cancer.org/cancer/breast-cancer/screening-tests-and-early-detection/mammograms/breast-density-and-your-mammogram-report.html>

- [12] P. C. Johns, M. J. Yaffe, "X-ray characterisation of normal and neoplastic breast tissues," *Physics in Medicine & Biology*, volume 32-675. 1987.
- [13] Abdullah Fahad, "Mammography." 2015. [Võrgumaterjal]. Kättesaadav: <https://www.slideshare.net/ssuser4b0a90/mammography-2>
- [14] F. Diekmann, M.J. Yaffe. "Digital Mammography," Springer-Verlag Berlin Heidelberg, Mauer, Saksamaa, 2010.
- [15] R. van Engen, K. Young, H. Bosmans, M. Thijssen, "European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis," European Commission, Office for Official Publications of the European Communities, Luksemburg, 2006.
- [16] P. Sprawls, "Radiation quantities and units." [Võrgumaterjal]. Kättesaadav: <http://www.sprawls.org/resources/RADQU/>.
- [17] J. M. Oduko, C. J. Strudley, K. C. Young, "Technical evaluation of Siemens Inspiration PRIME with VB30L software," Public Health England, Luksemburg, 2016.
- [18] K. C. Young, J. M. Oduko, O. Gundogdu, A. Alsager, "Technical evaluation of Siemens Mammomat Inspiration full field digital mammography system," NHS Cancer Screening Programmes, Sheffield, 2009.
- [19] N. Perry, M. Broeders, C. de Wolf, S. Törnberg, R. Holland, L. von Karsa, "European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis Fourth Edition Supplements," European Commission, Office for Official Publications of the European Communities, Luksemburg, 2013.

Lihtlitsents lõputöö reprodutseerimiseks ja lõputöö üldsusele kättesaadavaks tegemiseks

Mina, Katariina Inno,

1. annan Tartu Ülikoolile tasuta loa (lihtlitsentsi) enda loodud teose

**Täisautomaatse mammograafiasüsteemi *Siemens Mammomat Inspiration*
doosiautomaatika uurimine,**

mille juhendaja on Kalle Kepler,

- (a) reprodutseerimiseks säilitamise ja üldsusele kättesaadavaks tegemise eesmärgil, sealhulgas digitaalarhiivi DSpace-is lisamise eesmärgil kuni autoriõiguse kehtivuse tähtaja lõppemiseni;
- (b) üldsusele kättesaadavaks tegemiseks Tartu Ülikooli veebikeskkonna kaudu, sealhulgas digitaalarhiivi DSpace'i kaudu kuni autoriõiguse kehtivuse tähtaja lõppemiseni.

2. olen teadlik, et punktis 1 nimetatud õigused jäävad alles ka autorile.
3. kinnitan, et lihtlitsentsi andmisega ei rikuta teiste isikute intellektuaalomandi ega isikuandmete kaitse seadusest tulenevaid õigusi.

Tartu, 31. mai 2018. a.