

Tartu Ülikool
Loodus- ja täppisteaduste valdkond
Füüsika Instituut

Rauno Sahku

**Meditsiinilise tavaradiograafi röntgenkiirguse spektri maksimumi ja
poolnõrgenemispaksuse seose uurimine**

Bakalaureusetöö (12 EAP)

Füüsika eriala

Juhendaja: Kalle Kepler, PhD

Kaitsmisele lubatud

Tartu
2018

Meditsiinilise tavaradiograafi röntgenkiirguse spektri maksimumi ja poolnõrgenemispaksuse seose uurimine

Käesolevas töös uuriti meditsiinilise tavaradiograafi Siemens Ysio röntgenkiirguse spektri maksimumi sõltuvust poolnõrgenemispaksusest (ehk HVL) ning võrreldi RTI Barracuda dosimeetriasüsteemi poolt hinnatud HVLi katsetulemuste põhjal arvatud poolnõrgenemispaksusega. Lisaks uuriti mõõdetud doosi sõltuvust lisafiltratsioonist. Leitud lineaarne seos aitab sarnastel radiograafidel paremini hinnata poolnõrgenemispaksuse ja spektri mõju patsiendidoosile ja meditsiinilist röntgenülesvõtet iseloomustavatele kvaliteediparameetritele.

Märksõnad: tavaradiograaf, röntgenkiirguse spekter, poolnõrgenemispaksus

CERCS koodid: B140 Biomeditsiin: kliiniline füüsika, radioloogia, tomograafia, meditsiinitehnika; T115 Tehnikateadused: meditsiinitehnika

Study of correlation between maximum of X-ray spectrum and half value layer

In this thesis, a correlation between the maximum of X-ray spectrum and the half value layer (HVL) of an X-ray beam of a diagnostic radiograph Siemens Ysio was studied. In addition, the approximate HVL value from the dosimetry system RTI Barracuda was compared to the HVL calculated from the measured data and the dependence of dose from additional filtration was studied. The linear relation found in this thesis will help better understand the effect that HVL and the maximum of X-ray spectra have on patients' dose and the quality parameters characterising radiograph imaging.

Keywords: conventional radiographic equipment, X-ray spectrum, half value layer

CERCS codes: B140 Biomedical sciences: Clinical physics, radiology, tomography, medical instrumentation; T115 Technological sciences: Medical technology

Kasutatud lühendid

HVL – poolnõrgenemispaksus (ingl. *half value layer*), röntgenkiirguse kvaliteeti iseloomustav suurus, mis on määratud teatud materjali (nt alumiinium) paksusega, milles selle kiirguse intensiivsus väheneb 2 korda

IPEM – Briti meditsiinifüüsika ja meditsiinitehnika selts (ingl. *Institute of Physics and Engineering in Medicine*)

IEC – Rahvusvaheline elektrotehnikakomisjon (ingl. *International Electrotechnical Commission*)

Sisukord

Sissejuhatus	5
1.1 Röntgenkiirguse teke ja spekter.....	6
1.2 Röntgenkiirguse nõrgenemine, poolnõrgenemispaksus ja efektiivne energia.....	11
1.3 Töö eesmärk ja ülesanded.....	13
2. Metoodika	14
2.1 Katseobjekt ja mõõtevahendid.....	14
2.2 Korratavuse ja korduvuse hindamine	15
2.3 Röntgenkiirguse spektrid	16
2.4 RTI Barracuda	17
3. Tulemused ja analüüs.....	18
Kokkuvõte	23
Kasutatud kirjandus.....	24
Lisad	26
Lisa 1: Mathcad Prime 2-s HVLi arvutamine.....	26
Lisa 2: Programmi IPEM 78 arvutatud spektrid.....	27
Lisa 3: Mõõtmisel registreeritud pinge ja doosikiiruse muutus ajas.	32
Lihlitsents lõputöö reprodutseerimiseks ja lõputöö üldsusele kättesaadavaks tegemiseks.....	33

Sissejuhatus

Tavaradiograafia (ehk konventsionaalne radiograafia), mis põhineb röntgenkiirgust kasutaval projektsioontehnikal, on üks sagedasemaid uuringuliike meditsiinidiagnostilises radioloogias. Eesti raviasutustes tehakse aastas ligi 900 000 röntgenülesvõtet [1].

Meditsiinilise röntgenülesvõtte piisavalt ohutuks ja piisava pildikvaliteediga tegemiseks peab radiograaf olema seadistatud sobivate ülesvõtteparameetritega (röntgentoru pinge, vool, säriaeg, filtratsioon jm). Meditsiinifüüsiku ülesandeks on need parameetrid optimeerida, lähtudes kliinilisest eesmärgist. Röntgenkiirguse spekter mõjutab nii patsiendidoosi kui ka pildikvaliteeti. Teades spektri kuju (intensiivsuse jaotust sõltuvalt energiast, spektri maksimum) saab hinnata nende aspektide optimeeritust. See tähendab, et täpsete hinnangute saamiseks oleks tarvis teha spektraalmõõtmine ja doosi mõõtmised erinevatel piikpingetel ja filtratsioonidel. Kliinilistes tingimustes ei ole siiski spektri mõõtmine praktikas realiseeritav (keerukas ja kallis aparatuur), seetõttu tuleks iseloomustada spektrit lihtsamalt. Selleks on võetud kasutusele kiirgust iseloomustav kvaliteediparameeter, nn poolnõrgenemispaksus, mida saab suhteliselt lihtsalt mõõta, aga mis sõltub kasutatud piikpingest. Röntgenspektrit saab vastavaid mudeleid ja tarkvara kasutades arvutada, teades röntgentoru andmeid ja generaatori talitlusparameetreid.

Käesoleva töö eesmärgiks on leida seos HVLi ja kiirgusspektri efektiivse energia (spektri maksimumi) vahel, et ligikaudselt hinnata spektri kuju ilma spektraalmõõtmiseta, teades ainult poolnõrgenemispaksust. Seos aitab lisaks paremini mõista poolnõrgenemispaksuse määratlust röntgenkiirguse läbitungivõimena, mitte lihtsalt mõõtmistel kasutatud filtri paksusena. Lisaks uuritakse käesolevas töös filtratsiooni mõju doosile, et näha, kuidas filtreid lisades muutub patsiendidoos. Samuti võrreldakse dosimeetriasisüsteemi ligikaudselt hinnatud ja täpsema arvutuse teel leitud HVLi väärtusi.

Antud bakalaureusetöö on jaotatud kolmeks osaks. Esimeses osas antakse ülevaade röntgenkiirguse tekkest ja spektrist, poolnõrgenemispaksuse kui kiirguskvaliteedi hinnangu tähtsusest radiograafias ja HVLi arvutusmeetodist. Teine osa keskendub meetodikale, st kuidas ja milliste vahenditega mõõtmised läbi viidi. Kolmandas osas on toodud mõõtmis- ja arvutustulemused ning arutluskäik ja järeldused.

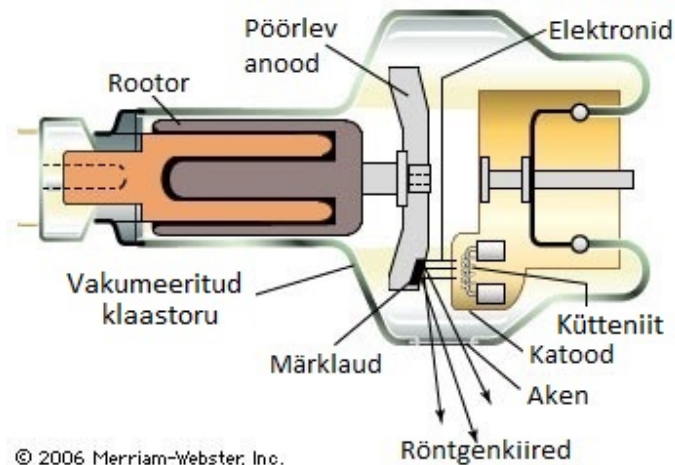
Kirjanduse ülevaade

Radiograafi röntgenkiirguse spektri efektiivse maksimumi sõltuvuse määramine HVList annab hinnangu röntgenkiirguse kvaliteedi sõltuvusele poolnõrgenemispaksusest.

1.1 Röntgenkiirguse teke ja spekter

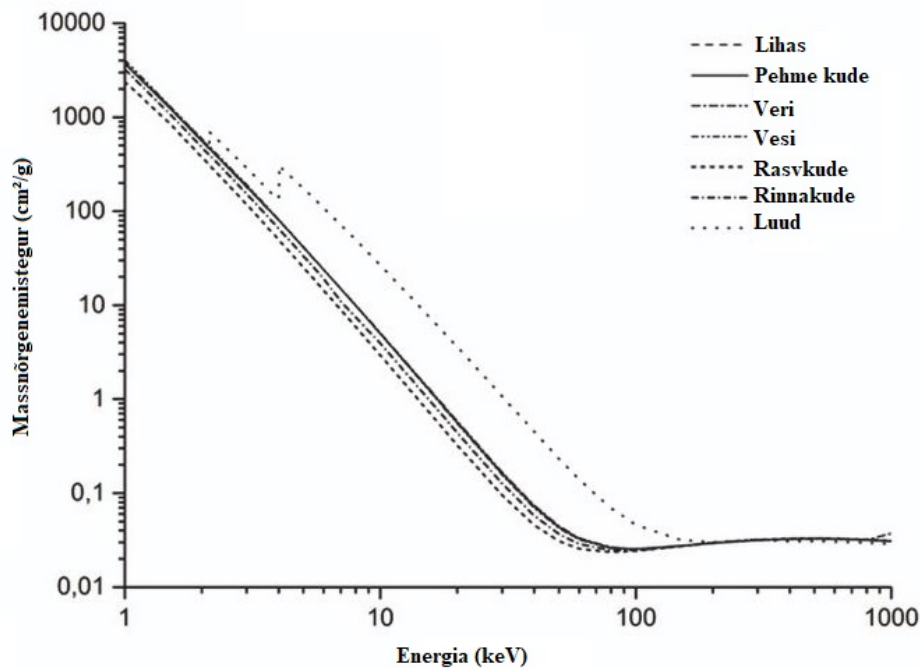
Röntgentorus tekib röntgenkiirgus katoodilt emiteerunud elektronide pidurdumisel anoodi pinda katvale materjalile (märklauale) langedes. Märklaua vastu pidurdades kiirgavad elektronid elektromagnetlaineid, mis sõltuvalt elektrone emiteerinud kiirendavast pingest ja anoodi materjalist asuvad röntgenkiirguse lainepikkuste piirkonnas [2]. Kuna pidurduskiirendused varieeruvad suuresti, ei saa röntgentorust monokromaatset kiirgust, vaid tekib lai spekter erinevaid footonite energiasid. See tähendab, et tekib polüenergeetiline kiirtekimp. Tavaliselt on anoodi märklaud volframist, mis tekitab tänu suurele aatomnumbrile teistest materjalidest efektiivsemalt pärsskiirgust (röntgentorus kiirendatud elektronide pidurdumisel tekkiv kiirgus märklaual) [3].

Anoodidel on kaks erinevat talitlusviisi: staatiline ja pöörlev. Pöörlemisel jaotab anood kõrvalproduktina tekkinud soojuse (ligi 99%) suurema ala peale, seega on pöörlevad anoodid üldiselt kasutusel tavaradiograafias, kus radiograafi võimsus on suur [4]. Staatilisi anoode kasutatakse hambaröntgentorudes. Soojuse kõrvaltoimena võib anoodi materjal sublimeeruda ning seejärel röntgentoru väljundaknal kondenseeruda ja röntgenkiirguse spektrit mõjutada. Kuigi on arvatud, et HVL kasvab volframi kogunemisel röntgentoru klaasile ning kalgistab väljuvat kiirtekimpu, on tõestatud, et see ei oma märkimisväärset mõju [5].



Joonis 1. Pöörleva anoodiga röntgentoru ehitus [6].

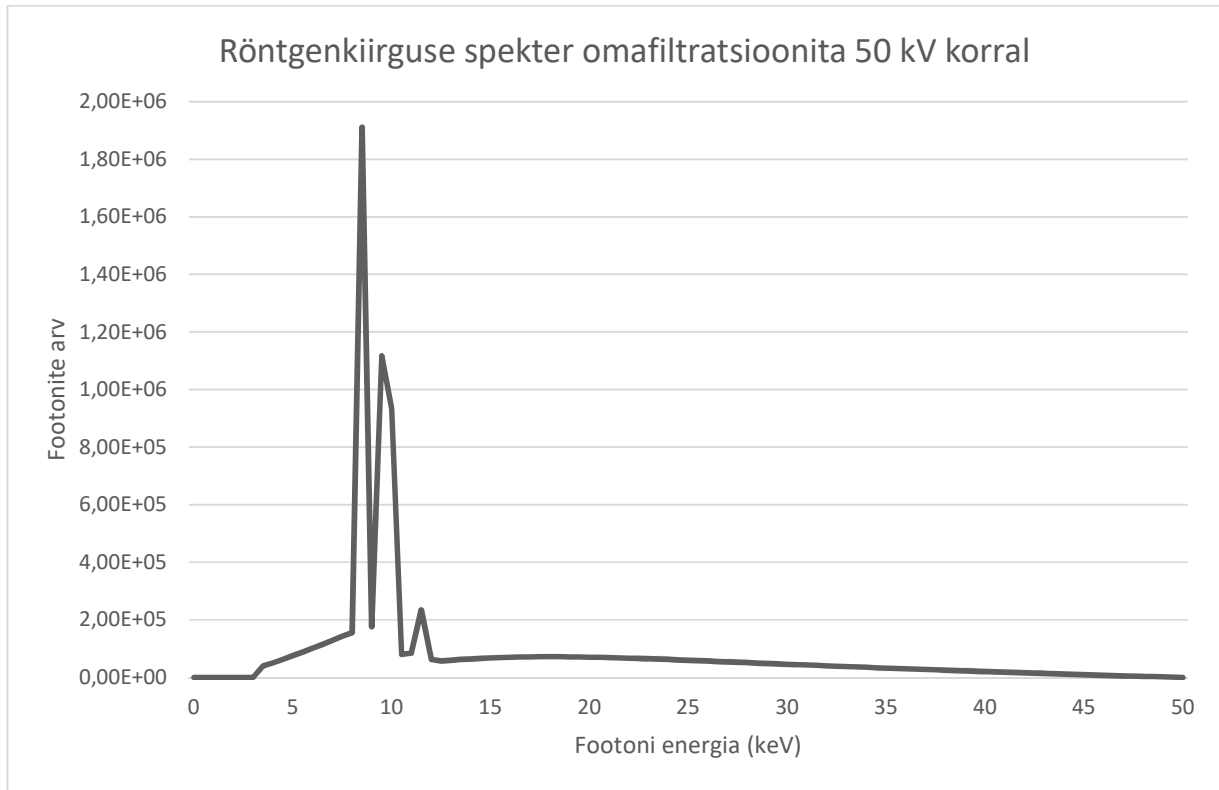
Röntgentorust emiteeritud röntgenfotonid läbivad patsienti, neelduvad osaliselt ja kehast läbi jõudnud fotonid langevad pildireseptorile (kuvasüsteemi vastuvõtja). Neelduvus sõltub kehaosa koostisest ja paksusest, näiteks luudes neeldub suur osa footoneid ning pildireseptorile jääb varjukoht, mis kontrastis ülejäänud kehaga on selgelt näha [7]. Koestikus neelduvad madalama energiaga fotonid tõenäolisemalt, jõudmata pildireseptorile - seega eelistatakse need patsiendile langevast kiirtekimbust ära filtreerida, mille tulemusena kiirgus nii-öelda kalgistub [8]. Kiirguse kalgistumine on nähtus, mille puhul polüenergeetiline kiirgus läbib keha (filtri), mis neelab madalama energiaga fotonid, kuid kõrgema energiaga fotonid laseb läbi.



Joonis 2. Röntgenkiirguse massnõrgenemistegurite sõltuvus footoni energiast erinevatel kudedel [9].

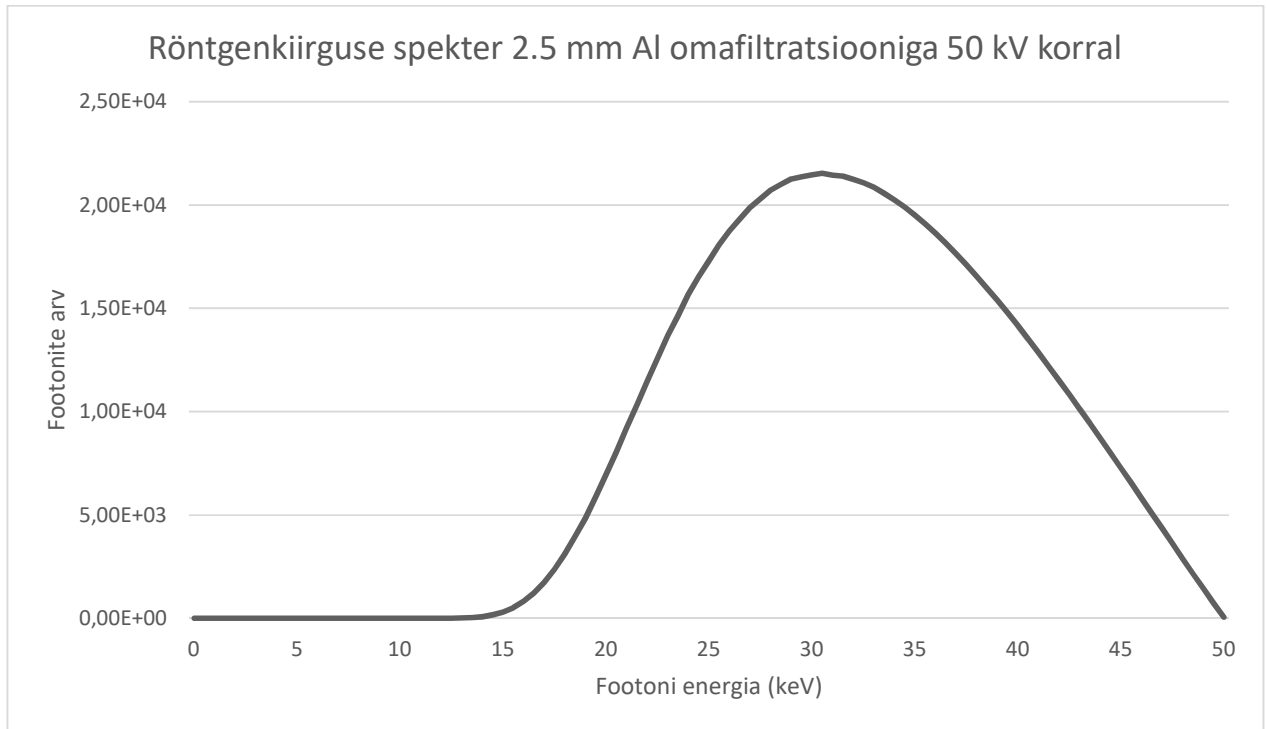
Jooniselt on näha, et madalatel footoni energiatel neeldub röntgenkiirgus liiga hästi ning ei jõua pildireseptorini. Kõrgematel energiatel läbivad fotonid patsienti liiga hõlpsalt ja pildireseptorile langenud fotonid ei tekita kontrasti. Kõige paremini neeldub röntgenkiirgus luudes, vähem neeldub lihastes ning kõige vähem neeldub röntgenkiirgus rasvkoes.

Tavaradiograafia diagnostilistel röntgentoru piikpingetel (40 kV 130 kV) tekib röntgentorus röntgenkiirgus, mille spektri maksimum on suhteliselt madalatel energiatel (alla 10 keV).



Joonis 3. Röntgenkiirguse spekter omafiltratsioonita 50 kV piikpingega. Spekter saadud programmist IPEM 78 [10].

Omafiltratsioon on röntgenkiirguse filtratsioon, mis on tingitud kiirguse nõrgenemisest röntgentoru anoodis, röntgentoru seinas (klaas või metall) ja kaitsekesta õlikihis ning kollimaatoris (sh valgusvälja peegel, väljundaken). Omafiltratsioon ja kiirtekimbu kollimeerimiseks vajalikud seadised (kollimaatori peegel, väljundaken jm) muudavad spektrit, filtreerides välja madalama energiaga footonid ning spektri maksimum nihkub kõrgemale energiale [11]. Lisades röntgenkiirte kimbu teele filtri, muutub spekter sõltuvalt filtri materjalist.



Joonis 4. Röntgenkiirguse spekter 2.5 mm Al omafiltratsiooniga 50 kV piikpingega. Spekter saadud programmist IPEM 78 [10].

Röntgenkiired, mis neelduvad stohhastiliselt, võivad seda teha enne patsiendini jõudmist järgmistes materjalides, põhjustades nn omafiltratsiooni:

- anoodi märklauas
- röntgentoru väljundaknas, mis võib olla klaasist või metallist (nt berülliumist)
- eralduvat soojust hajutavas õlikihis röntgentoru kaitsekestas
- mõnes järgnevas klaasikihis
- lisatud alumiinium-, molübdeen- või mõne muu materjali filtris
- klaastoru sisepinnal õhukeses volframkihis, mis tekib volframauru kondenseerumisel (volframaur tekib kütteniidilt või märklaualt)
- kollimaatori peegil
- kollimaatori plastikust väljundaknal
- kollimaatorile kinnitatud ioonkambris (nt doos-pindalamõõtur) [10]

1.2 Röntgenkiirguse nõrgenemine, poolnõrgenemispaksus ja efektiivne energia

Poolnõrgenemispaksuse abil saab kaudselt hinnata röntgenkiirte kimbu footonite efektiivset energiat, kui mõõtmised toimuvad kitsa kimbu geomeetria kasutades. Kitsa kimbu geomeetria puhul jäetakse kiirguse mõõtmisel välja hajunud footonid. Laia kimbu geomeetrias on kiirte langemisnurk piisavalt suur, et märgatav osa hajukiirgusest liitub otse langeva kiirgusega. Üldiselt kasutatakse kliinilises radioloogias laia kimbu geomeetria [8].

IEC standardi järgi peab igal meditsiinilisel röntgenseadmehel olema patsiendi piisava kiirgusohutuse tagamiseks kogufiltratsioon vähemalt 2,5 mm Al [12]. Seda on praktikas raske kontrollida, kuna omafiltratsioon ei ole lihtsalt taandata ekvivalentsele alumiiniumfiltratsioonile. Teine võimalus on leida sellele kogufiltratsioonile vastav poolnõrgenemispaksuse väärtus, mis sõltub piikpingest [13]. Poolnõrgenemispaksust mõõdetakse samuti ühikutes millimeetrit materjali (nt Al) kohta, kuid HVL iseloomustab kiirguse läbitungivõimet, mitte filtreerivat materjali [14]. Kuigi seost HVLi ja röntgenkiirguse läbitungivõime vahel on raske otseselt näha, saab seda mõistetavamaks teha kiirgusspektri efektiivse energia hinnangule tuginedes.

Röntgenseadme kasutaja valib käsitsi või organprogrammi abil piikpinge väärtuse, mille juures röntgenseadmega ülesvõtte tehakse. Olenevalt valitud piikpingest genereerib kiirgusallikas teatud spektriga röntgenkiirguse. Spektri kuju on määratud piikpinge, anoodi materjali ja filtratsiooniga, sh omafiltratsiooni ja lisafiltratsiooniga [15].

Poolnõrgenemispaksust kasutatakse kiirguskvaliteedi parameetrina nii tavaradiograafias, dentaalradiograafias, mammograafias, fluoroskoopias kui ka kompuutertomograafias, kuna seda saab kiirguse iseloomustamiseks suhteliselt lihtsalt mõõta [16]. Lihtsuse huvides kasutatakse vahel dosimeetriasüsteemi nn kahepunktulist algoritmi HVLi rehkendamiseks, kuid HVLi täpsemaks arvutamiseks on vaja korduvmõõtmisi erineva lisafiltratsiooniga [17].

Röntgenkiirte spektri efektiivne energia on samuti röntgenkiirte kimbu läbistamisvõimet iseloomustav suurus, mis sõltub märklaua materjalist ja kimbus esinevate footonite energiatest. Selleks, et efektiivset energiat leida ilma spektraalmõõtmisteta, oleks kasulik leida seos efektiivse energia ja HVLi vahel, mis on käesoleva töö põhiline eesmärk. HVL ise sõltub footonite energiast, geomeetriast ja materjalist.

HVLi arvutamisel lähtutakse valemist, mis kirjeldab kitsa kiirtekimbu nõrgenemist aines (koes või muus materjalis):

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

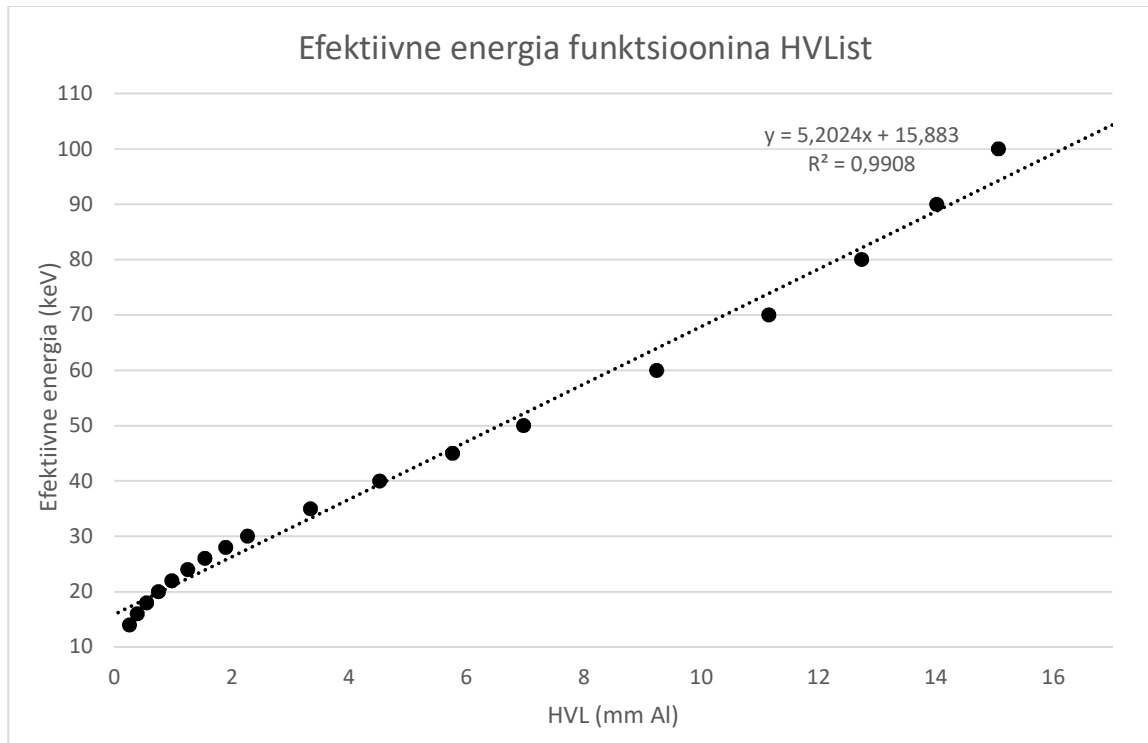
kus I on röntgenkiirte kimbu intensiivsus pärast filtri läbimist, I_0 on röntgenkiirte kimbu intensiivsus enne filtrini jõudmist, x on filtri paksus millimeetrites ja μ on kiirguse nõrgenemistegur filtris. Poolnõrgenemispaksusega võrdse filtri paksuse korral võime võtta, et $I/I_0 = 0.5$. Lihtsa matemaatikaga võib leida, et HVLi arvutamise valem taandub nii kujule:

$$HVL = \frac{\ln 2}{-\mu}. \quad (2)$$

Nõrgenemisteguri saab võtta filtri paksuse ja doosi naturaallogaritmi sõltuvuse sirge tõusust, kuna suhteline neeldumine sõltub filtratsiooni paksusest eksponentsiaalselt:

$$\ln I = \ln I_0 - \mu \cdot x. \quad (3)$$

J. T. Bushberg jt on esitanud efektiivse energia sõltuvuse HVList [8].



Joonis 5. J. T. Bushbergi raamatust pärit empiiriline seos efektiivse energia ja HVLi vahel [8].

Graafikul esitatud sirge sobib punktide iseloomustamiseks väga hästi, kuna determinatsioonikordaja $R^2 \approx 1$.

Homogeensustegur on suhe esimese ja teise HVLi vahel ning see iseloomustab kiirguse polienergeetilisust. Esimene HVL vähendab pealelanguvad kiirgust 50% võrra, teine HVL vähendab algse kiirguse intensiivsuse 25% peale. Monoenergeetisel röntgenkiirgusel oleks homogeensustegur 1. Suurendades HVLi järku, läheneb homogeensustegur ühele. Röntgenspektri maksimaalne energia on tuletatav homogeensusteguri mõõtmisest. Tavaradiograafias on efektiivse energia väärtus umbes kolmandik kuni pool maksimaalse energia väärtusest [8].

1.3 Töö eesmärk ja ülesanded

Käesoleva töö eesmärk on leida praktiliselt kasutatav seos poolnõrgenemispaksuse ja efektiivse energia vahel, kuna kliinilistes tingimustes ei mõõdetata kiirguse spektrit. See aitab iseloomustada röntgenkiirguse kvaliteeti patsiendidoosi ja diagnostilise pildikvaliteedi optimeerimisel. Lisaks uuritakse HVLi neljal erineval piikpingel. Võrreldakse ka mõõteriista poolt prognoositud HVLi ja täpsemalt määratud HVLi. Lisaks uuritakse filtratsiooni mõju registreeritud doosile, mis aitab mõista, kui palju energiat neeldub filtrites.

Nende eesmärkide saavutamiseks tuleb lahendada järgnevad ülesanded:

- 1) viia läbi mõõtmised erinevatel piikpingetel ja erinevate filtritega;
- 2) läbi töödelda mõõtmistulemused;
- 3) arvutada tulemuste põhjal HVL, leida selle mõõtemääramatus;
- 4) arvutada röntgenspektrid (kasutades programmi IPEM 78);
- 5) leida seos HVLi ja efektiivse energia vahel;
- 6) hinnata filtratsiooni mõju doosile;
- 7) hinnata dosimeetri HVL näidu ja arvutatud HVLi erinevust.

2. Metoodika

2.1 Katseobjekt ja mõõtevahendid

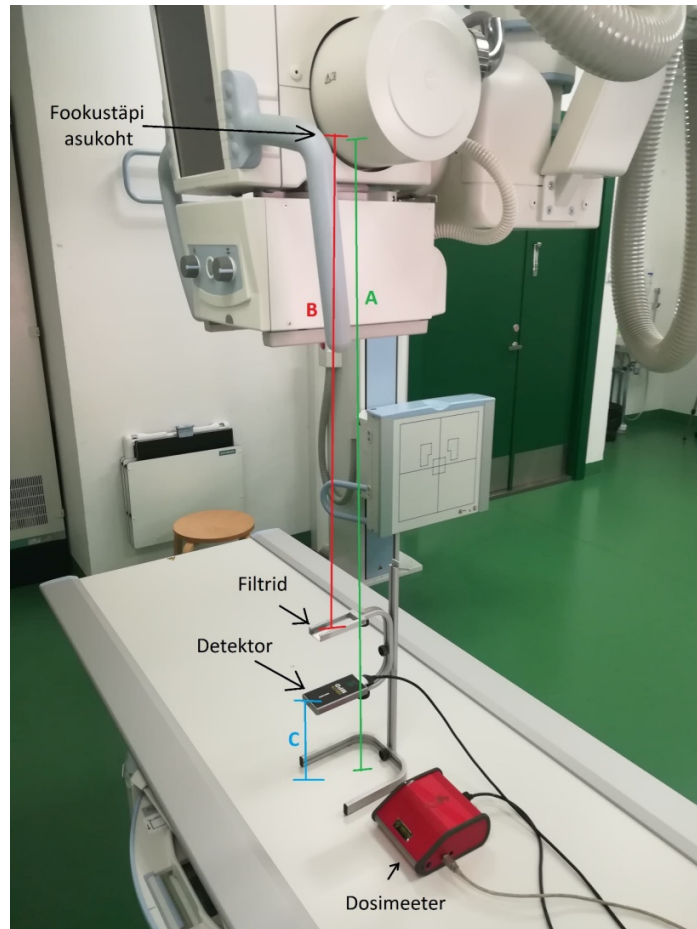
Mõõtmisteks kasutati kliiniliseks kasutuseks projekteeritud tavaradiograafi Siemens Ysio kõrgepingegeneraatoriga Siemens Polydoros R80. Röntgentoru mudel on SV 150/40/80HC-100, kasutatav kollimaator on Siemens AL-02 II-D. Radiograaf asub Tartu Tervishoiu Kõrgkoolis (Nooruse 5, Tartu). Dosimeetriasisüsteemina oli kasutusel RTI Electronics Barracuda tarkvaraga Ocean 2014 Professional. Mõõteriista maksimaalseks põhiveaks doosi mõõtmisel loetakse 5% [17].

Mõõtmised tehti kahel päeval, katse seati üles võimalikult sarnaselt. Dosimeetri Barracuda detektor (dosimeetri vastuvõtja) paigutati 20 cm kaugusele aluslauast ja fookustäpp 100 cm kaugusele alusest. Seades dosimeetri detektori sellisele kõrgusele ja kasutades kitsast kiirtekimpu (kollimatsioon dosimeetri kohal 9.3 cm × 14.1 cm), võib praktiliselt välistada hajukiirguse osa katsetulemustes. Mõlemal korral sai röntgentoru talitlust iseloomustavaks laenguks valitud 10 mAs, ehk milliamper-sekundit.

Mõõtmisrežiimis valiti suur fookus, lisaks kasutab radiograaf kitsast kollimatsiooni. HVLi arvutamiseks mõõdeti neeldunud doosi piikpingetel 50, 70, 90 ja 109 kV. Detektori ette asetati 0,98 mm paksused alumiiniumfiltrid kahekaupa, varieerides lisafiltratsiooni neljal erineval paksusel, milleks olid 0 mm, 1,96 mm, 3,92 mm ja 5,88 mm. 70 kV korral mõõdeti neeldunud doosi sõltuvus radiograafi lisafiltratsioonist, mille väärtused olid 0, 1, 2 ja 3 mm Cu ning doosi sõltuvus detektori ette paigutatud lisafiltratsioonist. Ühegi katse sooritamise käigus ei ületatud masina soojusvaru üle 1%, seega sublimatsiooni võimalus, mis rikub radiograafi, oli minimaalne.

HVLi sõltuvust piikpingest mõõdeti vahemikus 50-110 kV, seda võrreldi sama vahemikuga J. T. Bushbergi raamatust „The Essential Physics of Medical Imaging“ leitud empiirilise seosega.

Arvutatud HVLi põhiveaks saab hinnanguna anda 1,5% väärtusest, mis on samas suurusjärgus efektiivse piikpinge põhiveaga.

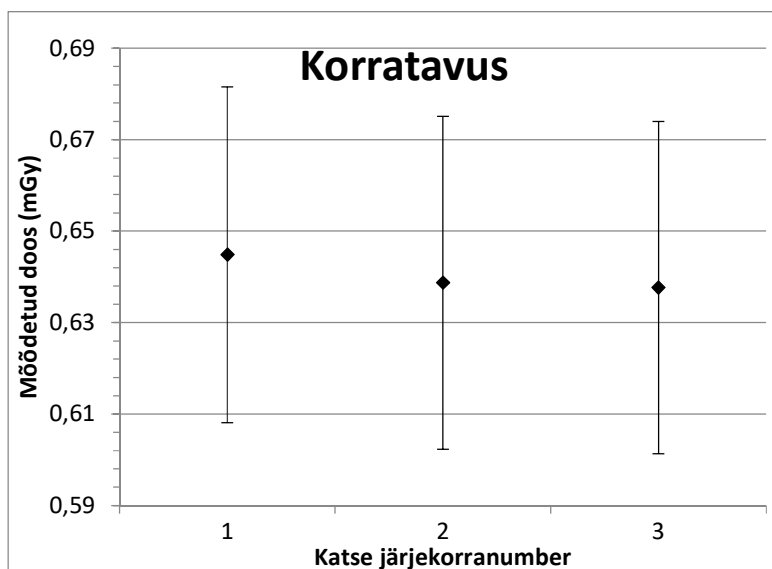


Joonis 6. Katseskeem: A on kaugus fookustäpist aluslauani, B on kaugus fookustäpist filtriteni, C on kaugus detektorist aluslauani.

2.2 Korratavuse ja korduvuse hindamine

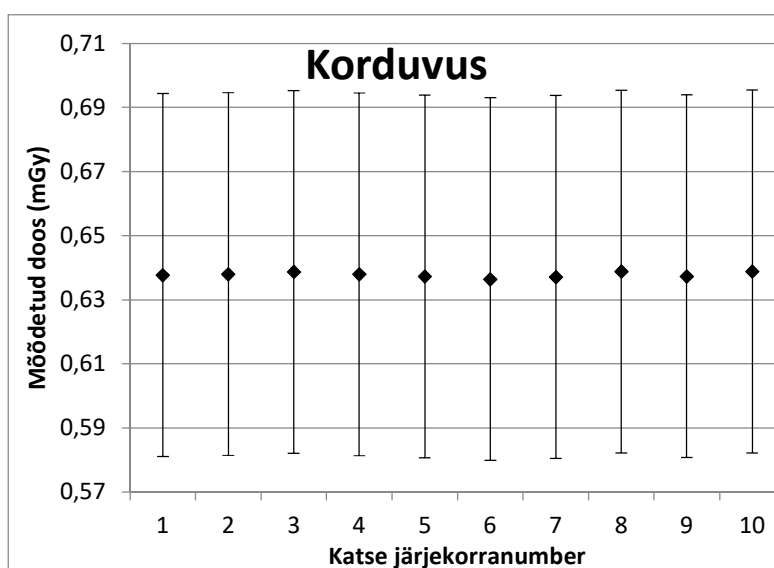
Määramatust hinnati korratavuse ja korduvuse katsetega. Tulemuseks oli alla 0,01 mGy erinevus kummalgi puhul.

Korratavuse kontrollimiseks korrati katset erinevatel ajapunktidel. Andmepunktideks tulid esimesel mõõtepäeval mõõdetud andmed ja teisel mõõtepäeval mõõtmiste alguses ja mõõtmiste lõpus saadud andmed.



Joonis 7. Korratavus ja vastav mõõtemääramatus.

Korduvuse kontrollimiseks korrati katset järjest lühikese aja jooksul. Katset tehti 10 korda paari minuti jooksul, jälgides, et süsteemi soojusvaru ei ületaks 1%.



Joonis 8. Korduvus ja vastav mõõtemääramatus.

2.3 Röntgenkiirguse spektrid

Röntgenspektrid saadi programmist IPEM Report 78 Spectrum Processor (tuntud ka kui IPEM 78) [10], kus algandmed anti katsele võimalikult lähedased ning kasutati radiograafi

omafiltratsioonina Ysio spetsifikatsioonis välja toodud 2.5 mm Al ekvivalendina. Anoodi kaldenurk oli 12° [20].

IPEM 78 kasutab spektrite arvutamiseks andmeid kataloogist SRS-30 (Catalogue of Diagnostic X-Ray Spectra and Other Data) ja Monte Carlo meetodit [10].

Spektreid võrreldes tuleb meenutada, et programmi sisestati radiograafi omafiltratsiooni ekvivalent, seega on saadud spektrid lähendus sellele, mis filtratsioon tegelikult kollimaatoris on. Lisaks mõjutavad spektrit paljud muud asjad, nt röntgentoru generaator jm.

2.4 RTI Barracuda

Doosi mõõtmiseks kasutatud RTI Barracuda annab ühekordsel mõõtmisel põhiveaga 5% mõõteväärtusest ning arvutab lisaks kahe punkti meetodil HVLi. Kahe punkti meetod on dosimeetri kahe üheaegse mõõtmisega meetod, mille puhul mõõdetakse doosi väärtus enne dosimeetri sees olevat astmelist filtrit ja pärast teatud filtratsiooni saavutamist ning arvutatakse nende kahe väärtuse põhjal poolnõrgenemispaksus [17].

Barracuda kasutab HVLi arvutamiseks järgmist valemit:

$$HVL = \frac{\left(T_b \cdot \ln\left(\frac{2 \cdot E_a}{E_0}\right) - T_a \cdot \ln\left(\frac{2 \cdot E_b}{E_0}\right)\right)}{\ln\left(\frac{E_a}{E_b}\right)}, \quad (4)$$

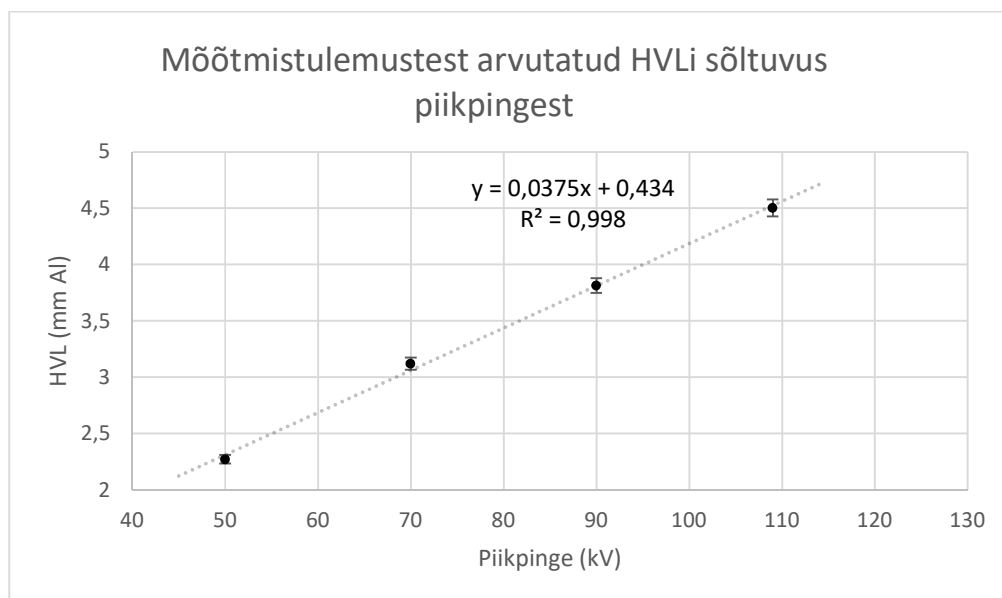
kus E_0 on neeldumiskoos enne filtrit; E_a on neeldumiskoosi väärtus enne pealelangenuid neeldumiskoosi väärtuse kahanemist 50% võrra; E_b on neeldumiskoosi väärtus pärast pealelangenuid neeldumiskoosi väärtuse kahanemist 50% võrra; T_a on lisafiltri paksus E_a mõõtmise ajal; T_b on lisafiltri paksus E_b mõõtmise ajal.

3. Tulemused ja analüüs

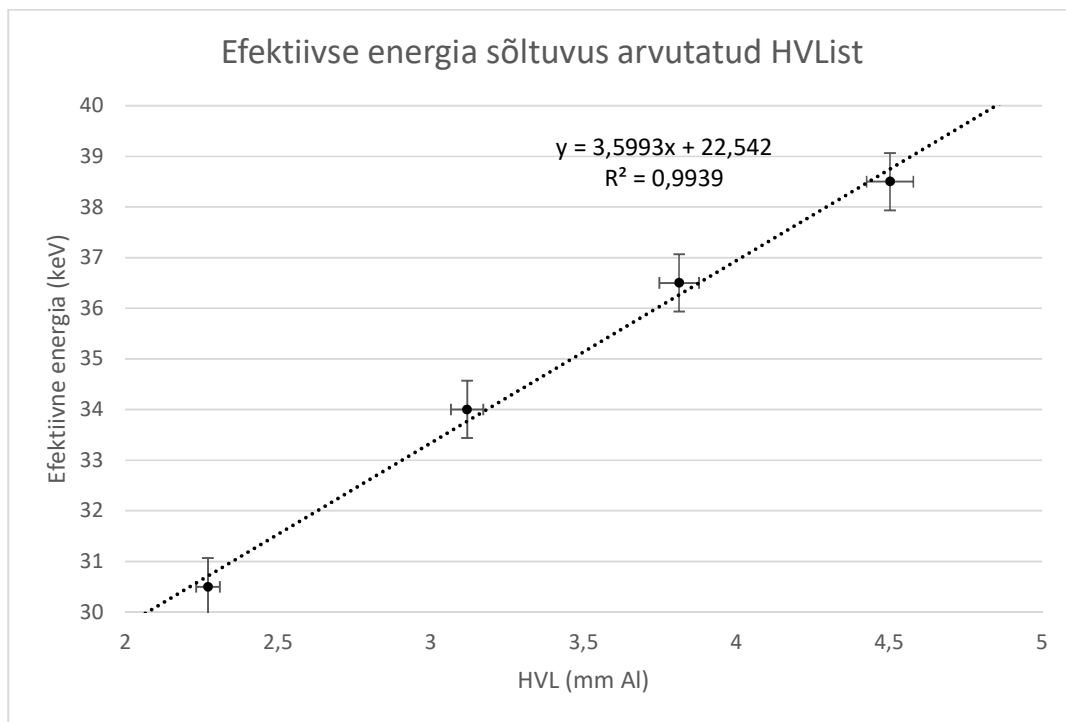
HVL-i arvutamiseks mõõdeti samal piikpingel nelja erineva lisafiltri paksusega registreeritavat doosi, seejärel kasutati programmi PTC Mathcad Prime 2, et arvutada nelja mõõtepunkti jaoks regressioonisirge käsuga *slope* (Lisa 1). Efektiivne energia leiti spektritest, mis saadi programmist Report 78 SpecPro [10]. Spektrid tehti graafiliselt programmis Microsoft Excel 2016 (Lisa 2). Spektri maksimumi leidmiseks kasutati programmi PTC Mathcad 15.

Tabel 1. Mõõdetulemuste põhjal arvatud HVL laiendmääramatusega ja neile vastavad efektiivsed energiad.

Piikpinge (kV)	Arvatud HVL (mm Al)	Efektiivne energia (keV)
50	2.27(4)	30.5(6)
70	3.12(5)	34.0(6)
90	3.81(6)	36.5(6)
109	4.50(8)	38.5(6)

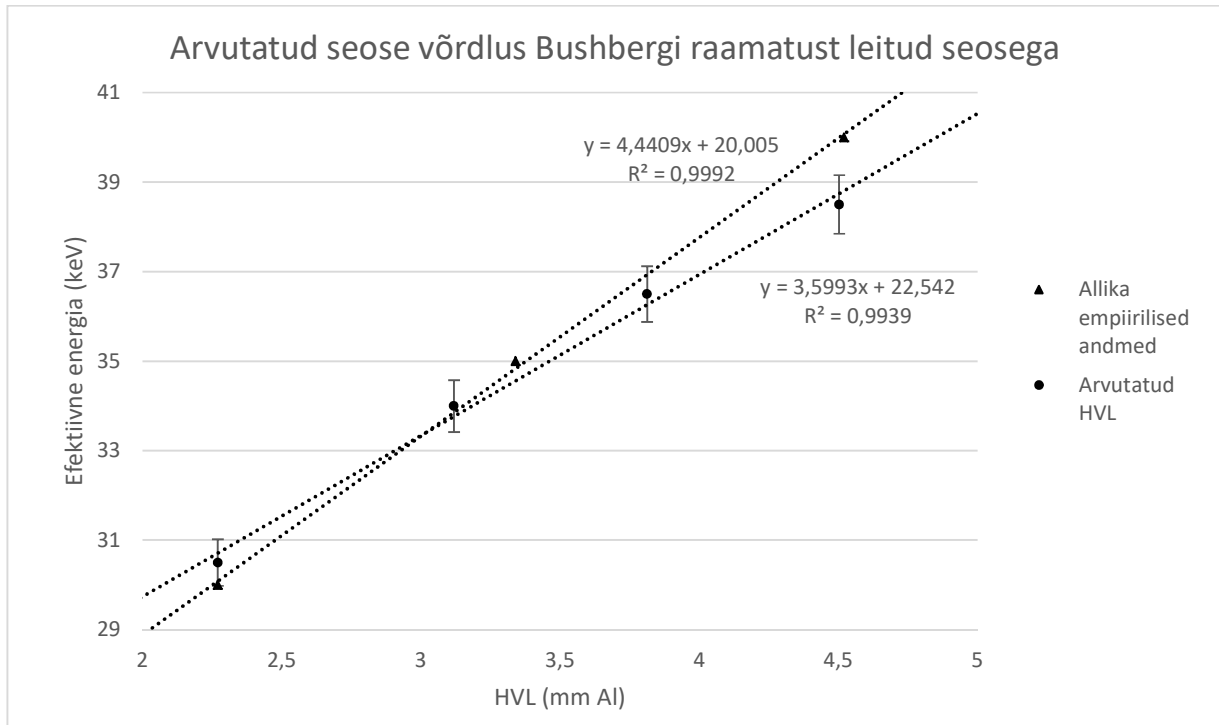


Joonis 9. Katsetulemustest arvatud HVLi sõltuvus piikpingest laiendmääramatusega.



Joonis 10. IPEM 78-st leitud efektiivse energia sõltuvus mõõtetulemustest arvutatud HVList laiendmääramatusega.

Tulemuste põhjal võib öelda, et tavaradiograafia parameetreid arvestades tuleb efektiivne energia umbes kolmandik kuni pool piikpinge väärtusest. Põhivaks saab hinnata HVLi arvutamise puhul 1,5% mõõtmistulemusest, laiendmõõtemääramatus tuleb 95%-l usaldusnivool 1,7% mõõtmistulemusest. Programm Barracuda mõõtis ülesvõtte ajal piikpinge tegeliku väärtuse varieerumist ning salvestas sellest lainekuju graafiku. Graafikult on näha, et piikpinge varieerus 0,1 s jooksul ± 5 kV, kuid selle mõju spektrile oli marginaalne (Lisa 3). Efektiivse energia laiendmääramatust saab leida efektiivse energia põhivast, milleks on 0,5 keV. Laiendmõõtemääramatus 95%-l usaldusnivool tuleb 0,57 keV. Arvutatud HVLi sõltuvust efektiivsest energiast saab võrrelda allikatest võetud empiiriliste andmetega, võrreldes andmepunkte efektiivse energia vahemikus 30-40 keV .



Joonis 11. Võrdlus arvutatud HVLi koos laiendmääramatusega ja allika andmete vahel.

Efektiivset energiat iseloomustab järgnev funktsioon HVLi-st:

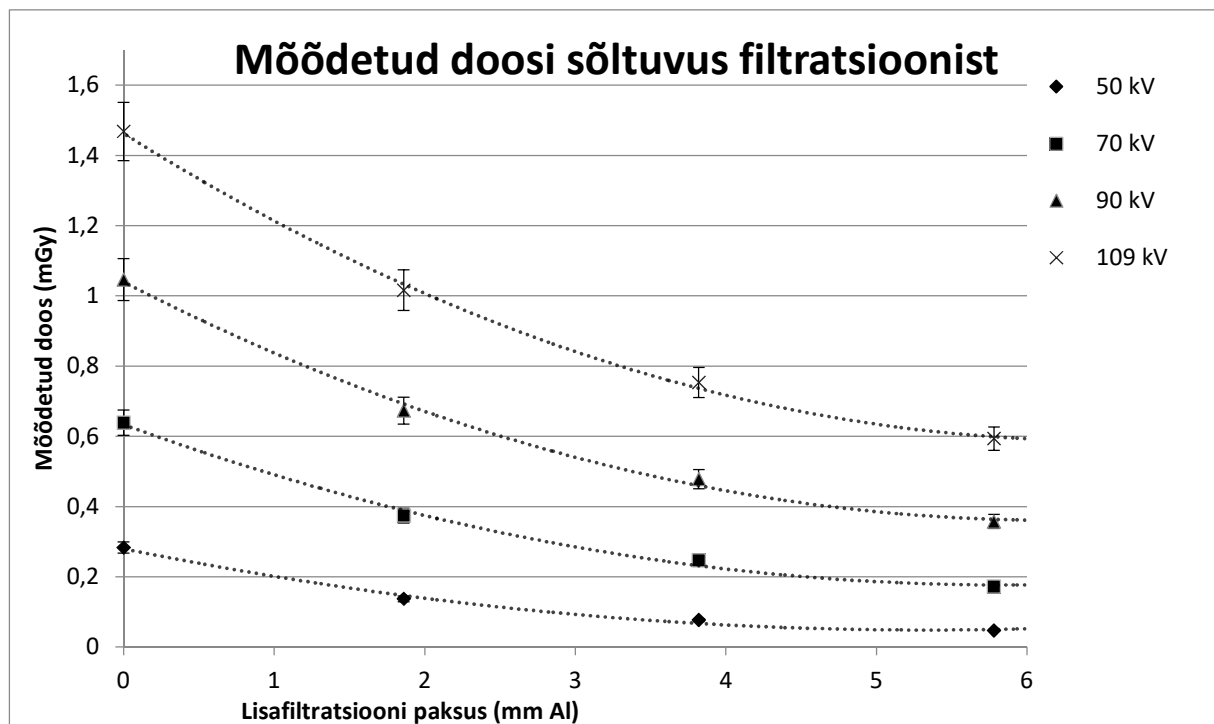
$$E_{ef} = 3.599 \cdot HVL + 22.54 \quad (5)$$

Võrreldes seda allika empiirilise funktsiooniga, kattuvad enamik tulemustest uuritavas vahemikus. Mõlema sirge determinatsioonikordaja R^2 on mõlemal puhul praktiliselt 1, seega sirged sobivad antud katsepunktide iseloomustamiseks.

Jooniselt leitud sirged on tõusult üpris sarnased, kuid ei kattu tervenisti katsetulemustest saadud mõõtemääramatuse raames. Kõige suurem mittevastavus võib tulla erinevate kollimaatorite kasutusest, lisaks pole allika andmetega koos antud piikpinge, mis võib samuti efektiivset energiat mõjutada. Võimalik on ka, et programmist Report 78 SpecPro koostatud spektrid pole nii täpsed, kui võiksid kuna kasutati omafiltratsiooniks selle ekvivalenti, mitte täpseid materjale ja nende paksuseid. Täpsusele aitaks ka marginaalselt kaasa nõrgenemisteguri arvutamisel rohkemate andmepunktide kasutamine, mis annaks täpsema sirge tõusu. Lisaks on erinevatel alumiiniumfiltritel erinev puhtuse aste, mis mõjutab samuti neelduva kiirguse osakaalu.

Antud radiograafi puhul võib leitud sirge ligikaudselt siiski kirjeldada efektiivse energia sõltuvust poolnõrgenemispaksusest, iseloomustades kiirguse kvaliteeti.

Selleks, et aru saada, kuidas lisafiltratsioon mõjutab patsiendile langevat doosi sõltuvalt piikpingest, esitatakse graafiliselt registreeritud doosi ja lisafiltratsiooni vahel seos neljal erineval piikpingel.

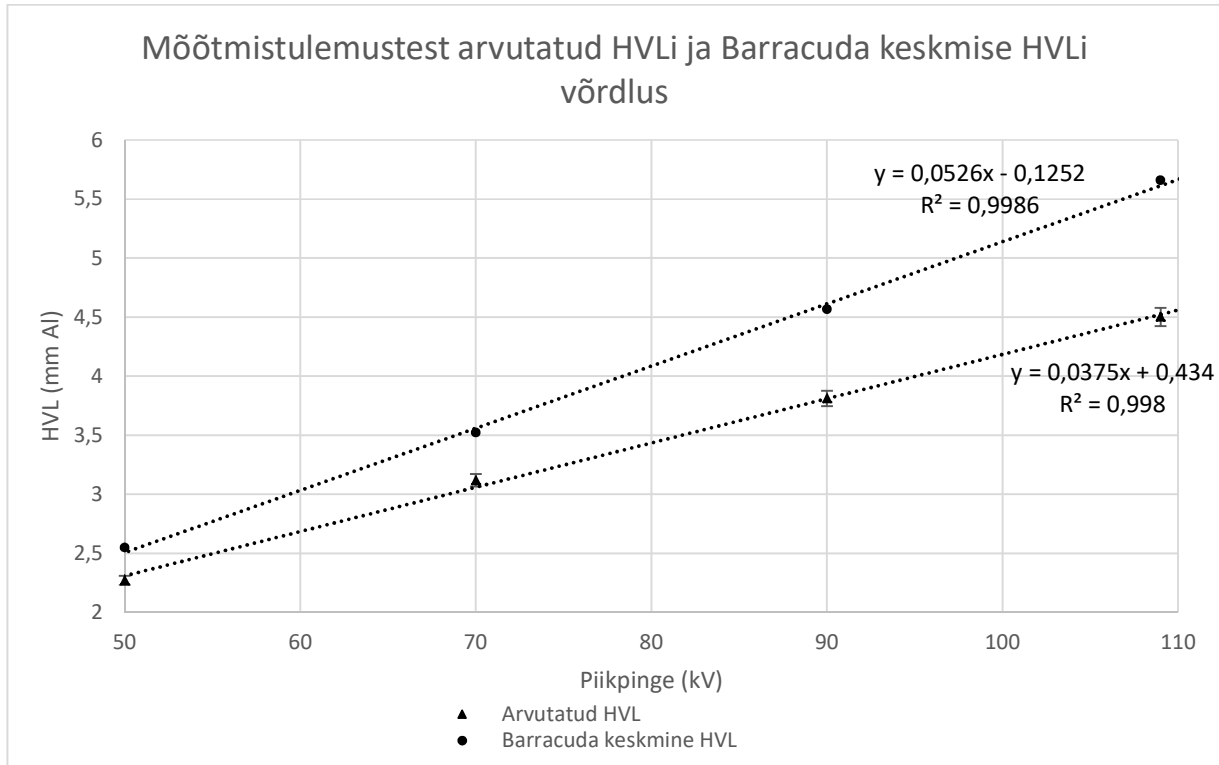


Joonis 12. Registreeritud doosi sõltuvus lisafiltratsioonist laiendmääramatusega.

Siin on antud laiendmääramatusele 95%-l usaldusnivool hinnang 5,7% tulemusest, mis on arvatud dosimeetri spetsifikatsioonis välja toodud ühekordse mõõtmise maksimaalsest põhiveast, milleks on 5%. Madalama piikpingega mõõtmistel on väiksem absoluutne mõõtemääramatus, kuna registreeritud doos on väiksem. Näha on, et sellisel puhul muudab filtrite lisamine doosi vähem kui kõrgema piikpinge puhul. Joonte tendentsi jälgides võib oletada, et pärast teatud lisafiltratsiooni paksuse saavutamist aeglustub doosi vähenemine, seega leidub igale piikpingele oma efektiivne filtratsiooni paksus, kus filter töötab n.ö kõige efektiivsemalt.

Barracuda prognoositud HVLi väärtused sõltusid lisafiltri paksusest, kuna programm arvutab ainult langenud kiirguse põhjal ning ei võta arvesse eelnevaid mõõtmisi, vaid arvutab

poolnõrgenemispaksust iga kord, kui mõõtmine toimub. Selleks, et leida neljale erinevale filtri paksusele prognoositud HVLile ühise väärtuse, võetakse neist aritmeetilise keskmise.



Joonis 13. Mõõtmistulemustest arvatud HVLi (koos määramatusega) ja Barracuda prognoositud HVLide keskmiste võrdlus.

Jooniselt 13 on näha Barracuda HVLi väärtuse kasvamist piikpinge kasvades. Selle põhjuseks on, et piikpinget suurendades kasvas registreeritud doos, kuid filtrite paksused jäid samaks. See tähendab, et filtratsioon ei kasvanud proportsionaalselt piikpingega, mistõttu tõuseb Barracuda prognoositud keskmise HVLi sirge kiiremini, kui arvatud HVLi sirge.

Kokkuvõte

Kiirguskvaliteedi tähtsuse tõttu on vajalik leida hea seos radiograafi poolnõrgenemispaksuse ja röntgenkiirguse poolt kiiratud spektri efektiivse energia vahel, kuna viimase mõõtmine on kliinilises keskkonnas kallis, aeganõudev ja keeruline. Käesoleva töö põhieesmärk oli leida adekvaatne seos HVLi ja efektiivse energia vahel. Selleks kasutati dosimeetrit, et arvutada HVL ja spektrijoonistusprogrammi IPEM 78, et koostada ligikaudsed spektrid, millest leida efektiivne maksimum. Lisaeesmärkideks olid doosi sõltuvuse leidmine lisafiltratsioonist, et paremini mõista, kuidas filtratsioon röntgenkiirgusele mõjub, ning dosimeetri prognoositud HVLi võrdlemine mõõtetulemustest arvatud HVLiga, et näha dosimeetri prognoosi usaldusväärsust.

Efektiivse energia funktsioon HVList on piisavalt adekvaatne, et sellest võiks olla abi antud radiograafi kiirguskvaliteedi hindamisel ning võimalusel ka olla abiks radiograafi kaliibrimisel või justeerimisel. Võrdlus allikast leitud empiirilise seosega näitas, et seos ei sõltu konkreetsest masinast. Tulemusest võib järeldada, et funktsiooni lineaarsel tendentsil on potentsiaali muudes töödes kasutuseks.

Töös leidis tõestust, et tavaradiograafias on efektiivse energia väärtus umbes kolmandik kuni pool piikpinge väärtusest. Doosi sõltuvus lisafiltratsioonist näitas, et filtratsioonil, sõltuvalt piikpingest, on vähenev eksponentsiaalne mõju doosile, ehk mida rohkem filtratsiooni lisada, seda vähem neelab iga järgnev filtri paksus kiirgust. Käesolev töö näitas, et dosimeetri Barracuda prognoositud HVL on tõelähedane väga spetsiifiliste parameetrite täitumisel.

Universaalset efektiivse energia funktsionaalset sõltuvust HVList on praktiliselt võimatu leida, kuna radiograafi kiirguskvaliteeti mõjutavad paljud tegurid. Siiski kehtib seos antud radiograafi jaoks ning leitud tendentsil on potentsiaal iseloomustada ka teisi radiograafe.

Kasutatud kirjandus

- [1] Tervise Arengu Instituut, „DR10: Radioloogia uuringud ja protseduurid vanuserühma, teenuse osutamise viisi ja teenuseosutaja liigi järgi,“ 08 11 2017. [Võrgumaterjal]. Saadaval: http://pxweb.tai.ee/PXWeb2015/pxweb/et/03Tervishoiuteenused/03Tervishoiuteenused__04Diagnostika/DR10.px/table/tableViewLayout2/?rxid=3649d2b2-6969-42d5-9479-ae150e8ab742. [Kasutatud 27 05 2018].
- [2] D. J. Bell, „X-ray Tube,“ Radiopaedia, [Võrgumaterjal]. Saadaval: <https://radiopaedia.org/articles/x-ray-tube-1>. [Kasutatud 25 04 2018].
- [3] M. Thurston ja N. M. Mirjan, „Anode,“ Radiopaedia, [Võrgumaterjal]. Saadaval: <https://radiopaedia.org/articles/anode-1>. [Kasutatud 25 04 2018].
- [4] J. Batterbee, „Stationary Anode vs. Rotating Anode: Two C-Arm Tube Types Compared,“ 10 06 2016. [Võrgumaterjal]. Saadaval: <https://info.blockimaging.com/bid/100911/stationary-anode-vs-rotating-anode-two-c-arm-tube-types-compared>. [Kasutatud 25 04 2018].
- [5] J. G. Stears, „Half-value-layer increase owing to tungsten buildup in the x-ray tube: fact or fiction,“ 09 1986. [Võrgumaterjal]. Saadaval: <https://pubs.rsna.org/doi/pdf/10.1148/radiology.160.3.3737925>. [Kasutatud 25 04 2018].
- [6] Wikiradiography, „Physics of the X-ray Tube,“ 03 03 2016. [Võrgumaterjal]. Saadaval: <http://www.wikiradiography.net/page/Physics+of+the+X-Ray+Tube>. [Kasutatud 16 05 2018].
- [7] Institute of Physics, „X-ray imaging,“ 2012. [Võrgumaterjal]. Saadaval: https://www.iop.org/education/teacher/resources/teaching-medical-physics/xray/file_56282.pdf. [Kasutatud 25 04 2018].
- [8] J. T. Bushberg, The Essential Physics of Medical Imaging, Philadelphia, Pa: Lippincott Williams & Wilkins, 2002.
- [9] A.-L. Manninen, „ResearchGate,“ 11 2014. [Võrgumaterjal]. Saadaval: https://www.researchgate.net/figure/Schematic-representation-of-the-photoelectric-effect-and-forming-of-an-Auger-electron_fig1_298709741. [Kasutatud 28 05 2018].
- [10] K. Cranlei ja B. J. Gilmore, „Catalogue of Diagnostic X-ray Spectra and Other Data,“ September 1997. [Võrgumaterjal]. Saadaval: <http://linux.fjfi.cvut.cz/~madlenka/medphys.htm>. [Kasutatud 15 05 2018].
- [11] Y. Weerakkody, „Beam Hardening,“ Radiopaedia, [Võrgumaterjal]. Saadaval: <https://radiopaedia.org/articles/beam-hardening>. [Kasutatud 25 04 2018].
- [12] L. Büermann, „SISSA Medialab,“ 06 09 2016. [Võrgumaterjal]. Saadaval: <http://iopscience.iop.org/article/10.1088/1748-0221/11/09/T09002/pdf>. [Kasutatud 10 05 2018].

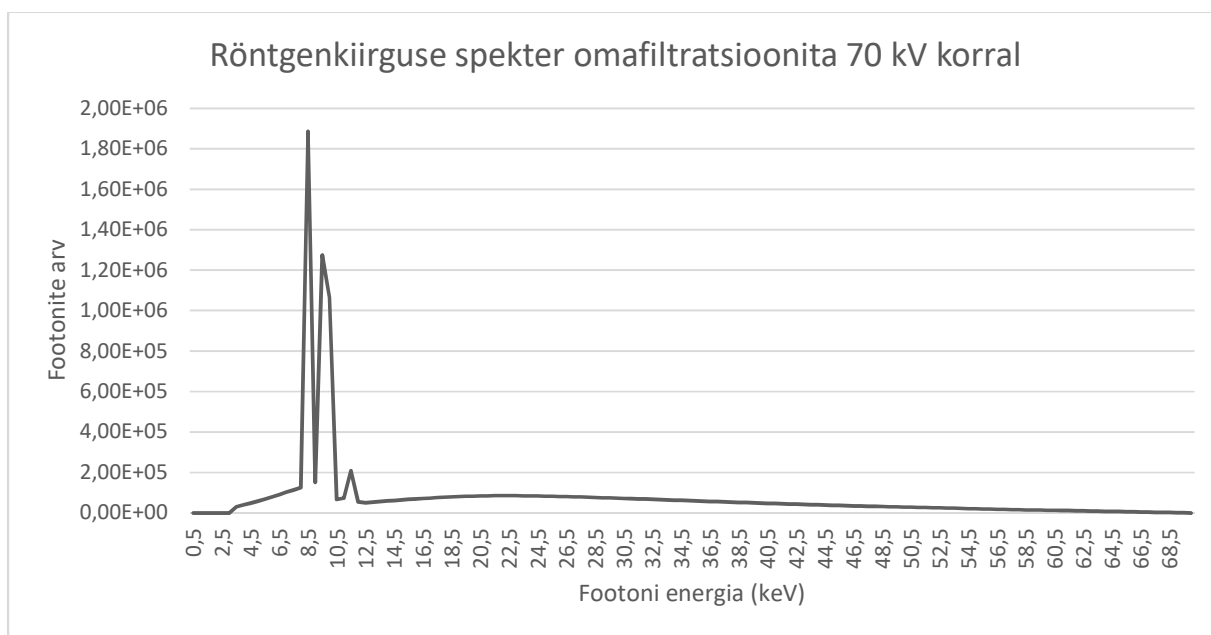
- [13] P. Sprawls, „Radiation Penetration,“ [Võrgumaterjal]. Saadaval: <http://www.sprawls.org/ppmi2/RADPEN/>. [Kasutatud 25 04 2018].
- [14] N. R. Center, „Half-Value Layer,“ [Võrgumaterjal]. Saadaval: <https://www.nde-ed.org/EducationResources/CommunityCollege/Radiography/Physics/HalfValueLayer.htm>. [Kasutatud 10 05 2018].
- [15] E. L. Nickoloff ja H. L. Berman, „Factors Affecting X-Ray Spectra,“ 06 05 1993. [Võrgumaterjal]. Saadaval: <https://pubs.rsna.org/doi/pdf/10.1148/radiographics.13.6.8290728>. [Kasutatud 10 05 2018].
- [16] L. LeBlanc, „Quality Control In Radiography,“ 22 01 2015. [Võrgumaterjal]. Saadaval: <http://qcinradiography.weebly.com/half-value-layer>. [Kasutatud 10 05 2018].
- [17] RTI Group AB, „Ocean 2014,“ RTI Group AB, Mölndal, 2014.
- [18] Siemens, „SV 150/40/80HC X-ray Tube Assembly,“ 2017. [Võrgumaterjal]. Saadaval: <https://www.oem-xray-components.siemens.com/x-ray-tube>. [Kasutatud 15 05 2018].

Lisad

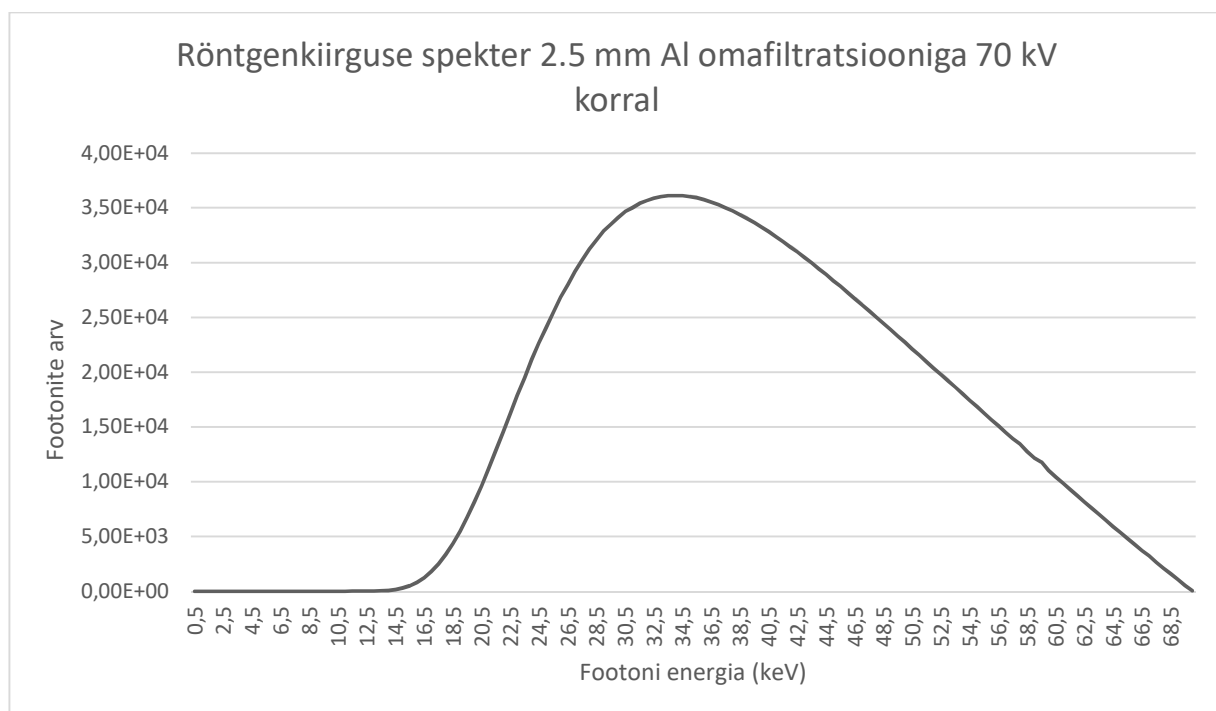
Lisa 1: Mathcad Prime 2-s HVLi arvutamine.

ORIGIN := 1		
$Doos_1 := \begin{bmatrix} 0.283326124747942 \\ 0.137008513200711 \\ 0.0765481609508304 \\ 0.0468348537381546 \end{bmatrix}$	$Doos_2 := \begin{bmatrix} 0.638720138777149 \\ 0.374207960524964 \\ 0.246287821469654 \\ 0.171886296986907 \end{bmatrix}$	
$Doos_3 := \begin{bmatrix} 1.04642127502602 \\ 0.672971907673333 \\ 0.478501683468363 \\ 0.35754278184655 \end{bmatrix}$	$Doos_4 := \begin{bmatrix} 1.4684883405199 \\ 1.01623989844092 \\ 0.753275330499219 \\ 0.593505043611518 \end{bmatrix}$	$Filtrid := \begin{bmatrix} 0 \\ 1.96 \\ 3.92 \\ 5.88 \end{bmatrix}$
$T\tilde{ous}_1 := \text{slope}(Filtrid, \ln(Doos_1)) = -0.305 \quad T\tilde{ous}_2 := \text{slope}(Filtrid, \ln(Doos_2)) = -0.222$		
$T\tilde{ous}_3 := \text{slope}(Filtrid, \ln(Doos_3)) = -0.182 \quad T\tilde{ous}_4 := \text{slope}(Filtrid, \ln(Doos_4)) = -0.154$		
$HVL_1 := \frac{\ln(0.5)}{T\tilde{ous}_1} = 2.271$	$HVL_2 := \frac{\ln(0.5)}{T\tilde{ous}_2} = 3.119$	
$HVL_3 := \frac{\ln(0.5)}{T\tilde{ous}_3} = 3.813$	$HVL_4 := \frac{\ln(0.5)}{T\tilde{ous}_4} = 4.503$	

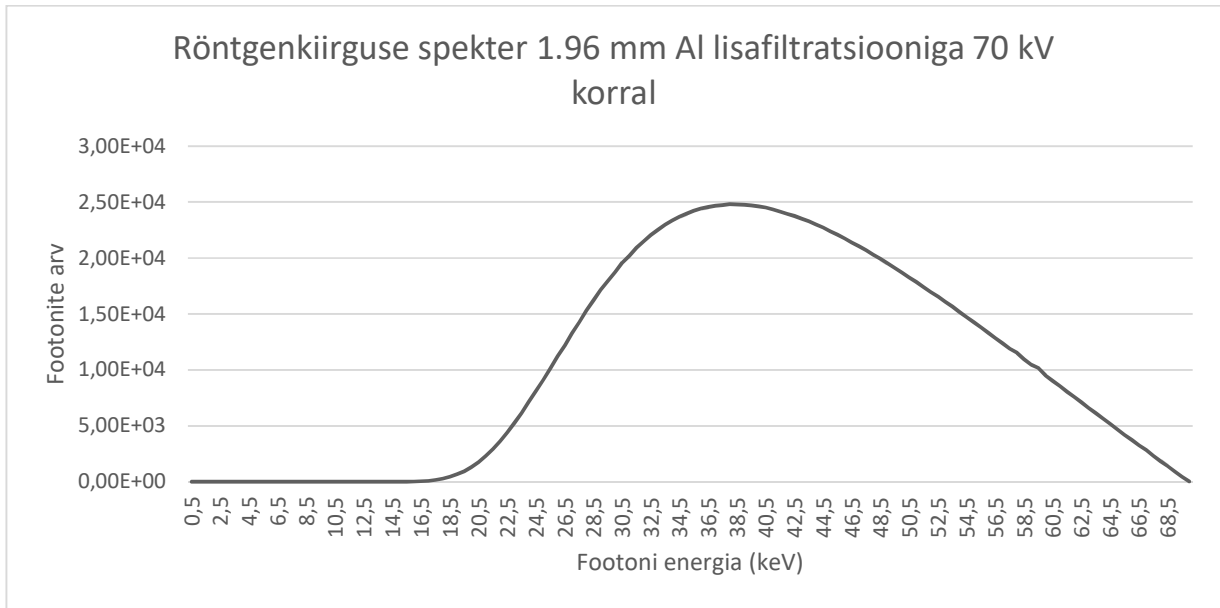
Lisa 2: Programmi IPEM 78 arvutatud spektrid.



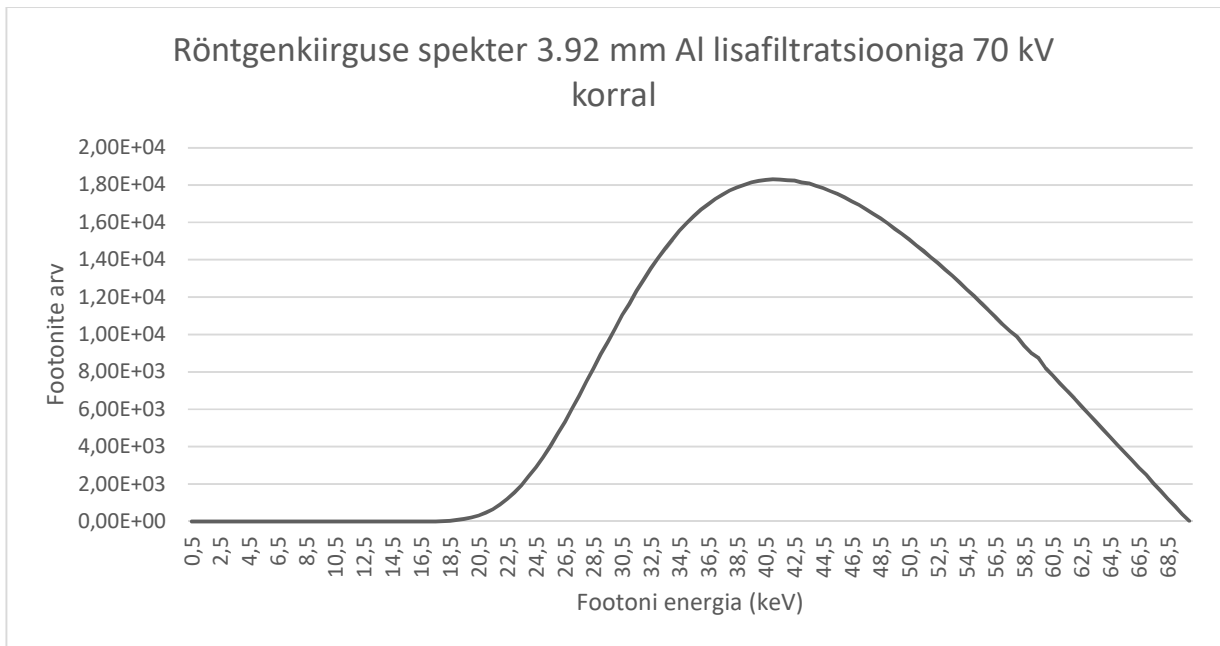
Joonis L1. Röntgenkiirguse spekter omafiltratsioonita 70 kV korral. Spekter saadud programmist IPEM 78.



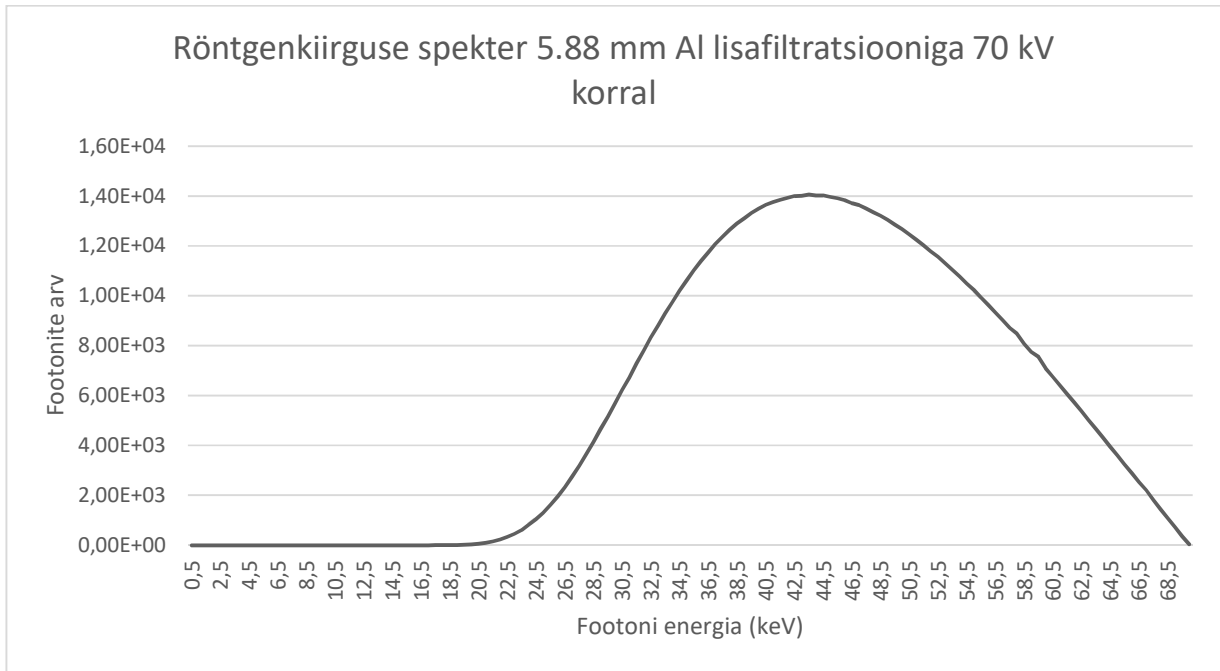
Joonis L2. Röntgenkiirguse spekter 2.5 mm Al omafiltratsiooniga 70 kV korral. Spekter saadud programmist IPEM 78.



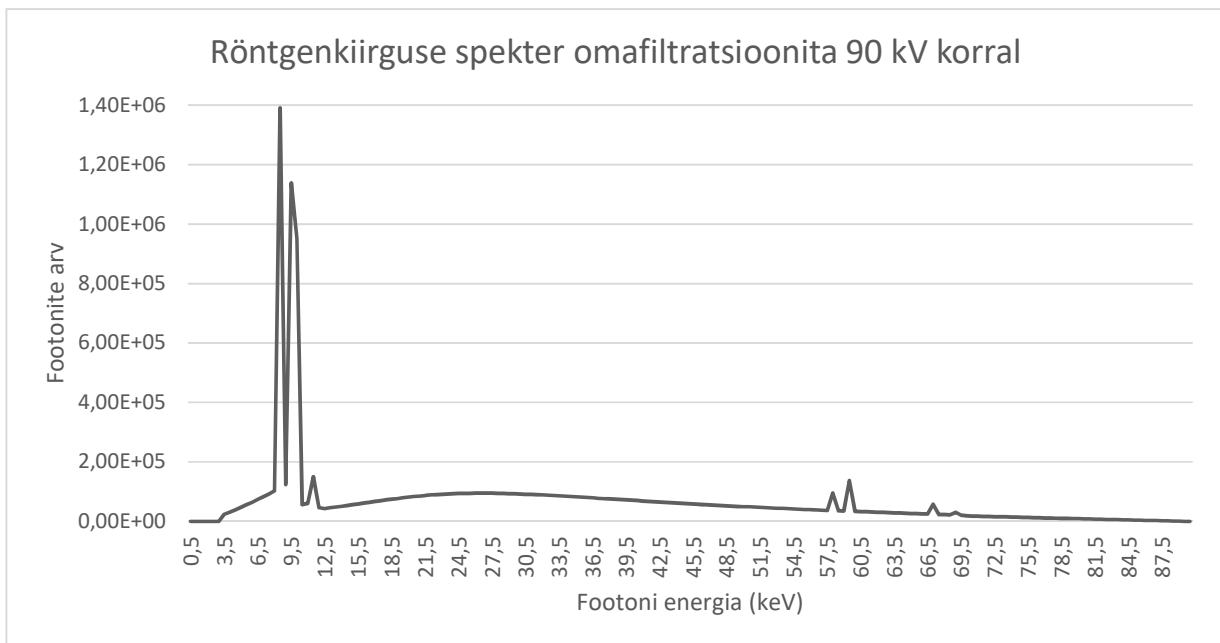
Joonis L3. Röntgenkiirguse spekter 2.5 mm Al omafiltratsiooni ja 1.96 mm Al lisafiltratsiooniga 70 kV korral. Spekter saadud programmist IPEM 78.



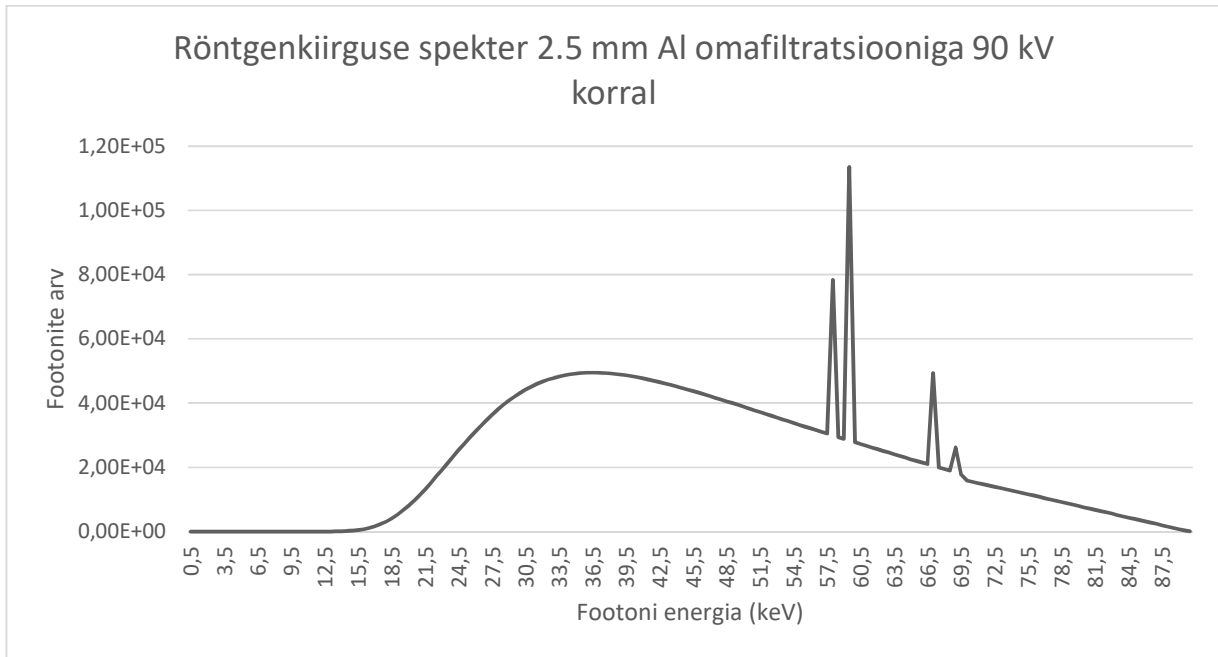
Joonis L4. Röntgenkiirguse spekter 2.5 mm Al omafiltratsiooni ja 3.92 mm Al lisafiltratsiooniga 70 kV korral. Spekter saadud programmist IPEM 78.



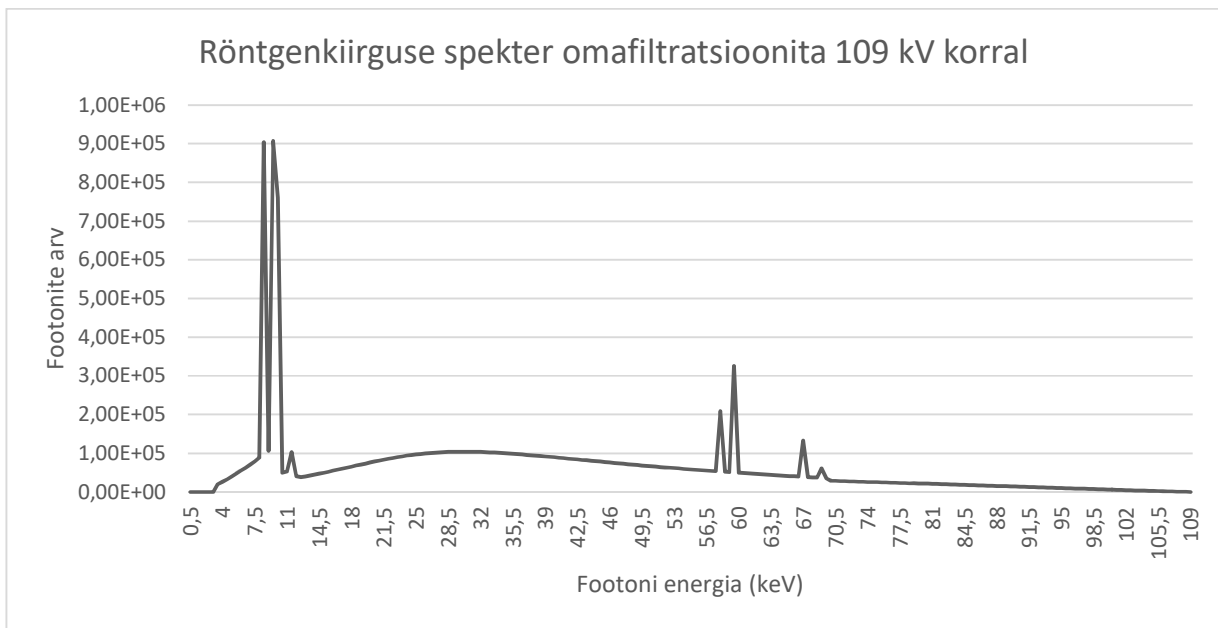
Joonis L5. Röntgenkiirguse spekter 2.5 mm Al omafiltratsiooni ja 5.88 mm Al lisafiltratsiooniga 70 kV korral. Spekter saadud programmist IPEM 78.



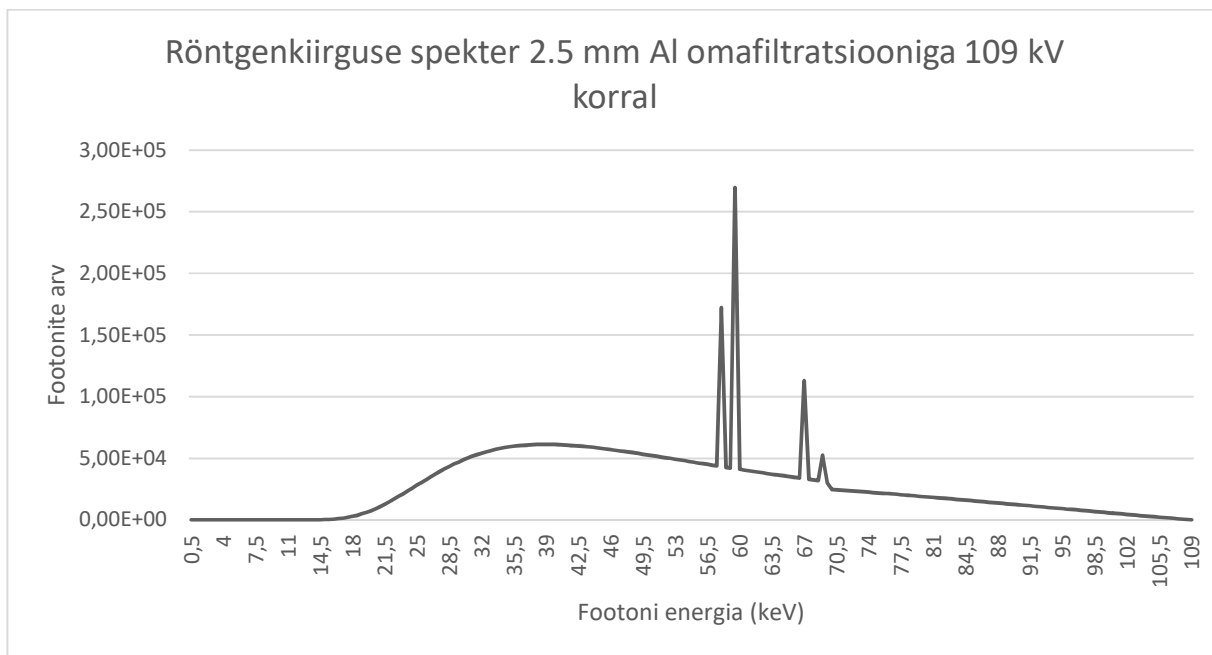
Joonis L6. Röntgenkiirguse spekter omafiltratsioonita 90 kV korral. Spekter saadud programmist IPEM 78.



Joonis L7. Röntgenkiirguse spekter 2.5 mm Al omafiltratsiooniga 90 kV korral. Spekter saadud programmist IPEM 78.

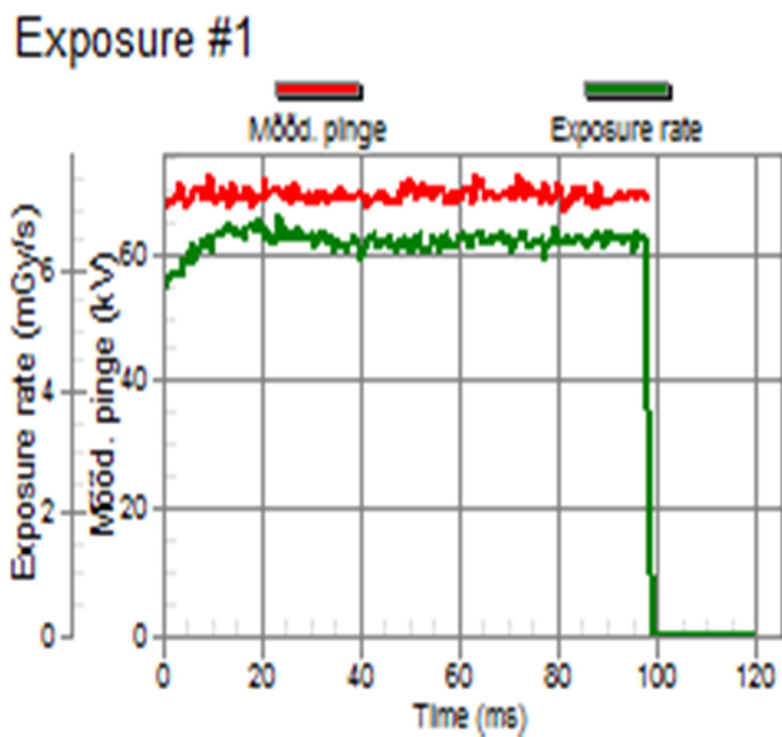


Joonis L8. Röntgenkiirguse spekter omafiltratsioonita 109 kV korral. Spekter saadud programmist IPEM 78.



Joonis L9. Röntgenkiirguse spekter 2.5 mm Al omafiltratsiooniga 109 kV korral. Spekter saadud programmist IPEM 78.

Lisa 3: Mõõtmisel registreeritud pinge ja doosikiiruse muutus ajas.



Lihtlitsents lõputöö reprodutseerimiseks ja lõputöö üldsusele kättesaadavaks tegemiseks

Mina, Rauno Sahku

Annan Tartu Ülikoolile tasuta loa (lihtlitsentsi) enda loodud teose, „Meditiinilise tavaradiograafi röntgenkiirguse spektri maksimumi ja poolnõrgenemispaksuse seose uurimine“,

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.

Tartus, **01.06.2018**