

TARTU ÜLIKOOL  
LOODUS- JA TÄPPISTEADUSTE VALDKOND  
Füüsika Instituut

Aleksander Koljazin

**TAGASIHAJUMISTEGURI HINDAMINE ERINEVATE  
HAJUMISTINGIMUSTE KORRAL MEDITSIINILISES  
RADIOGRAAFIAS**

Bakalaureusetöö (12 EAP)

Juhendaja(d): Kalle Kepler, PhD

Tartu 2016

## **Tagasihajumisteguri hindamine erinevate hajumistingimuste korral meditsiinilises radiograafias**

Antud bakalaureusetöö eesmärgiks oli leida tagasihajumisteguri väärtused sõltuvalt röntgentoru pingest ja PMMA fantoomi paksusest, mõõdetuna kolme erineva detektori korral. Arvutatud tagasihajumistegurid jäid vahemikku 1,02 kuni 1,26 PMMA erinevate paksuste ja röntgentoru pingete puhul. Hinnati ka mõõtemääramatust iga arvutatud tagasihajumisteguri jaoks. Tulemusi võrreldi varem avaldatud tagasihajumisteguri sõltuvusega poolnõrgenemispaksusest ja kiirusvälja suurusest. Erineva PMMA paksusega tehtud mõõtmised ei andnud määramatuse piires erinevaid tulemusi.

Märksõnad: röntgenkiirus, hajumine, tagasihajumistegur, PMMA.

CERCS kood: T115 Meditsiinitehnika

## **Estimation of backscatter factor under different scattering conditions in medical radiography**

Objective of the present bachelor's thesis was to estimate backscatter factor, depending on the PMMA thickness and the x-ray tube voltage. Calculated backscatter factor values were in the interval 1,02 and 1,26 for different PMMA thicknesses and x-ray tube voltages. For each back scattering factor an uncertainty was calculated as well. The results were compared with the backscatter factor data published earlier for different half-value-layers and radiation field sizes. Backscatter factor was found to be the same for different PMMA thicknesses in the limits of uncertainty.

Keywords: x-ray, scattering, backscatteringfactor, PMMA.

CERCS code: T115 Medical technology.

# Sisukord

Sissejuhatus .....	5
1. Kirjanduse ülevaade .....	7
1.1. Röntgentoru ja kiirguse kollimeerimine .....	7
1.2. Röntgenkiirguse teke .....	7
1.3. Röntgenkiirguse vastasmõju ainega .....	8
1.4. Fotoelektriline neeldumine .....	8
1.5. Comptoni hajumine .....	9
1.6. Õhukerma ja tagasihajumistegur .....	12
2. Katsete meetodika .....	14
2.1. Katsetingimused .....	14
2.2. Kiirgusallikas ja mõõteaparatuur .....	15
2.3. Katseskeem .....	16
2.4. Tagasihajumisteguri sõltuvus katsetingimustest .....	19
3. Tulemused .....	22
4. Arutelu ja järeldused .....	26
Kasutatud kirjandus .....	27

## **Töös kasutatud lühendid**

BSF – ingl *BackscatterFactor*, tagasihajumistegur

ESAK – ingl *EntranceSurface Air Kerma*, sisendõhukerma (ehk naha sisenddoos)

HVL – ingl *Half-Value-Layer*, poolnõrgenemispaksus

IAK – ingl *Incident Air Kerma*, pealelangev õhukerma

PMMA – polümetüülmetakrülaad (pleksiklaas)

## Sissejuhatus

Aastatuhandete jooksul on inimkonda huvitanud küsimus inimese organismi sisemisest struktuurist, millise funktsiooni eest vastutab iga elundja kuidas seda uurida. Kahjuks need uuringud olid mingil ajal üldse keelatud, või olid võimalikud ainult surnud inimese organismi puhul. Elundites või kudedes tekkinud traumade täpne iseloom, pahaloomuliste kasvajate asukoht või spetsiifilise elava organismi struktuur oli kauaks ajaks jäänud teadmatuks.

Tänu uutele avastustele füüsikas teoreetiliste ja eksperimentaalsete uuringute kaudu tekkisid uued füüsika valdkonnad, nagu osakeste füüsika, kvantmehaanika, meditsiinifüüsika ja paljud muud teised. Uuringud uutes valdkondades tõid inimkonna selle tehnoloogiatasemeni, et tänapäeval on terve hulk võimalusi uurida ja diagnoosida inimese organismi *in vivo*, ehk kui organism on elus ja ei ole vajadust uuringuid teha kirurgiliselt.

Suurim panus meditsiinifüüsika kui füüsika valdkonna kujunemisse oli tehtud 8. novembril aastal 1895 saksa füüsiku Wilhelm Conrad Röntgeni poolt. Tema uuris oma laboris tumedast kartongist karbis oleva Crookesi toru katoodi kiirgust ja sai teada, et on tegemist nähtamatu kiirgusega, mis tungis läbi karbi ja tekitas rohelist valgust luminofoorekraanil. Varsti pärast seda tegi ta maailmas esimese röntgenpildi oma abikaasa käest. Järgnevate aastate jooksul võeti uus kiirgus päris kiiresti kasutusele kogu Euroopas ja üsna pea, aastal 1896, tehti esimesed röntgenpildid ka Eestis [1].

Röntgenkiirguse ja aine vastasmõju kohta olid sel ajal uurimused veel ees. Aastal 1905 avaldas Albert Einstein uurimuse fotoelektrilise neeldumise kohta, mis on nähtusena peamiseks aluseks meditsiinilisele piltdiagnostikale. Samavõrra tähtis on Arthur Holly Comptoni panus, kes aastal 1923 kirjeldas ainega vastasmõjus olevate footonite hajumise olemust. Meditsiinilise piltdiagnostika seisukohalt on oluline osata arvestada mõlema nähtusega – üks neist annab röntgenpildile hea kvaliteedi (kontrastsuse), teine nähtus üldjuhul halvendab pildi kvaliteeti.

Meditsiiniliste röntgenseadmete kasutamisel on oluline teostada regulaarset kvaliteedikontrolli. Selle kontrolli raames mõõdetakse erinevate kiirgustingimuste korral pleksiklaasist erineva paksusega testobjektide (fantomide) abil doosi ja doosikiirust. Vajalik on hinnata hajukiirguse osa dosimeetri konkreetsete detektoritega mõõdetavas kiirgusdoosis.

Käesoleva töö eesmärgiks oli hinnata meditsiinilises radiograafias erinevate hajumistingimuste korral tagasihajumistegurit. Selle eesmärgi raames oli ülesanneteks mõõta

neeldumiskoosi TÜ katsekoja meditsiiniseadmete labori poolt kasutatavate dosimeetritega, kasutades kiirgusallikana Tartu Tervishoiu Kõrgkooli diagnostilist radiograafi, ja teha saadud tulemuste põhjal järeldusi tagasihajumisteguri väärtuse kohta erinevate hajumistingimuste korral.

# 1. Kirjanduse ülevaade

## 1.1. Röntgentoru ja kiirguse kollimeerimine

Röntgentoru on seade, millega saab genereerida röntgenkiirgust. Röntgentoru põhilisteks komponentideks on negatiivne elektrood (katood) ja positiivne elektrood (anood). Kütteniiti läbiva elektrivoolu toimel kuumutatakse katoodi, mille tõttu hakkab see kiirgama elektrone. Klaaskestaga röntgentorus on tekitatud vaakum, milles emiteeritud elektronid saavad vabalt liikuda anoodi poole. Tänu elektriväljale, mis tekitatakse katoodi ja anoodi vahele, saab elektron kiirenduse ja seega ka kineetilist energiat. Pärast elektroni pörkumist anoodiga tekivad röntgenfootonid, mis suunatakse uuritavale objektile.

Suurendades anoodi pinget saavad elektronid rohkem kiirendust ja seega suurendatakse röntgenfootoni energiat. Suurendades voolutugevust kütteniidis emiteeritakse rohkem elektrone ja seda suurem on röntgentoru läbiv vool. Muutes mõlemat parameetrit saab muuta röntgenkiirguse läbitungivõimet ja hulka ning seega mõjutada röntgenpildi kontrastsust ja intensiivsust [2].

Kui kiirgus on juba tekkinud, siis tavaliselt on vaja, et footonid langeksid teatud pindala peale ja seega on vaja kujundada kiirgusvälja. Selle ülesande täitmiseks on igas röntgenaparaadis olemas kollimaator. Kollimaator koosneb neljast röntgenkiirguse jaoks läbipaistmatust plaatidest, mis paiknevad omavahel nii, et tekib nelinurk, mille kuju saab reguleerida. Kollimaatoris on valgusallikas, mis kiirgab nurga all olevale peeglile, kusjuures peegeldunud valgus läbib kollimaatori samamoodi, nagu röntgenkiirgus läbiks, sõltuvalt eelnevalt reguleeritud kollimaatori kujust.

## 1.2. Röntgenkiirguse teke

Röntgenkiirgus tekib kahel erineval kujul: elektronide pidurdumisel anoodi märklauas pärsskiirgusena ja anoodi märklaua aatomis orbitaalelektronide üleminekul ühest elektronihist teise karakteristliku kiirgusena. Mõlemad protsessid võivad toimuda samaaegselt.

Esimesel juhul satub röntgentorus kiirendatud elektron vastasmõjusse anoodi märklaua aatomi positiivselt laetud tuumaga, mille mõjul toimub elektroni liikumise suuna muutus ja energia kaotamine. Seega toimub elektroni kiiruse langemine, mille tõttu seda kiirgust mõnikord nimetatakse ka pidurduskiirguseks. Elektroni energia kaotamisega tekib ioniseeriv kiirgus ehk

röntgenkiirgus. Tekitatud röntgenfootoni energia on võrdne elektroni poolt kaotatud energiaga. Kiirgusenergia sõltub sellest, millisel kaugusel aatomi tuumast toimus röntgenkiirguse tekkimine: kui elektron põrkub otseselt tuumaga, siis tekib maksimaalse energiaga kiirgus ja selle väärtus kahaneb kauguse suurenedes tuumast [3].

Teisel juhul on vastasmõju protsess seotud anoodi märklaua aatomite, peamiselt sisemiste elektronkihtide, elektronidega, mis saavad piisavalt suure energia katoodi poolt tulevatelt elektronidelt ja seega lahkuvad aatomist. Selle elektroni asemele tuleb teisest elektronihist teine elektron, mille ülemineku jooksul elektron annab ära oma energia karakteristliku röntgenkiirgusena. See kiirgusenergia sõltub aatominumbrist, st aatomid erinevate aatominumbritega tekitavad erineva energiaga karakteristlikku röntgenkiirgust.

Lisaks on võimalik ka kolmas juhtum, mis on eelmisega sarnane, erinedes selle poolest, et üleminekul annab elektron energiat ära mitte röntgenkiirgusena, vaid kannab selle üle teisele elektronile samas aatomis. Saades energiat, lahkuvad elektron oma elektronihist ja seega ka aatomist. Seda efekti nimetatakse Auger' efektiks ja elektroni nimetatakse vastavalt Auger' elektroniks [3].

### **1.3. Röntgenkiirguse vastasmõjuainega**

Röntgenkiirguse footonid, langedes objektile, satuvad vastasmõjusse selle objekti osakestega. Esineb mitu erinevat vastasmõju, millest tähtsaimad on neli: Rayleigh hajumine, fotoelektriline neeldumine, Comptoni hajumine, elektron-positronpaaride tekkimine.

Radiograafilises pildiagnostikas mängivad suurt rolli kaks protsessi: fotoelektriline neeldumine ja Comptoni hajumine. Rayleigh hajumist selles töös arvesse ei võeta, kuna see efekt tekib madala energiaga footonitepuhul, mis on vahemikus alla 30 keV [3], mis on selles töös suuremalt jaolt välja filtreeritud.

### **1.4. Fotoelektriline neeldumine**

Selle protsessi puhul pealelangev röntgenkiirguse footon annab kogu oma energiat mingile orbitaalelektronile. Elektron kasutab osa sellest energiast seoseenergia ületamiseks, mille suurus sõltub elektrontasemest. Väljudes aatomist tekib seega vaba koht, mida täidab mingi teine elektron madalama seoseenergiaga elektrontasemelt, kiirates samal ajal vabastatud energia röntgenkiirgusena, või andes oma energia Auger' elektronile. Asemele tulev elektron

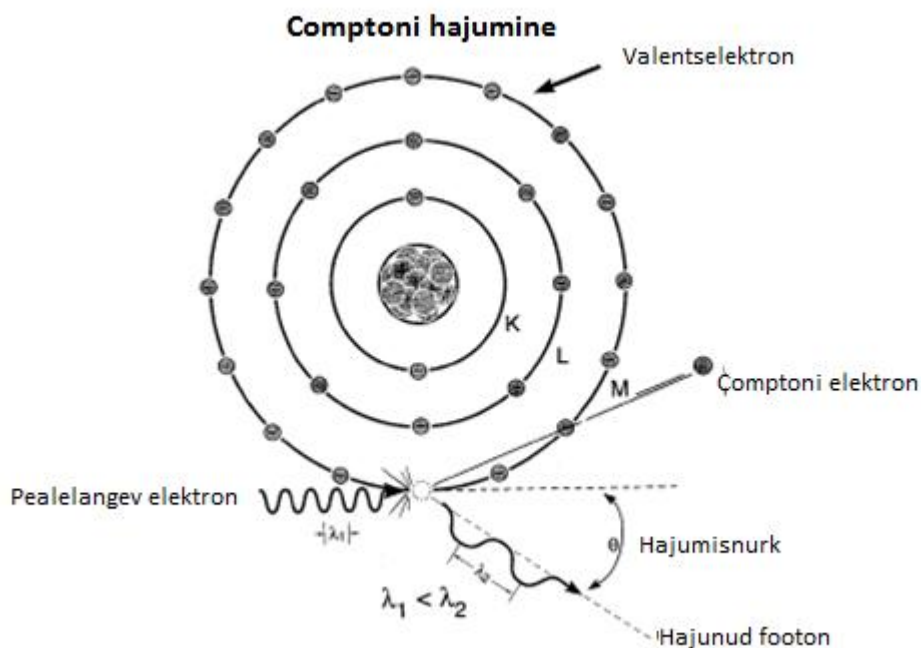


jätab endast maha vakantsi, kuhu tuleb uus üks elektron, kiirates vabanenud energia. See protsess jätkub niikaua, kui jätkub footonite langemine objektile. Peamine tingimus efekti toimumiseks on see, et footoni energia peab olema suurem kui elektroni seoseenergia [3].

### 1.5. Comptoni hajumine

Comptoni hajumine on interaktsioon röntgenkiirguse footonite ja kiiritatud objekti elektronide vahel, mida saab vaadelda mitteelastse kokkupõrkena. Comptoni hajumine toimub energeetilises vahemikus 16 keV kuni 30 MeV. Selle nähtuse põhiolemus seisneb selles, et pealelangeva röntgenkiirguse footon põrkub, nagu tavaliselt, väliselektronikihi elektroniga. Interaktsiooni tulemusena eraldub Comptoni elektron, saades kineetilist energiat pealelangeva footoni poolt, ja hajub pealelangev röntgenkiirguse footon, kaotades energiat.

Elektroni ja footoni hajumisnurkad arvutatakse pealelangeva footoni suuna suhtes. Elektroni väljumisega elektronihist toimub antud aatomi ionisatsioon.



Joonis 1. Comptoni hajumise protsessi skeem, kus on näidatud, kuidas toimub pealelangeva footoni põrkumine orbitaalelektroniga [3].

Röntgenkiirguse footoni lainepikkuse muutust saab arvutada järgmise valemi kaudu:

$$\Delta\lambda = \frac{h}{m_e c} (1 - \cos\theta), \quad (1)$$

kus  $\Delta\lambda$  on lainepikkuse muutus,

$h$  on Plancki konstant,

$m_e$  on üksiku elektroni seisumass,

$c$  on valguse levimise kiirus,

$\theta$  on nurk, mille all hajub footon.

Comptoni hajumisel kehtib energia jäävuse seadus, seega pealelangeva footoni energia võrdub hajunud footoni ja väljunud elektroni energiaga. Hajunud footoni energia on [3]:

$$E_{sc} = \frac{E_0}{1 + \frac{E_0}{511 \text{ keV}} (1 - \cos\theta)}, \quad (2)$$

kus  $E_{sc}$  on hajunud footoni energia,

$E_0$  on pealelangeva footoni energia,

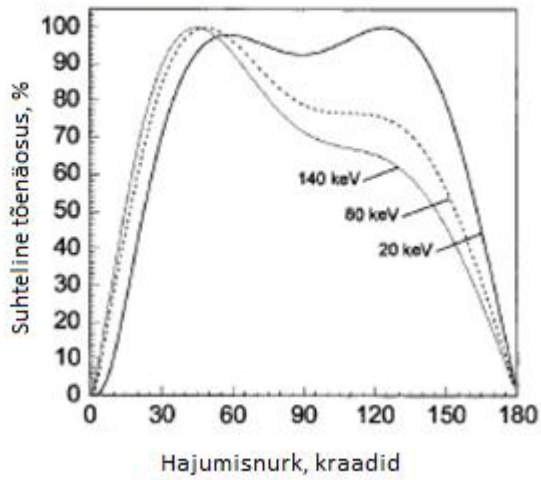
511 keV on üksiku elektroni seisumass,

$\theta$  on nurk, mille all hajub footon.

Kui suurendada pealelangeva röntgenkiirguse footoni energiat, väheneb hajumisnurk. Sama kehtib ka elektronihist vabanenud elektroni jaoks.

Energia jäävuse seadus paneb piiranguid hajumisnurgale, hajuva footoni energiale ja väljuva elektroni energiale. Energia piirangud sõltuvad hajumisnurgast, mis kehtivad mitte ainult hajunud footoni jaoks, vaid ka elektroni jaoks. Elektroni hajumisnurk ei saa olla suurem kui 90 kraadi, kuid footon võib hajuda maksimaalselt 180-kraadise nurga all, ehk toimub täielik tagasihajumine. 90-kraadise hajumise puhul maksimaalne footoni energia on 511 keV, 180-kraadilise hajumise puhul selle energia väärtus on 255 keV [3].

**Tõenäosus hajuda antud nurkade all  
sõltuvalt footoni energiast**



Joonis 2. Footoni tõenäosus erineva nurga alla hajumiseks sõltuvalt röntgentoru pingest [3].

Hajumisnurga saab määrata järgmise valemi järgi [4]:

$$\tan\left(\frac{\theta}{2}\right) = \frac{\cot(\alpha)}{\left(1 + \frac{h\nu}{511 \text{ keV}}\right)}, \quad (3)$$

kus  $\theta$  on footoni hajumisnurk,

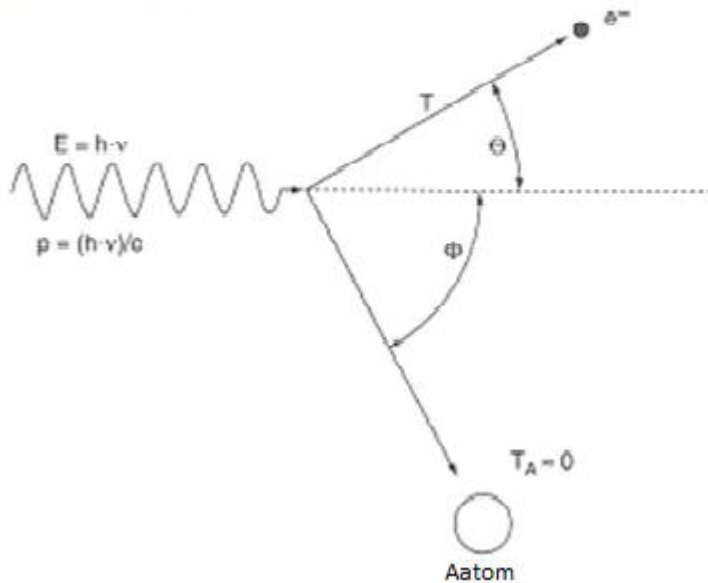
511 keV on üksiku elektroni seisumass,

$h$  on Plancki konstant

$\nu$  on kiirguse sagedus,

$\alpha$  on elektroni hajumisnurk.

### Comptoni hajumisel tekkivad hajumisnurgad elektroni ja footoni jaoks



Joonis 3. Comptoni hajumise puhul tekkivad hajumisnurgad [4].

Selleks, et Comptoni hajumine toimuks, on vaja et pealelangeva footoni energia oleks suurem kui elektroni seoseenergia. Seega suurendades footoni energiat saab suurendada Comptoni hajumise toimumise tõenäosust. Selleks tuleb arvestada ka tõenäosuse sõltuvust objekti elektronide tihedusest, mille tõttu selle nähtuse tõenäosus ühikulise ruumala kohta on umbes proportsionaalne objekti aine tihedusega. See kehtib materjalide kohta, mis ei sisalda või ei koosne vesinikust, kuna selle keemilise elemendi puhul Comptoni hajumine toimub rohkem kui teistel elementide puhul [3].

### 1.6. Õhukerma ja tagasihajumistegur

Kerma (ingl *kinetic energy released in matter*) näitab laenguta osakeste (meie juhul foonid) poolt tekitatud laetud osakeste esialgset summaarset kineetilist energiat. Kerma valem avaldub järgmiselt [5]:

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm}, \quad (4)$$

kus  $dE_{tr}$  on kõikide tekitatud laetud osakeste esialgsete kineetiliste energiatega summa ja  $dm$  on selle aine mass, millega vastasmõjus tekitati laetud osakesi. Ühikuks on grei (Gy), mille dimensioon on J/kg.

Antud töös vaadeldakse oma olemuselt kahte erinevat tüüpi kerma: naha sisenddoos ehk sisendõhukerma (ingl *Entrance Surface Air Kerma* (ESAK)) ja pealelangev õhukerma (ingl *Incident Air Kerma* (IAK)). Esimene parameeter tähistab röntgenkiirguse doosi, mis on võrdne objektile langeva kiirgusedoosi ja objektist tagasihajunud doosi summaga, mõõdetuna õhus. Teine parameeter tähistab röntgenkiirguse doosi, mis on võrdne objektile pealelangeva röntgenkiirguse doosiga [6]. Tegelik doosi leidmiseks on vaja lisaks arvestada röntgentoru fookustäpi ja mõõtepunkti vahekauguse pöörväärtuse ruuduga.

Tagasihajumistegur BSF (ingl *BackscatterFactor*) [6] on määratud IAK ja ESAK suhtega, avaldades järgmise valemiga:

$$B = \frac{K_e}{K_i} \quad (5)$$

kus  $K_e$  tähistab naha sisenddoosi (ESAK);

$K_i$  tähistab pealelangevat õhukeremat (IAK);

$B$  tähistab tagasihajumistegurit (BSF).

Tagasihajumistegur sõltub parameetritest, mis mõjutavad pealelangevat kiirgust ja tagasihajuvat kiirgust. Nende hulgas on poolnõrgenemispaksus, kaugus röntgentorust objektini ja röntgentoru pinge.

Tagasihajumisteguri keskväärtused varieeruvad 1.3 ja 1.4 vahemikus radiograafia ja fluoroskoopia puhul, ehk keskväärtus on umbes 1.35, võttes arvesse ka määramatust [7].

## 2. Katsemetoodika

Antud töös hinnatakse tagasihajumistegurit erinevate hajumistingimuste korral. Iga hajumistingimuse kohta määrati vastav tagasihajumistegur. Nendeks muutuvateks tingimusteks olid PMMA paksus ja röntgentorupinge. Katsed tehti kasutades kolme erinevat detektorit, võttes arvesse nende mõõtemääramatuse arvutamiseks vajaliku informatsiooni ja nende erilaadse konstruktsiooni.

### 2.1. Katsetingimused

Katsed toimusid standardsetes kliinilistes tingimustes. Katsete jooksul mingit lisafiltratsiooni ei kasutatud. Keskkonnatingimustest märgiti üles temperatuur ja õhurõhk.

Kõik katsetes kasutatud fantoomid olid valmistatud ühest materjalist, mille tõttu fantoomidest valmistatud erineva paksusega objekte arvestati nagu tervikobjekte. Fantoomid olid valmistatud tavalisest tööstuslikust pleksiklaasist (PMMA). Pind, mille peale langes röntgenkiirgus, oli kõikidel fantoomidel pindalaga  $24,0 \times 24,0\text{cm}^2$ .

Kaugus röntgentoru fookustäpist patsiendilauani kõikides katsetes oli jääv suurus, mille väärtus oli ligikaudu 100 sentimeetrit.

Kõik kolm doosidetektorit olid erineva konstruktsiooniga: kaks neist olid pooljuhtdosimeetrid ja üks õhk-ioonkamberdosimeeter. Ainult ühel detektoril oli märgitud selle välisküljel vastuvõtutasandi täpne asukoht. Ioonkamber kalibreeriti töö käigus ümber pooljuhtdosimeetri järgi, mis on kalibreeritud selle tootja (RTI Electronics) juures.

Kõikide kauguste, fantoomipaksuste ja detektorite vastuvõtjate asukoht oli määratud kasutades mõõdulindi, mille põhiviga on 0,5mm.

## 2.2. Kiirgusallikas ja mõõteaparatuur

Selles töös kirjeldatud katsed tehti röntgenaparaadil YSIO – DigitalX-ray System (Siemens). Kogu süsteem koosneb neljast peamistest komponentidest: röntgentorust, kollimaatorist, patsiendilauast, digitaalsest pildireseptorist, vertikaalstatiivist pildireseptoriga, spetsiaalsest juhtarvutist ja juhtkonsoolist, millega saab reguleerida kollimaatorit, kaugust patsiendilauani ja teisi parameetri. Katsed toimusid patsiendilaua peal [8].

YSIO röntgentorus kasutatakse pöörlevat anoodi, mille nurk on võrdne 12 kraadiga.

Katsetes kasutati kokku kolm detektorit: pooljuhtdetektoreid MPD ja R100 (RTI Electronics) ja ioonkambrist Model 96035B (Keithley). Kaks esimest detektorit on mõõtesüsteemi Barracuda (RTI Electronics) osad ja viimane detektor on mõõtesüsteemi TRIAD (Keithley) osa.

MPD on risttahukakujuline detektor mõõtmetega 110 x 55 x 13 mm. Antud detektor töötab pingevahemikus 35 – 155 kV ja mõõdab kiirgusdoosi vahemikus 0,1 mGy kuni 1000 Gy, kusjuures doosi põhiviga on võrdne 5% saadud tulemusest fluoroskoopia ja radiograafia puhul. Kiirguse mõõtmise soovituslikud tingimused on õhutemperatuuri vahemik +18°C ja +23°C ja suhtelise õhuniiskuse väärtus umbes 50%, mis olid täidetud kõikides katsetes. Detektoril on ainult üks röntgenkiirgust läbilaskev sein, mille sügavusel 1 cm asub vastuvõtja. MPD detektor vahetab automaatselt vastuvõtjal olevaid filtreid sõltuvalt mõõdetava kiirguse maksimaalsest energiast. Vastavad piikpinge vahemikud on 35 – 75 kV, 45 – 125 kV ja 90 – 155 kV.

R100 detektor mõõdab kiirgusdoosi samas pingevahemikus ja doosivahemikus kui MPD. Doosi põhiviga on 3% näidust. Mõõtmiseks vajalikud tingimused on õhutemperatuuri vahemik +18°C kuni +23°C ja suhtelise õhuniiskuse väärtus madalam kui 80%. R100 mõõtmed on 19,8 x 45,0 x 7,4 mm. Detektoril on olemas ainult üks röntgenkiirguse jaoks piisavalt läbilaskev sein. Vastuvõtja asukoht oli näidatud kriipsuga detektori korpuse seinal, millega oli näidatud, et vastuvõtjakaugus röntgenkiirgust läbilaskvast pinnast on 3 mm [9].

Ioonkamber 96035B on silindrilise kujuga detektor, mille diameeter on 6.35 cm ja paksus 1.30 cm. Vastuvõtja asukoht arvestati detektori keskele sügavusel 0.65 cm sisendpinnast ja selle diameeter on 3.96 cm. Doosi põhiviga on 2 % näidust [10].

Antud detektori puhul kasutatud juhendist võetud valemit, millega arvutatakse korrektsioonikordajad sõltuvalt õhutemperatuurist ja õhurõhust:

$$F = \frac{(213.15+T)}{295.15*P}, \quad (6)$$

kus T on õhutemperatuur Celsiuse skaalas;

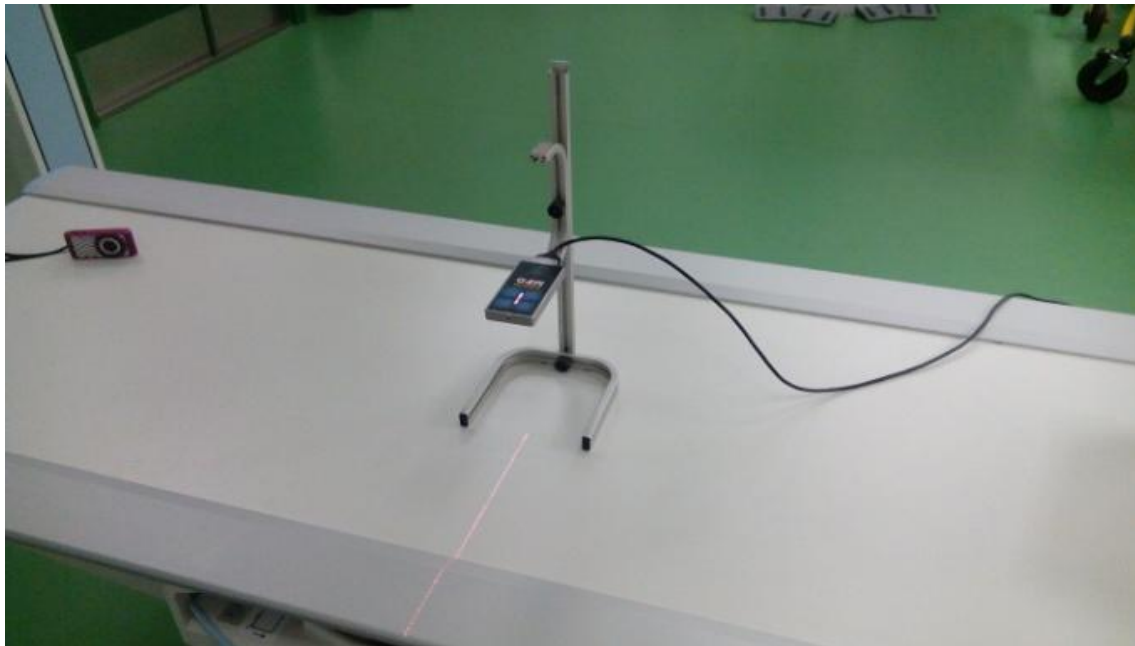
P on õhurõhk hektopaskalites.

### 2.3. Katseskeem

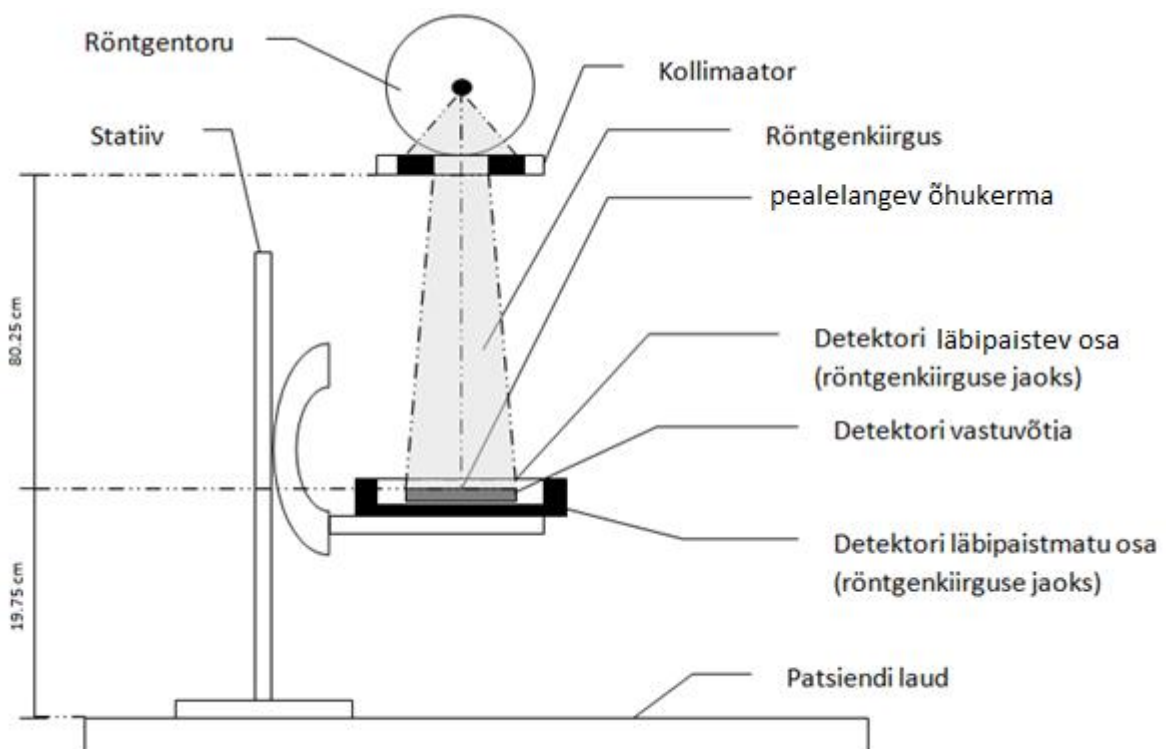
Katsed viidi läbi erinevate fantoomipaksuste ja röntgentoru pingete puhul kasutades kolme erinevat detektorit. PMMA paksus oli 10 cm, 15 cm, 20 cm või 25 cm ja röntgentoru pinge väärtused olid 40 kV, 60 kV, 81 kV, 100 kV või 121 kV. Detektori R100 korral iga valitud röntgentoru pinge puhul tagasihajumistegurid leiti patsiendilaua peal ja PMMA paksuse 15 cm korral ja ainult 81 kV pinge puhul olid määratud tagasihajumistegurid iga paksuse korral. Detektori 96035B korral tagasihajumistegurid oli määratud ainult röntgentoru pinge 81 kV puhul PMMA paksuste 10 cm, 15 cm ja 20 cm korral.

Kõigepealt määrati pealelangev õhukerma (IAK) ilma fantoomita ehk „puhas doos”. Selle väärtuse määramiseks oli valitud kindel kaugus röntgentorust ja lauast, mille suhtes teistel kaugustel leitud doosi väärtused arvutamisel olid normeeritud. Selliseks fookuskauguseks valiti 80cm, mis on vastavates standardsetes meetodites soovitatav. Antud suurus on määratud vahekaugusega röntgentoru fookustäpist detektori keskpunktini. Doos arvutati hiljem ümber detektori vastuvõtjani, mille asukoht varieerus sõltuvalt detektori tüübist. Seega MPD ja R100 detektorite puhul vahekaugus röntgentorust vastuvõtjani oli natuke erinev, mida arvestati tulemuste arvutamisel. IAK mõõtmise katsesoli detektor kinnitatud statiivile ja röntgenkiirgus oli kollimeeritud detektori vastuvõtjale. Doosid arvutati ümber iga valitud röntgentoru pinge puhul vastavalt kaugusele. Katsesest võetud pilt ja katseskeem detektori MPD kasutamise puhul on näidatud vastavalt joonistel 4 ja 5.





Joonis 4. Katse, mille puhul mõõdetakse pealangevat õhukemat MPD detektorit kasutades. Nagu on näha kollimaatori valguse järgi, on kiirgus kollimeeritud mõõdetavale vastuvõtjale.

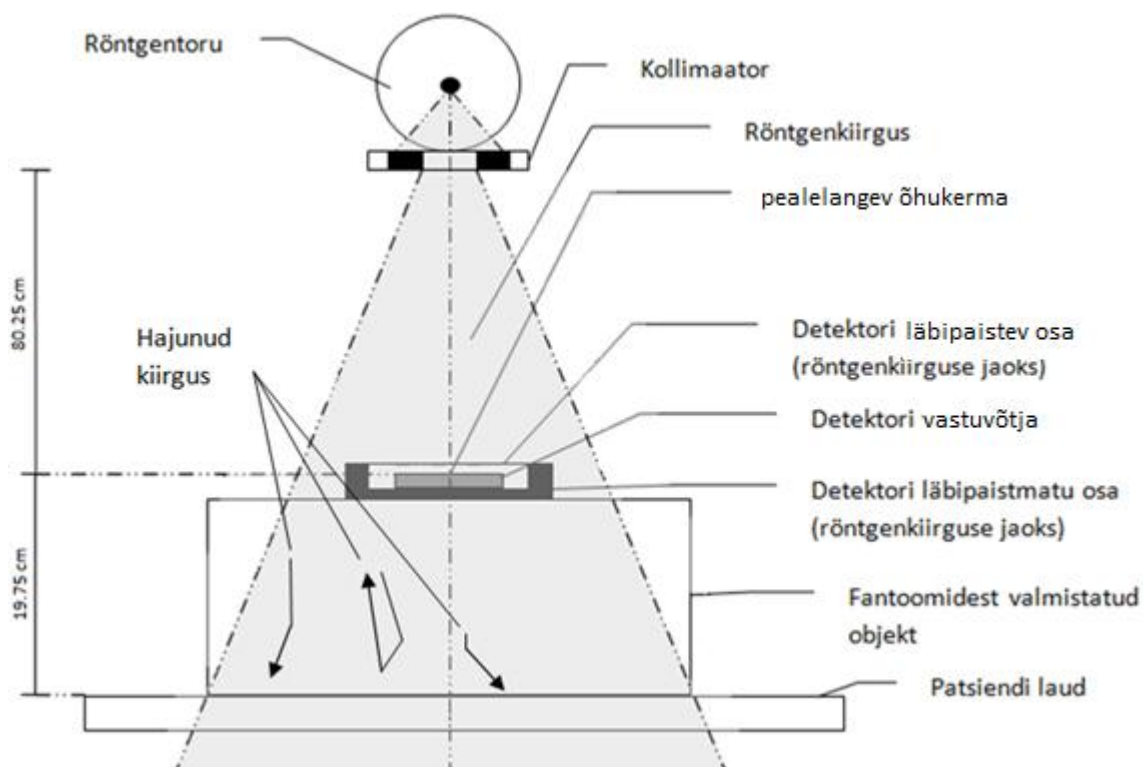


Joonis 5. Pealangeva õhukema mõõtmise skeem MPD detektori puhul (Objektide suurus ja kaugused ei ole mõõtkavas)

Järgnevalt kasutati ESAK mõõtmiseks erinevaid PMMA paksusi. Nendes katsetes pandi doosidetektor fantoomi peale. Kogu röntgenkiirgus oli kollimeeritud objekti alumise pinna järgi, kuna niimoodi langes kogu kiirgus ainult objekti peale. Katsest võetud pilt ja katseskeem on näidatud vastavalt joonistel 6 ja 7.



Joonis 6. Sisendõhukerma mõõtmine fantoomi paksuse 25 cm ja MPD detektori kasutamise puhul. Pildi ülemises osas on näha silindriline röntgentoru kest.



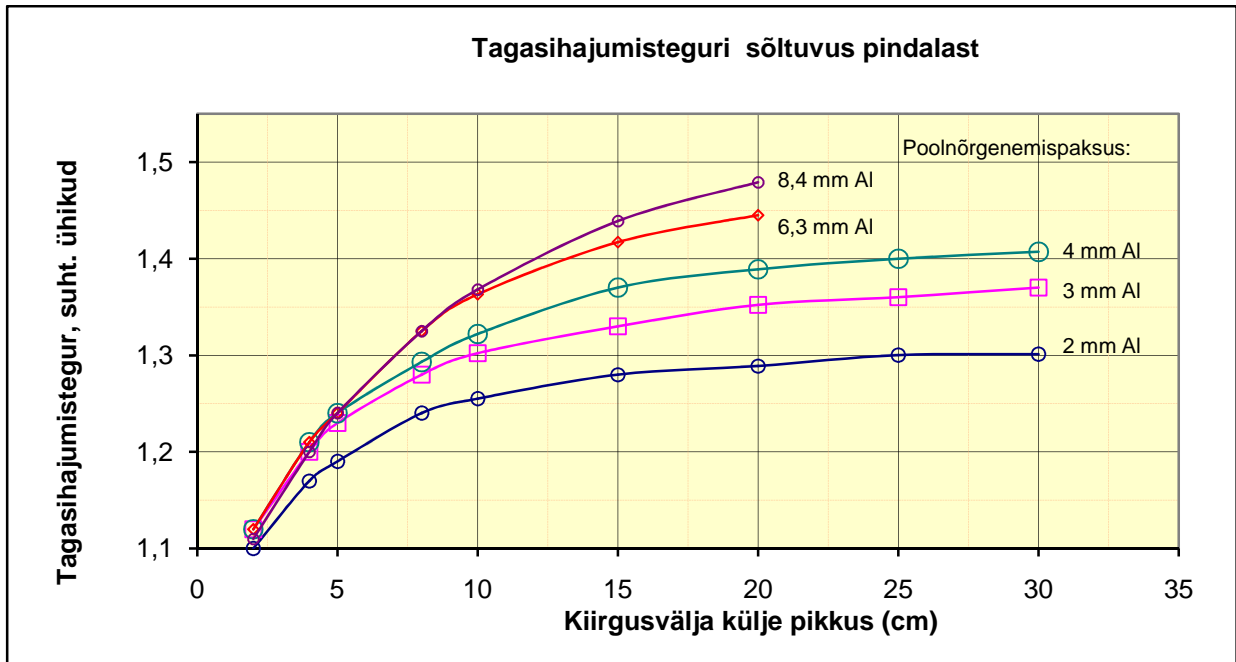
Joonis 7. Sisendõhukerma mõõtmine PMMA fantoomiga MPD detektori kasutamise puhul.

Viimaseks arvutati patsiendilauast hajunud doos. Selle panuse mõõtmiseks asetati detektor laua peale ja kiirgus kollimeeriti sama pindala peale kui katsetes fantoomidega.

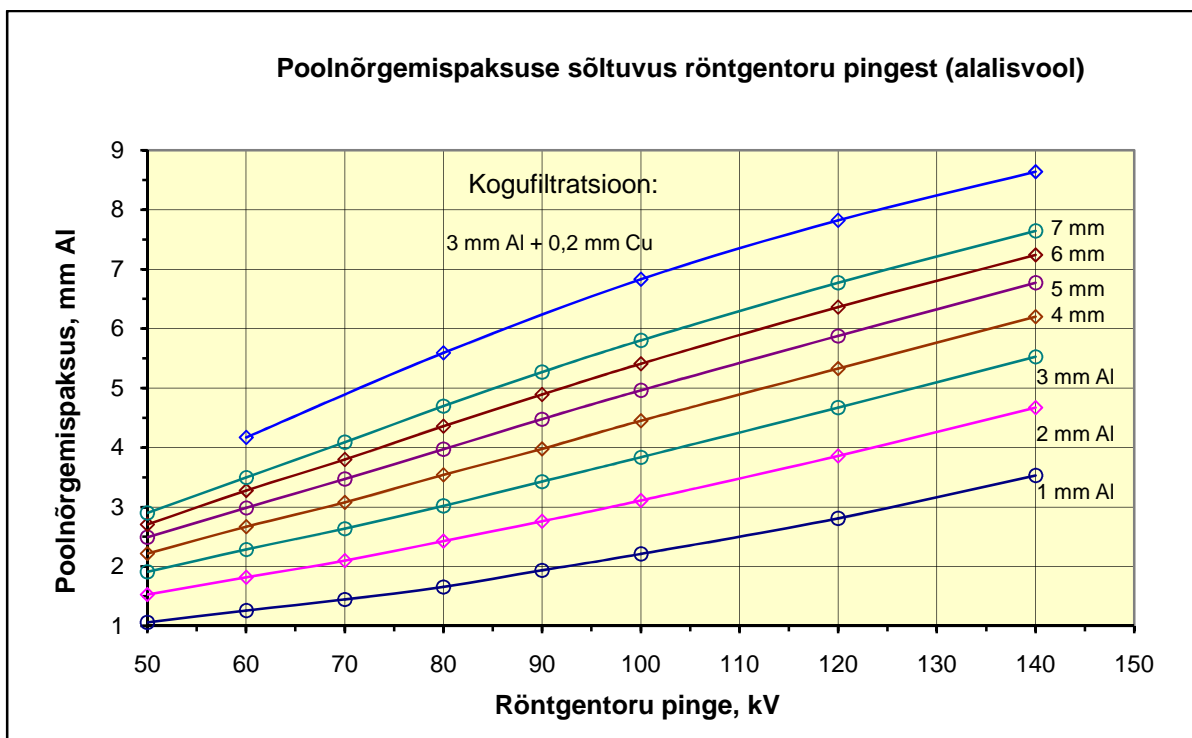
Kõik saadud tulemused normeeriti kauguse järgi ja pärast määrati iga doosi jaoks A-tüüpi määramatus, B-tüüpi määramatus, nendest arvutati C-määramatus ja lõplikku määramatuse leidmiseks oli kasutati Studenti koefitsienti usaldusnivool 95%. Iga saadud IAK tõelise doosi leidmiseks kasutati doosi pöödruutsõltuvust vastuvõtja ja detektori vahekaugusest.

#### 2.4. Tagasihajumisteguri sõltuvus katsetingimustest

Varasemates uurimustes [11,12,13,14] on hinnatud standardtingimustel tagasihajumistegurit sõltuvana kiirgusvälja pindalast erinevate poolnõrgenemispaksuste puhul ja poolnõrgenemispaksuse sõltuvust röntgentoru pingest (alalisvool) erinevate kogufiltratsioonide puhul. Graafikud on näidatud vastavalt joonistel 8 ja 9.



Joonis 8. Tagasihajumisteguri (BSF) sõltuvus poolnõrgemispaksusest (HVL) ja kiirusvälja pindalast[11, 12].



Joonis 9. Poolnõrgemispaksuse sõltuvus röntgentoru pingest erinevate kogufiltratsioonide puhul [13, 14].

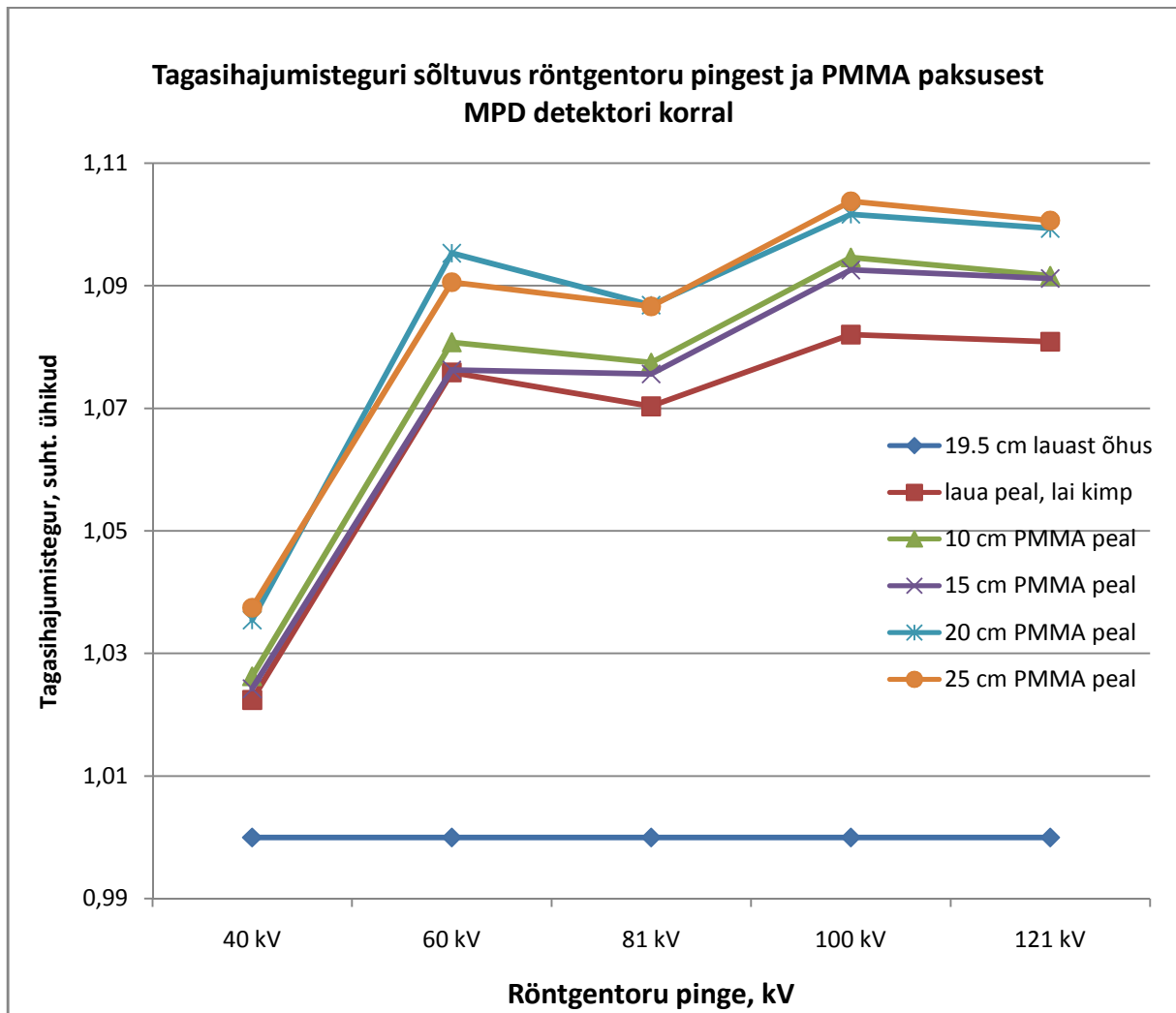
Mõlemalt graafikult on näha kaks tendentsi. Kõigepealt, poolnõrgenemispaksuse suurenemisega tagasihajumistegur kasvab. Seda sõltuvust kirjeldav kõver on lähendatud logaritmilise funktsiooni järgi. Käesolevas töös ei uuritud sõltuvust kiirgusvälja pindalast. Teiseks, röntgentoru pinge suurenemisega poolnõrgenemispaksus kasvab, millega tagasihajumisteguri väärtus saab suuremaks. See tähendab, et mida suurem on kiirgusväli, seda suurem on tagasihajunud doos.

Varem avaldatud kvaliteedikontrolli juhendites (nt Euroopa radiograafia kvaliteeditagamise juhend) on soovitatud kasutada tagasihajumisteguri jaoks keskmist väärtust 1,35 [7].

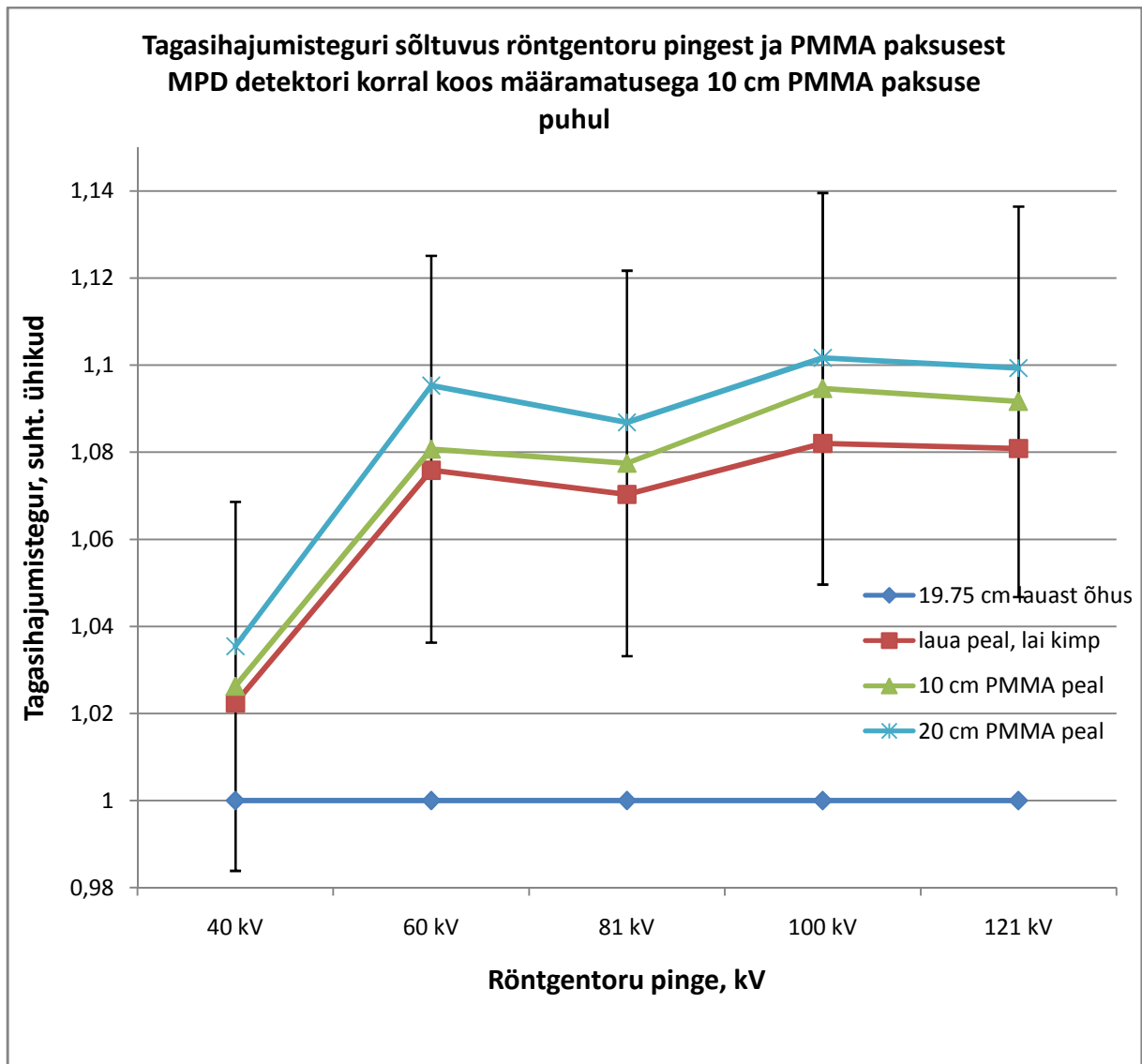
Radiograafi Ysio kiirguse poolnõrgenemispaksus HVL on hinnatud TÜ katsekoja poolt [15] kui 3,12 mm Al.

### 3. Tulemused

Mõõdetud tagasihajumistegurid MPD detektori kasutamise puhul erinevatel röntgentoru pingetel ja erinevate fantoomi paksuste korral on näidatud vastavalt joonistel 10 ja 11.

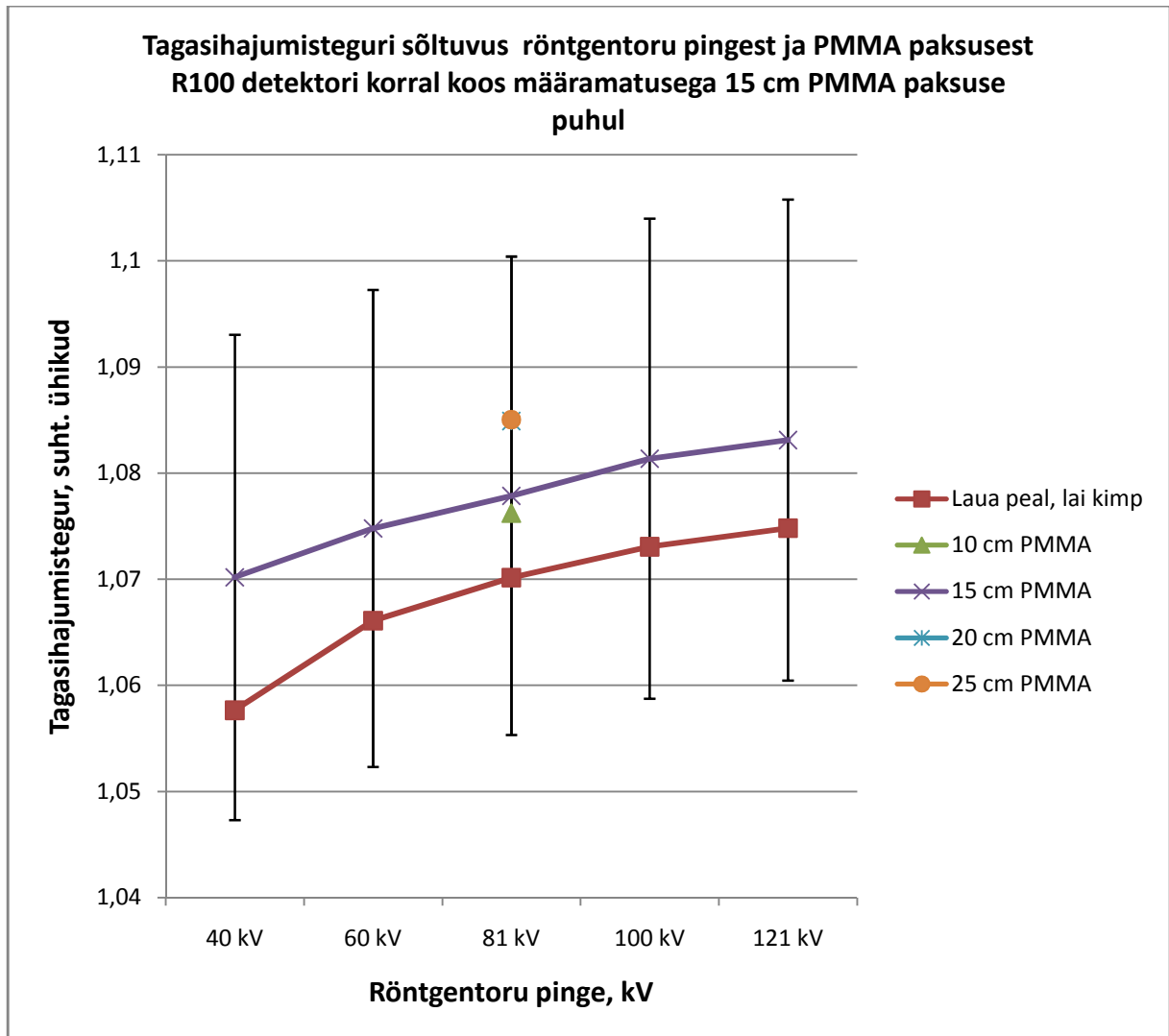


Joonis 10. Tagasihajumistegur röntgentoru erinevatel pingetel erinevate PMMA paksuste puhul kasutades MPD detektorit.



Joonis 11. Tagasihajumistegur röntgentoru erinevatel pingetel PMMA erineva paksuse puhul kasutades MPD detektori.

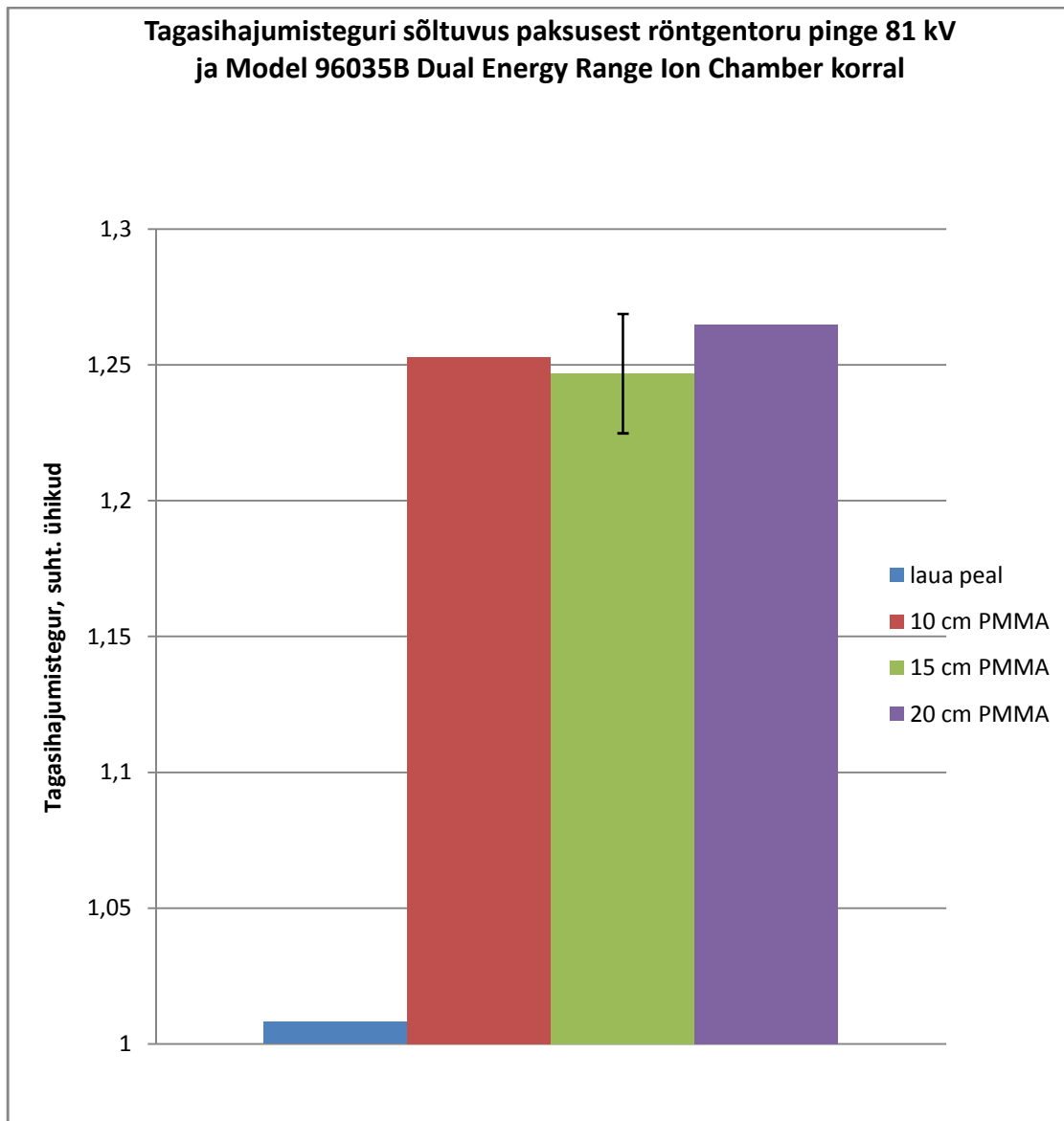
Tagasihajumistegurimõõdetud väärtused R100 detektori kasutamise korral on näidatud joonisel 12.



Joonis 12. Tagasihajumisteguri sõltuvus röntgentoru pingest erinevate PMMA paksuse puhul kasutades R100 detektorit.

Mõõdetud tagasihajumistegurid ionkambri 96035B kasutamise korral on näidatud joonisel 13.





Joonis 13. Tagasihajumisteguri sõltuvus röntgentoru pingest erinevate PMMA paksuse puhul kasutadesioonkambri 96035B.

#### 4. Arutelu ja järeldused

Detektorite R100 ja MPD puhul on näha, et röntgentoru pinges vahemikus 40 kV ja 60 kV on olemas tugev tagasihajumisteguri sõltuvus pingest. Peale seda vahemiku et pinges mõju tagasihajumistegurile väheneb.

Iga detektori puhul on näha, et tagasihajumistegurite väärtuste vahe erinevate PMMA paksuste puhul ei olnud suurem kui 0,02. Seega saab öelda, et PMMA paksuse lisamine ei muuda tagasihajumiskoeffitsiendi väärtust märgatavalt.

Iga detektori puhul on näha tagasihajumistegurite väärtuste ebaloogilist paiknemist graafikul: MPD ja Model 96035B kambri korral tagasihajumiskoeffitsiendid 10 cm PMMA puhul on suurem kui 15 cm PMMA puhul ja R100 puhul tagasihajumiskoeffitsiendid 20 cm PMMA ja 25 cm PMMA korral on suurusjärgult võrdsed. Niisuguse ebaloogilisuse põhjuseks on suured laiendmääramatuse piirkonnad, mida on näha iga tulemuste joonisel. Kuna koeffitsientide vahe ei ole suur, siis kasvab rohkem määramatuse mõju.

Detektori MPD puhul on näha, et röntgentoru pinges 81 kV korral toimus tagasihajumistegurite väärtuste langemine. Seda põhjustab see fakt, et MPD vahetab automaatselt vastuvõtjal olevaid filtreid sõltuvalt mõõdetava kiirguse energiast. Seega järeldub, et 81 kV pinges korral olid vahetatud filtriid. On vaja arvestada ka suurt määramatuse mõju, kuna 15 cm PMMA paksuse puhul tagasihajumiskoeffitsiendi väärtus kasvas.

Võttes arvesse YSIO aparatuuri korral HVL väärtust ja fantoomi ülemisel pinnal oleva kiirgusvälja külje pikkuste vahemiku, sõltuvalt PMMA paksusest, joonise 8 järgi oli leitud, et keskmiselt tagasihajumisteguri väärtused olid vahemikus suurusjärgult 1,35–1,36. Aga detektori kaudu leitud tagasihajumiskoeffitsiendid olid palju väiksemad: MPD puhul maksimaalne väärtus on suurusjärgult 1,1, R100 puhul on suurusjärgult 1,085 ja Model 96035B kambri puhul suurusjärgult 1,27. Kõikidest detektoritest ainult Model 96035B kambri puhul tagasihajumisteguri väärtuse ja teoreetilise väärtuse vahe oli vähim, mida põhjustab detektori konstruktsioon. MPD ja R100 puhul tagasi hajunud kiirgus on varjestatud detektorite alumise seinaga, mida kiirgus läbida ei saa. Seega vastuvõtjale jõuavad ainult need footonid, mis läbisid läbilaskva seina ja seega läbisid pikemat teed. 96035B kambri puhul tagasi hajunud kiirgus saab vabalt läbi alumise läbilaskva seina vastuvõtjale, mille tõttu jõuab rohkem kiirgust ja seega ka selle detektoriga saadud väärtused on täpsemad. Samasugune järeldus tuleneb, kui võrrelda arvutatud tagasihajumistegurid

## Kasutatud kirjandus

1. K. L. Villako, *Esimesed sammud röntgenoloogia alal Eestis* (Nõukogude Eesti Tervishoid, 1965), lk. 63-65.
2. S. Tabakov, F. Milano, S. Strand et al, *Encyclopaedia of Medical Physics*, Vol. II. (CRC press, 2013).
3. J. T. Bushberg, J. A. Seibert, E. M. Leidholdt Jr, and J. M. Boone, *The Essentials Physics of Medical Imaging* (Lippincott Williams & Wilkins, 2002).
4. H. Aichinger, J. Dierker, S. Joite-Barfuß, and M. Säbel, *Radiation Exposure and Image Quality in X-Ray Diagnostic Radiology*, 2 ed., (Springer – Verlag Berlin Heidelberg, 2012), ISBN 978-3-642-11240-9.
5. International Commission on Radiation Units and Measurements, *Fundamental Quantities and Units for Ionizing Radiation*, ICRU Rep. 60, (Bethesda 1996).
6. International Commission on Radiation Units and Measurements, *Patient Dosimetry for X-Rays Used in Medical Imaging*, ICRU Rep. 74, (Bethesda 2006).
7. J. H. E. Charmichael, C. Maccia, B. M. Moores et al. *European Guidelines on Quality Criteria For Diagnostic Radiographic Images*, (Office for Official Publications of European Communities 1996), ISBN 92-827-7284-5.
8. Siemens Healthcare, (2016), <http://www.healthcare.siemens.com/radiography/digital-x-ray/ysio>, vaadatud 01.05.2016.
9. RTI Electronics, (2016), <http://rtigroup.com/accessories/detail/barracuda-dose-detector>, vaadatud 01.05.2016.
10. Fluke Biomedical, *10100AT TRIAD TnTField Service Kit, Operators Manual*, Manual No. 38651-1 Rev.1, [pdf], (Fluke Biomedical Radiation Management Services 2016), [http://assets.fluke.com/manuals/10100AT\\_omeng0100.pdf](http://assets.fluke.com/manuals/10100AT_omeng0100.pdf), vaadatud 01.05.2016.
11. R. M. Harrison, *Tissue-airratios and scatterratios for diagnostic radiology*, Vol. 28, No. 1, (Physics in Medicine and Biology, 1983), pp. 1-18.
12. B. Grosswendt, *Dependence of the photon backscatter factor for water on source-to-phantom distance and irradiation field size*, Vol. 35, No. 9, (Physics in Medicine and Biology 1990), pp. 1233-1245.

13. K. Cranley, B. J. Gilmore, G. W. A. Fogarty, *Data for estimating X-ray tube total filtration*, (The institute of Physical Sciences in Medicine, York, England, 1991).
14. M. Tapiovaara, *Röntgenputken suodatuksen alumiinivastaavuuden mittaaminen*, (STUK, Helsinki, 1985).
15. Tartu Ülikooli katsekoda. KATSEPROTOKOLL 4.056.14.492-1. Statsionaarne röntgenülesvõtteaparaatYsio (Siemens), (30.06.2014).

# **Lihtlitsents lõputöö reprodutseerimiseks ja lõputöö üldsusele kättesaadavaks tegemiseks**

Mina, Aleksander Koljazin,

1. annan Tartu Ülikoolile tasuta loa (lihtlitsentsi) enda loodud teose **Tagasihajumisteguri hindamine erinevate hajumistingimuste korral meditsiinilises radiograafias,**

mille juhendaja on Kalle Kepler,

- 1.1. reprodutseerimiseks säilitamise ja üldsusele kättesaadavaks tegemise eesmärgil, sealhulgas digitaalarhiivi DSpace-is lisamise eesmärgil kuni autoriõiguse kehtivuse tähtaja lõppemiseni;
  - 1.2. 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, 27. mai 2016. a.