

TARTU ÜLIKOOL
LOODUS- JA TEHNOLOOGIATEADUSKOND
FÜÜSIKA INSTITUUT

Joosep Michelis

**Täisdigitaalse radiograafiasüsteemi integreeritud
doospindalamõõtu kalibreerimine**

Bakalaureusetöö

Juhendaja: Kalle Kepler, PhD

Kaitmisele lubatud

Juhendaja

allkiri, kuupäev

Tartu 2014

SISUKORD

1. SISSEJUHATUS.....	3
2. KIIRGUSTEOORIA MÕISTED JA SEADME KIRJELDUS.....	4
2.1. Neeldumis-, ekvivalent- ja efektiivdoos.....	4
2.2. Doospindala ja kiirgussaagis.....	5
2.3. Ionisatsioonikamber ja määramatused.....	6
2.4. Kiirguse teke ning spekter.....	8
2.5. Kiirguse registreerimine ning DICOM standard.....	11
3. DOOSPINDALAMÕÕTURI KALIBREERIMINE.....	12
3.1. Tandemmeetod.....	13
3.2. Kiirgusvälja meetod.....	13
4. EKSPERIMENT.....	15
4.1. Kiirgusvälja pindala.....	16
4.2. Kiirguskvaliteet ja kiirgussaagis.....	17
4.3. Korduvus ning linearsus.....	18
5. TULEMUSED JA ANALÜÜS.....	20
6. KOKKUVÕTE.....	24
7. SUMMARY.....	25
8. TÄNUAVALDUSED.....	26
9. KASUTATUD KIRJANDUS.....	27
10. LISAD.....	29

1. SISSEJUHATUS

Kui 1980. aastal põhjustasid meditsiinilised kiirgusallikad Ameerika Ühendriikides ühe inimese kohta umbes 18% kogu efektiivdoosist, siis 2006. aastal lähenes see suhe 50%-le [1]. Kuigi Eestis pole siiani sellist statistikat tehtud, siis võrreldes uuringute arvu ühe inimese kohta teiste arenenud riikidega [1], võib hinnata, et eeltoodud protsendist oleme me veel kaugel. Sellegipoolest on trend ülemaailmselt selgelt ühesuunaline, mistõttu on tarvilik tegeleda patsiendidooside optimeerimisega.

Patsiendidoosi referentsväärtuste ületamine on reeglina põhjustatud halvasti optimeeritud uuringuprotokollist, mõõtemetoodikast, kiirgusseadmest, ebaühtlasest valimist või uuringute tehnikast ja teostusest [2]. Usaldusväärse tulemuse saamiseks on esmatähtis, et mõõtevahendid oleksid korrektselt kalibreeritud.

Käesoleva töö eesmärk on ühe sellise mõõtevahendi, röntgenseadmesse integreeritud doospindalamõõturi täpsuse kontrollimine ning meetoodika väljatöötamine, kuidas hinnata selle määramatust. Uuritavaks seadmeks on Tartu Tervishoiu Kõrgkoolis olev täisdigitaalne radiograafiasüsteem Siemens Ysio.

Rahvusvahelise Elektrotehnikakomisjoni standard IEC 60580 [3] käsitleb doospindalamõõturite kalibreerimist, kuid ei täpsusta mõõtemääramatuse piirmäära. Standardi lisas on välja toodud näide, kus doospindalamõõturi suhteliseks määramatuseks hinnati 25%. Autori hinnangul on see aga lubamatult suur mõõtemääramatus, mida peaks saama sobiva mõõtemetoodika valikuga vähendada. Uurimuse käigus peaks selguma, milisesse suurusjärku võivad sarnaste kliiniliste radiograafiasüsteemide mõõtemääramatused realselt jääda.

Doospindalamõõturi poolt kuvatud doospindala väärtuse määramatust saab kontrollida samaaegselt seadme kalibreerimisega. Määramatuste hindamisel ei minda seadme konstruktsioonist tingitud peensuseni, vaid kasutatakse lihtsaid ja meditsiiniastutuses töötavale füüsikule käepäraseid seadmeid. Seadme kalibreerimisel peab selguma parand näidatud ja tegeliku väärtuse vahel koos vastavate määramatustega.

2. KIIRGUSTEOORIA MÕISTED JA SEADME KIRJELDUS

2.1. Neeldumis-, ekvivalent- ja efektiivdoos

Et kirjeldada kiirguse mõju bioloogilise koele või ükskõik mis muule ainele, siis on vaja määratleda **neeldumiskoos** D . Neeldumiskoos näitab, kui suur energia $d\varepsilon$ neeldub diferentsiaalses ruumielemendis massiga dm [4]. Valemina avaldub see kui

$$D = \frac{d\varepsilon}{dm}. \quad (1)$$

Neeldumiskoosi ühikuks on grei (Gy) ning selle dimensioon džaul kilogrammi kohta ($\frac{J}{kg}$). Praktikas pole neeldumiskoos siiski eriti kasulik, sest see on diferentsiaalne suurus, mida patsiendi sees ei saa otseselt mõõta, ning see ei väljenda otseselt kiirguse kahjulikku mõju organismile.

Olenevalt kiirguse tüübist on selle mõju organismile erinev, mistõttu on kasutusel mõiste **ekvivalentdoos**. Ekvivalentdoos H_T iseloomustab kiirguse R mõju koele või elundile T [5]. Võrdetegur ekvivalent- ning neeldumiskoosi vahel on kiirgusest sõltuv dimensioonitu suurus w_R . Matemaatiliselt on ekvivalentdoos esitatav valemiga

$$H_T = w_R \cdot D. \quad (2)$$

Kuigi mõlemal eelnimetatud doosil on sama dimensioon, siis ekvivalentdoosi ühikut nimetatakse ajalooliselt siivertiks (Sv).

Efektiivdoos E on defineeritud kui keha kõigi kiirgustundlike elundite või kudede ekvivalentdooside kaalutud summa [5]. Matemaatiliselt avaldub see kui

$$E = \sum_T w_T \cdot H_T, \quad (3)$$

kus w_T on dimensioonitu koe tüübist sõltuv koefaktor. Hetkel kehtivad koefaktorid on leitavad ICRP 1990. aasta väljaandest [6], kuid uuemad ja täpsemad koefitsiendid on saadaval selle 2007. aasta väljaandes [7].

Kuigi efektiivdoos on hea indikaator kiirguriski määratlemiseks, ei ole see suurus, mida saaks uuringu käigus otseselt mõõta.

2.2. Doospindala ja kiirgussaagis

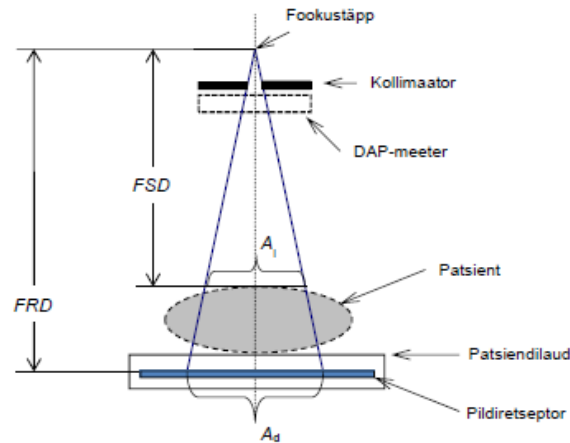
Tavaradiograafias on põhiliseks mõõdetavaks suuruseks **doospindala** ehk DAP (ingl *Dose Area Product*) [8]. DAP väljendab arvuliselt kiirgusvihi ristlõikepindala ning sellel kaugusel oleva keskmise neeldumiskoosi korrutist. DAPi kasutamise peamine eelis on, et seda on kliinilistes tingimustes suhteliselt lihtne mõõta. Kui mitte arvestada kiirguse neeldumist õhus, siis on DAPi väärtus sõltumatu kaugusest röntgentoru fookustäpist. See on tingitud asjaolust, et kauguse suurenedes suureneb kiirgusvoo ristlõikepindala võrdeliselt kauguse ruuduga, kuid neeldumiskoos (edaspidi lihtsalt doos) või kiirguse intensiivsus on pöördruutsõltuvusega. DAPi ühikuks on $\text{Gy} \cdot \text{m}^2$, kuid kasutamist leiavad eelkõige selle kordsed $\text{mGy} \cdot \text{cm}^2$ või $\mu\text{Gy} \cdot \text{m}^2$ [8].

Kuigi DAP ei väljenda otseselt uuringu kiirgusriski, on selle kaudu võimalik suhteliselt lihtsasti leida näiteks naha sisenddoosi. Sisenddoosile üleminekuks on vaja teada kiirgusvälja pindala patsiendi tasandil ning tagasihajumistegurit, mis sõltub muuhulgas koe omadustest ning kiirguse kvaliteedist [8]. Kui lisaks DAPile on täpselt teada ka kiirgusgeomeetria, saab elundidoose ja efektiivdoose arvutada ning kiirgusriski hinnata ka erinevate Monte Carlo meetodil põhinevate programmidega.

Doospindala saab leida otseselt mõõtes või kaudsel meetodil arvutades. Kaudne meetod põhineb röntgenseadme **kiirgussaagise** määramisel erinevate pingete ning filtratsioonide korral. Teades kiirgussaagist ning kiirgusgeomeetriat, on võimalik DAPi väärtus arvutada valemiga (4)

$$DAP = Y \cdot Q \cdot A \cdot \left(\frac{FDD}{FRD} \right)^2, \quad (4)$$

kus Y on kiirgussaagis, Q on röntgentoru laeng (mAs), A kiirgusvälja pindala pildireseptoril, FDD (ingl *Focus Detector Distance*) dosimeetri kaugus fookusest, kus mõõdeti kiirgussaagis, ning FRD (ingl *Focus Receptor Distance*) distants fookuse ning pildireseptori vahel. Vastav geomeetria on kujutatud joonisel 1. Laeng Q , mis on automaatika poolt määratud, võrdub säritus- ehk ekspositsiooniaja ning röntgentoru voolutugevuse korrutisega. Kiirgussaagis, tavaliselt ühikuga $\mu\text{Gy}/\text{mAs}$, määratakse kõigi röntgentoru pingete jaoks eraldi. See näitab kui suure doosi tekitab radioloogiasüsteem konstantse röntgentoru laengu kohta. [8]



Joonis 1. Kiirgusvälja geometria ning DAPi mõõtmine [8]

Käesoleva töö üks kõrvaleesmärk on samuti leida antud seadme kiirgussaagis, mis haiglates määratakse tavaliselt röntgenseadme rutiinse kvaliteedikontrolli käigus. DAPi ning kiirgussaagise arvutamisel tuleb tähele panna, et kuigi pildireseptori pind on tasane, on fookusest lähtuv kiirguse lainefront sfääriline. Sellest johtuvalt pole doos kogu pinnal ühtlane, mida saab arvestada kui integreerida kaugused fookusest üle kogu vastava tasase pinna.

DAPi otseseks mõõtmiseks kasutatakse röntgenseadmesse integreeritud või eraldi kollimaatori taha kinnitatud doospindalamõõturit (edaspidi DAP-meeter), mis töötab samal põhimõttel kui vabaõhu ionisatsioonikamber.

2.3. Ionisatsioonikamber ja määramatused

Lihtsaim **ionisatsioonikamber** kujutab endast kahte tasaparalleelset plaati, mille vahel on gaas. Vabaõhu ionisatsioonikamber tähendab, et kamber ei ole hermeetiliselt suletud ning seda täitvaks gaasiks on seadmega ühes ruumis olev õhk. Plaadid, mis on kaetud elektrit juhtiva kilega, nagu näiteks tinaga dopeeritud indium oksiidiga [9], on üksteisest erineval potentsiaalil. Pingevahemik on suurusjärgus mõnisada volti. Seadmele pealelangev kiirgus ioniseerib gaasi ning tekkinud ioonid suunatakse elektrivälja mõjul plaatidele. Saadud laeng juhitakse lugemisseadmesse, kus mõõdetakse kogulaengut või voolutugevust, mille abil on võimalik arvutada vajalikud parameetrid. [10]

Teades kiirguse toimetel kambris tekkinud kogulaengut Q , on seal neeldunud doos D ideaalsel juhul arvutatav valemiga (5)

$$D = \frac{Q}{\rho \cdot V} \frac{W}{e}, \quad (5)$$

kus V on kambri ruumala, ρ õhutihedus, e elementaarlaeng ning W keskmine ühe ionpaari tekitamiseks vajalik energia [4]. Suhe W/e määratakse eksperimentaalselt ning normaaltingimustel on see erinevatel andmetel õhu jaoks 33.85 J/C või 33.97 J/C [11]. Kuna kambri mõõtmed on konstantsed, siis valemist (5) avaldub lihtsasti seos (6) DAPi jaoks.

$$DAP = \frac{Q}{\rho \cdot h} \frac{W}{e} \quad (6)$$

Siinjuures on h kambri kõrgus.

Valemist (6) on näha, et taoliselt mõõdetud DAPi väärtus sõltub ka otseselt **õhutihedusest**, mis omakorda sõltub ümbritsevast temperatuurist, rõhust ning ka õhuniiskusest. Kuna DAP-meetris vastavaid andureid sisseehitatud pole, on täpse tulemuse jaoks vaja see parand käsitsi sisse viia. Haiglates taolist kalibratsiooni aga igapäevaselt ei tehta. Standardi [3] järgi, millele kõik DAP-meetrid peavad vastama ning vastavalt millele kõik seadmed peaksid olema kalibreeritud, on referentstemperatuuriks 20 °C, -rõhuks 760 mmHg ning suhteliseks niiskuseks 50%. Nendest väärtustest kõrvalekaldumise korral tuleb korrektse DAPi väärtuse leidmiseks arvutada referents- ja mõõtepaigas oleva õhutiheduse suhe.

Niiske õhu tiheduse leidmiseks on võimalik kasutada ideaalse gaasi võrrandit ning Daltoni seadust. Vastavalt nendele avaldub õhutihedus kui

$$\rho = \frac{p_k \cdot M_k + p_v \cdot M_v}{R \cdot T}, \quad (7)$$

kus p_k ja p_v on vastavalt kuiva õhu ning veeauru osarõhk ja $M_k=28.966$ g/mol, $M_v=18.016$ g/mol vastavad molaarmassid [12], T temperatuur ning R universaalne gaasikonstant. Edasise käsitluse jaoks on vaja teada, kuidas saab määrata veeauru osarõhku temperatuuri ning suhtelise niiskuse kaudu. Clausius-Clapeyroni võrrandist on võimalik tuletada, et veeauru küllastusrõhk temperatuuril T avaldub ligikaudu valemiga (8)

$$p_v = 611 \cdot \exp\left(19.83 - \frac{5417}{T}\right), \quad (8)$$

kus kõik suurused on põhiühikutes [12]. Kuna suhteline niiskus on defineeritud kui suhe tegeliku ning küllastusrõhu vahel, siis veeauru osarõhk on võimalik arvutada korrutades valemist (8) vastava suhtelise niiskusega. Valemite (7) ja (8) järgi on võimalik näidata, et referents- ning suvaliste tingimuste õhutiheduste suhe avaldub kui

$$\frac{\rho_{101325,293,50\%}}{\rho_{p,T,RH}} = \frac{344.12 \cdot T}{p - 230.98 \cdot RH \cdot \exp\left(19.83 - \frac{5417}{T}\right)}, \quad (9)$$

kus RH on suhteline niiskus murdarvuna, p mõõdetav õhurõhk (Pa) ning T temperatuur (K). Eelnevatest valemitest on näha, et niiske õhk on samade tingimuste juures hõredam kui kuiv õhk ning seeläbi suurendab DAPi väärtust.

Peale õhutiheduse sõltub niiskusest ka keskmine ionisatsioonienergia W . Niiskema õhu W on suurem kui kuiva õhu oma ning seega vastupidiselt vähendab DAPi väärtust ja mõneti tasakaalustab niiskuse mõju. DAPi parandi leidmisel tihtipeale niiskusega ei arvestata just eelnimetatud põhjusel ning kuna vastavad arvutused on üsna keerukad. Niiskuse mõju aga täielikult välistada ei saa, mistõttu käesolevas töös arvestatakse niiskuse mõju vaid õhutiheduse muutuse kaudu. [4]

Valemi (6) järgi on tarvilik, et kogu laeng, mis õhu ioniseerimisel kambris tekib, kokku kogutakse ning registreeritakse. Erinevate nähtuste tõttu pole see paraku aga võimalik. Üks põhjus on näiteks elektronide ja ionide rekombinatsioon. Eristatakse kahte rekombinatsiooni tüüpi: esialgne (ingl k *initial*) ning üldine (*general*) rekombinatsioon. Esimene neist on doosist ning dooskiirusest sõltumatu, küll aga teine on neist sõltuv. Tõstes elektroodidevahelist pinget, mida saab aga ainult teatud piirini teha, on võimalik rekombinatsiooni vähendada. [4]

Nagu eelnevalt mainitud, on mõõtmiseks vajalik, et kiirgus asuks mõõteseadmega vastastikmõjusse. Sellest johtuvalt esineb mõningane footonite neeldumine ning hajumine. Selle osaliseks kompenseerimiseks on DAP-meetri näit vaja justeerida sellest väljuva kiirguse suhtes [13]. Lisaks ionisatsioonikambrile osalevad hajutamisprotsessides ehk ideaalsest geometriast kõrvalekaldes ka muud radioloogiasüsteemi osad.

Lisaks õhu tiheduse ning rekombinatsiooni arvestamisele on ionisatsioonikambrite kalibreerimisel tähtis ka kiirguse energeetilise koostise ehk spektri arvestamine. Kvalitatiivselt on energia arvestamine äärmiselt keeruline ning seadmest sõltuv probleem, kuid kvantitatiivselt on seda uuritud näiteks töös [9].

2.4. Kiirguse teke ning spekter

Röntgenülesvõtteks kasutatav kiirgus tekitatakse radioloogiasüsteemi korpuses olevas röntgentorus. Röntgentoru kujutab lihtsustatult endast vaakumtoru ning selles paiknevat katoodi ning anoodi, mis tavaradiograafias on reeglina pingestatud vahemikus 40-150 kV. Katoodiks on spiraalne hõõgniit, kust selle kuumutamise korral eemaldatakse toru elektrivälja poolt katoodi elektronpilve termoelektrone ning kiirendatakse anoodi poole. Röntgentorus on

ka mehhanismid, mis suunavad elektri- või magnetvälja abil elektronide voo ettemääratud piirkonda anoodil. Seda piirkonda nimetatakse tegelikuks **fookustäpiks**. [14]

Anoodile jõudes muundub elektronide energia erinevate interaktsioonide tulemusel umbes 99% mahus soojuseks ning ülejäänud röntgenkiirguseks, millest vaid osa osaleb ülesvõttel. Röntgenkiirgus koosneb reeglina tinglikult kahest osast: **pärss-** (*bremstrahlung*) ning **karakteristlikust kiirgusest**. Pärsskiirgus oma pideva spektriga on tingitud hajumisest aatomi tuumadelt. Karakteristlik kiirgus tekib kui kiirendatud elektron, millel on piisavalt energiat, lööb aatomi elektronihist elektroni välja ning mõni kõrgemal kihil olev elektron relakseerub tekkinud vakantsi. Sellest tingituna saab taoline kiirgus omada vaid diskreetseid anoodi materjalist, milleks on tavaradiograafias tihtipeale volfram või mõni tema sulam, sõltuvaid energiasid. Volframi kõige nähtavamad karakteristlikud jooned asuvad energiatel 57.98 keV, 59.32 keV ning 67.24 keV. Kogu röntgenkiirguse spekter on seega pärss- ning karakteristliku kiirguse summa. [14]

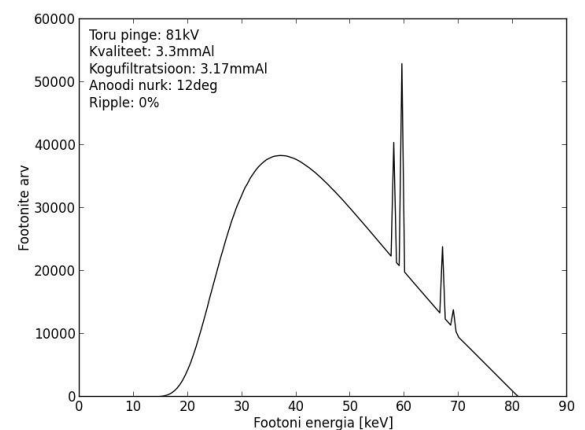
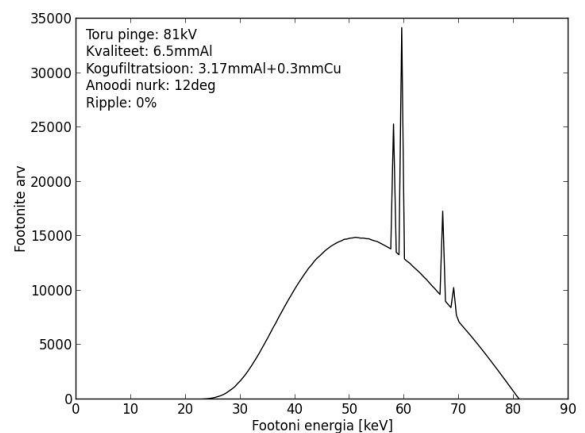
Lisaks kiirguse spektrile sõltub anoodi parameetritest osaliselt ka kiirguse ruumiline jaotus. Kui DAPI arvutusel on eeldatud, et kogu röntgenkiirgus lähtub punktallikast, siis tegeliku fookustäpi suurus võib olla suurusjärgus mitu millimeetrit. Fookustäpi efektiivne suurus (näiv fookustäpp) ehk kui suurena paistab fookustäpp patsiendi suunast vaadatuna, sõltub anoodi kaldenurgast. Kaldenurga tõttu toimub ka suunast sõltuv kiirguse neeldumine anoodis, mida nimetatakse **külgakaldeerfektiks**. Külgakaldeerfekt tekib kuna anoodi pinnakihtides tekkinud kiirgus peab anoodi teljega risti suunas liikudes läbima paksema materjalikihi ning seetõttu ka neeldub või hajub suurema tõenäosusega. Sellest johtuvalt pole kiirgus täiesti homogeenne. Kui mammograafias kasutatakse külgakaldeerfektide edukalt ära, siis tavaradiograafias on see pigem negatiivseks nähtuseks. DAPI arvutamisel ning kalibreerimisel tekitab see mõningast määramatust, mida saab kaudselt hinnata, kuid efekti täpsem käsitus nõuab keerukamaid mõõtmisi. [14]

Teine määramatuse allikas peale külgakaldeerfektide on **fookusväline kiirgus**. Kuna röntgentorus ei suudeta kõiki elektrone suunata täpselt fookustäpile, toimub osa kiirguse tekkest ka sellest eemal. Fookusväline kiirgus vähendab pildi kvaliteeti, suurendab taustkiirgust ning osaliselt raskendab DAP-meetri kalibreerimist. Hea kollimeerimisega on seda võimalik aga tunduvalt vähendada. Lisaks fookusvälisele kiirgusele põhjustavad eelnimetatud probleeme ka kiirguse hajumine erinevatelt röntgentoru komponentidelt, näiteks

filtritelt ning ka DAP-meetrilt endalt. Käesoleva töö raames on fookusvälist kiirgust ning erinevat hajumist praktiliselt võimatu adekvaatselt hinnata. [14]

Jooniselt 2 on näha kahe erineva filtratsiooniga spektrit. Röntgenkiirguse filtreerimine on patsiendiohutuse suhtes tähtis toiming meditsiinis, kuna filtri abil on võimalik spektrit eemaldada madala energiaga kiirgus, mis nagnii neelduks täielikult patsiendis ega osaleks röntgenpildi saamises. Seega optimaalse filtratsiooni abil on võimalik tunduvalt vähendada patsiendidoosi, sealjuures säilitades pildi kõrge kvaliteet. Röntgenseadme enda detailide, näiteks röntgentoru korpuse, filtratsioon, mida ei saa vastavalt vajadusele muuta, moodustab seadme omafiltratsiooni. Peale selle on röntgenseadmetel võimalik automaatselt lisada ka lisafiltreid: tüüpiliselt vask- või alumiiniumplaate. Kogufiltratsiooni väljendatakse arvuliselt kõikide komponentide summana ning selle ühikuks on tüüpiliselt mm Al (millimeetrit alumiiniumi), mm Cu või nende kahe osa summa. [14]

Üks tähtis suurus kiirguse iseloomustamiseks on selle **kvaliteet**. Röntgenkiirguse kvaliteeti iseloomustatakse poolnõrgestuspaksuse ehk **HVL** (ingl *half-value layer*) kaudu. Poolnõrgestuspaksus, mis on seotud lineaarse neeldumiskoeffitsiendiga, näitab kui paks materjalikiht, näiteks alumiinium, vähendab kiirguse intensiivsust poole võrra. Tavaliselt on selle ühikuks samuti mm Al. Kui kiirguse spektris on suhteliselt palju kõrge energiaga footoneid, on ka kiirguskvaliteet kõrge. Samal põhjusel tõstab filtreerimine kiirguskvaliteeti. Erinevalt kiirguse spektrist, on selle kvaliteeti tunduvalt lihtsam eksperimentaalselt määrata. [14]



Joonis 2. Kahe erinevalt filtreeritud spektri võrdlus. Spektrid on koostatud programmiga IPEM-78. [15]

2.5. Kiirguse registreerimine ning DICOM standard

Röntgentorus tekkinud ning filtreid, kollimaatorit, DAP-meetrit ja üldiselt ka patsienti läbinud kiirgus registreeritakse **pildiretseptoril**. Täisdigitaalsete radiograafiasüsteemide pildiretseptorid registreerivad kiirgust reeglina kahel erineval meetodil: kaudsel ja otsesel. Kaudsed retseptorid koosnevad tavaliselt tseesiumjodiid stsintillaatorist, mis muudab pealelangeva kiirguse nähtavaks valguseks ning kihist fototransistoritest või –diodidest, mis registreerivad selle valguse. Otsesed retseptorid ei kasuta nähtavat valgust vahendajana, vaid muundavad neeldunud energia otse elektriliseks signaaliks. Tüüpiliseks materjaliks on amorfne seleen. Tänapäeval kasutavad enamuse radiograafiasüsteeme, nagu ka käesolevas töös kasutatav retseptor, kaudset detekteerimismeetodit. [16]

Iga diod ning selle näit moodustab pildis ühe piksli. Seetõttu on pildi maksimaalne lahutusvõime määratud fotodiodide tihedusega pildiretseptoril. Peale kiirguse registreerimist rakenduvad keerulised pilditötlusalgoritmid ning pilt kuvatakse ja salvestatakse vastavalt standarditele.

DICOM (ingl *Digital Imaging and Communication in Medicine*) standard on meditsiiniseadmete tootjate poolt välja töötatud protokollistik, mis ühtlustab, kuidas erinevad seadmed registreerivad, töötlevad, kuvavad, salvestavad ning edastavad meditsiinilisi ülesvõtteid. Kõik tänapäevased digitaalsed ülesvõtteadmed kasutavad seda. [17]

Antud standardil on ka oma failiformaat, kuhu kogu informatsioon salvestatakse. DICOM-pildiformaat lubab salvestada kuni 16-bitiseid halltoonis pilte. Lisaks sellele sisaldab see kõikvõimalikke metaandmeid, muuhulgas patsiendi andmeid ning ekspositsiooni parameetreid, kuhu tavaradiograafia korral kuulub ka DAPi näit. Pildi vaatlemisel kuvatakse vajalikud andmed mugavalt pildi äärtesse. Pilti saab ka lihtsasti teisendada kõikidesse teistesse üldlevinud pildiformaatidesse, mis võib aga vähendada pildi kvaliteeti. [17]

Ka käesolevas töös on ülesvõtted salvestatud DICOM-formaati, mida on hiljem võimalik spetsiaalse tarkvaraga vaadelda ning vastavalt vajadusele töödelda. DAPi väärtus salvestatakse DICOM-päisesse väljale 0018,115E ühikuga $\text{dGy}\cdot\text{cm}^2$ (*Image Area Dose Product*).

3. DOOSPINDALAMÕÕTURI KALIBREERIMINE

Peatükist 2 selgub, et doospindalamõõturi ehk DAP-meetri töö on vägagi sõltuv keskkonna ja kiirguse parameetritest. Tähtsaimateks teguriteks on õhutihedus ning kiirguse spektraalne koostis. DAP-meetrit on võimatu justeerida nii, et see näitaks korrektset näitu kõikvõimalike tingimuste juures. Sellest tingituna justeeritakse DAP-meeter tootja poolt kõige üldlevinud ekspositsiooni parameetritele: röntgentoru pinge 100 kV ning kogufiltratsioon 2.5 mm Al [18]. Oletame samuti, et kalibreerimisel on kasutatud referents keskkonnatingimusi. Neist erinevate arvvaartuste korral on vajalik edasine kalibreerimine. Tihti võib DAP-meetri tootja seadmega kaasa anda vastava seeria kalibreerimistunnistuse koos mõningate paranditega, kuid see võib sisaldada liialt vähe informatsiooni ning olla vähe usaldusväärne, kuna kalibratsioon pole tehtud selle konkreetse seadme jaoks. Sellest johtuvalt on vajalik seadme tööpaigas see uuesti kalibreerida. Parandi defineerime kui kalibratsioonil arvutatud DAP jagatud DAP-meetri näiduga.

Peale otsese kalibratsiooni ehk parandite leidmise on tähtis teada ka seadme määramatust. Statistilist- ehk A-tüüpi määramatust iseloomustatakse mõistega **korduvus**. Vastavalt DAP-meetrite standardile [3] peab doospindala ja doospindalakiiruse variatsioonikoefitsient jääma alla 5%. Kui määramatus peaks osutama sellest suuremaks, ei tohiks antud DAP-meetrit kliinilistes tingimustes enam kasutada.

Mõõtemääramatuse lahutamatuks osaks on seadme enda riistaviga ehk B-tüüpi määramatus. DAP-meetrite korral on sellise informatsiooni kättesaamine aga keeruline ning meditsiinifüüsikud, kes vastutavad DAP-meetrite kalibratsiooni eest, ei teagi seda. Meditsiinasutustes leitakse vaid kiirguse kvaliteedist ja filtratsioonist sõltuvad parandid ning määramatusi ei arvestata. Kõikvõimalike mõõtmiste usaldusväärsuse hindamiseks on määramatuse arvestamine aga hädavajalik.

Lisaks DAP-meetri enda määramatusele on tähtis ka kalibreerimisprotsessi ja seal kasutatavate seadmete määramatus. Täpsemalt sõltub määramatuse arvutamine kalibreerimise meetodika valikust. Järgnevalt vaatleme lühidalt kahte levinumat DAP-meetrite kalibreerimise meetodikat.

3.1. Tandemmeetod

Kõige lihtsam meetod radioloogiasüsteemi integreeritud DAP-meetrit kalibreerida on kasutades tandemmeetodit. Meetod kujutab endast lihtsalt teise DAP-meetri, mis on juba kalibreeritud, kalibreeritava seadmega jadamisi panemist. Ekspositsiooni ajal peab kiirgusvihk täielikult läbima mõlemat seadet. Sealjuures peavad DAP-meetrid asuma üksteisest parajal, soovituslikult umbes 30 cm, kaugusel, et tagasi hajunud kiirgus ei mõjutaks kalibreeritava seadme näitu [19]. Sellisel juhul saab parandi arvutada lihtsustatud kujul DAP-meetrite näitude suhtena.

Eelnev lihtne meetod võib aga paraku olla ebatäpne. Kui DAP-meetrites ei toimuks neeldumist ning kogu seadmetelt hajunud kiirgus läbib referents-DAP-meetrit, oleks kalibreerimine lihtne. Tüüpiliselt põhjustab DAP-meetri enda filtratsioon aga kiirguse HVLi suurenemist 5-7 % [9]. Sellest tingituna pole kahte seadet läbinud kiirguse spektrid samasugused, mis nõuab kalibreerimisel täiendava koefitsiendi, mis pole üheselt määratud, sissetoomist. Lisaks eelnevale on vajalik, et referents-DAP-meeter oleks kalibreeritud pealelangeva, mitte väljuva kiirguse suhtes.

Tandemmeetodi peamised positiivsed küljed on kalibratsiooniprotsessi lihtsus, sõltumatus fookuse kaugusest, kiirgusvälja suurusest ning ruumilisest jaotusest. Negatiivse külje pealt on meetodi töötamise jaoks hädavajalik referents-DAP-meetri põhjalik varasem kalibreerimine ja kiirguskvaliteedi täpne teadmine. [19]

3.2. Kiirgusvälja meetod

Teine levinud DAP-meetrite kalibratsioonimetoodika on nii-öelda kiirgusvälja meetod. Meetodi põhiidee on mõõta dosimeetriga kindlal kaugusel fookusest kiirgusvälja keskel olev kiirgusdoos. Teades kiirgusvälja pindala samal kaugusel, on DAP võimalik arvutada doosi ja pindala korrutisena. Meetodika peamine keerukus ongi vastava pindala korrektselt leidmine.

Kõige ilmsem moodus kiirgusvälja pindala leidmiseks on see lugeda ülesvõtte pildi pealt. DAPI arvutamiseks on seejärel pildireseptori tasandis olev pindala vaja teisendada pindalaks dosimeetri tasandis või vastupidiselt doosireseptori tasandisse. Nagu peatükkides 2.2 ning 2.4

mainitud, ei ole kiirguse intensiivsus üle kogu tasase pinna konstantne. Mainitud efektidest on kõige lihtsam arvesse võtta kiirguse lainefrondi sfäärilisust. Saab näidata, et kui mõõta kaugusel FDD oleva dosimeetriga doos D , avaldub doospindala valemiga (10)

$$DAP = 4 \cdot D \cdot FDD^2 \int_0^a \int_0^b \frac{1}{FRD^2 + x^2 + y^2} dx dy, \quad (10)$$

kus a ja b on röntgenülesvõtte pildilt loetud kiirgusvälja külgede poolpikkused. Valemi (10) rakendamine on piisav, et kalibreerida DAP-meeter antud meetoodika järgi. Muud juhuslikumat laadi kõrvalekalded ideaalsest geometriast loeme määramatuse hulka.

Kiirgusvälja meetodi suurimaks plussiks on meetoodika suur sõltumatus kiirguse kvaliteedist, mis potentsiaalselt lubab väga täpseid tulemusi. Probleemiks võib aga osutuda pindala täpne mõõtmine ning kiirgusvälja ebahütlus. [19]

4. EKSPERIMENT

Kõik mõõtmised teostati Tartu Tervishoiu Kõrgkooli õppeeesmärgil kasutatava radioloogiasüsteemiga Siemens Ysio. Antud seadmesse oli integreeritud DAP-meeter IBA KERMAX-plus 120-131 ZK CAN. Kalibratsioon viidi läbi kiirgusvälja meetodi abil. Doosi kalibreerimiseks kasutati tootja RTI Electronics AB pooljuhtdetektorit Barracuda MPD versiooni 1.5.3 ning lugemisseadet Barracuda versioon 1.2.3. Lisaks kasutati ka tavalist mõõdulinti ning Artinis Medical Systems'i poolt toodetud spetsiaalset röntgenkontrastset joonlauda. Kiirgus registreeriti pildireseptoriga Trixell Pixium FE 3543 pR.

Mõõtmiste käigus hoiti dosimeetri ning pildireseptori kaugus fookustäpist konstantsena, vatavalt 100 cm ja 125 cm. Dosimeetri kõrgus mõõdeti mõõdulindiga, aga pildireseptori asukohta sai määrata vaid seadme enda automaatika poolt. Dosimeeter paigutati statiivi peal võimalikult täpselt kiirgusvihu tsentrisse, mille asukoha sai kindlaks teha röntgenseadme valgusvihu abil. Lisaks paigutati pildireseptori peale joonlaud, mille abil sai hiljem arvutada kiirgusvälja pindala ning retseptori piirlahutusvõime. Mõõtmiste ajal hoiti kiirgusvälja suurus seadme automaatika poolt näidatuna $15 \times 15 \text{ cm}^2$.

Kõik mõõtmised viidi läbi kahes osas. 29.11.13 kalibreeriti DAP-meetrit 40, 50, 60, 70, 81, 90, 100, 109 ja 121 kV torupinge korral kolme eri lisafiltratsiooni juures: 0, 0.1 ning 0.3 mm Cu. Esimese kahe filtratsiooni korral kasutati ekspositsiooniga 100 ms ning röntgentoru laengut 10 mAs. Suurima filtratsiooni korral kasutati parameetreid vastavalt 100 ms ning 20 mAs. Lisaks mõõdeti kiirguskvaliteeti, korduvust ning parandi linearsust erinevate kiirgusvälja mõõtmete ja röntgentoru laengute korral. Õhutemperatuur oli mõõtmiste ajal 22.1 °C, rõhk 996.7 hPa ning suhteline niiskus 29 %. Mõõtetulemused on esitatud lisas 1.1.

03.03.14 mõõdeti veel parandi sõltuvust doosikiirusest. Röntgentoru laeng hoiti konstantsena 10 mAs juures, kuid muudeti ekspositsiooniga. Kõik teised parameetrid olid samuti võrdsed eelmiste mõõtmistega. Õhutemperatuur oli 22 °C, rõhk 1003.7 hPa ning niiskus 26%. Vastavad mõõtetulemused on leitavad lisas 1.2.

Kuna Tervishoiu Kõrgkoolis polnud kohapeal võimalik õhurõhku mõõta, siis rõhud arvutati tagantjärele Eesti Meteoroloogia- ja Hüdroloogia Instituudi andmete järgi [20]. Kuna need rõhud on taandatud merepinnale, saab õige rõhu arvutada kui teada mõõtepaiga kõrgust

merepinnast. Maaameti kodulehel oleva kaardi [21] järgi on Tartu Tervishoiu Kõrgkool 71 m kõrgusel merepinnast.

4.1. Kiirgusvälja pindala

Kiirgusvälja pindala saab arvutada kasutades röntgenülevõtte DICOM-formaati salvestatud pilti. Pilti saab vaadata näiteks vabavaralise programmiga ImageJ [22]. Pildi pealt, nagu näidatud joonisel 3, on võimalik määrata pikslite arv, mille kiirgusvälja kumbki mõõde enda alla hõlmab. Hajumise ning kiirgusvälja ebahõltsuse tõttu ei saa aga vaadelda teravat üleminekut, kus kiirgusväli lõpeb. Sellest tingituna on kiirgusvälja piiriks kokkuleppeliselt loetud piksel, mis omab ligikaudu keskmist väärtust ülemineku maksimaalse ning minimaalse väärtuse suhtes – teisisõnu poolvarju keskmine piksel.



Joonis 3. Kiirgusvälja pindala määramine ülevõtte pildilt

Ühe piksli mõõtmete mõõtmiseks oli pildireseptori peale pandud joonlaud. Joonlaua abil sai määrata, mitu pikslit vastab kümnele sentimeetrile. Kuigi joonlaua skaala oli loetav vaid 40 ning 50 kV röntgentoru pinge juures, on need tulemused üldistatavad ka teistele pingetele ja kiirgusvälja suurustele, sest pilditöötluse käigus pildi mõõtmeid ei moonutata. Kiirgusvälja iga mõõde on seega võrdne ühe piksli pikkus korrutatuna seal olevate pikslite arvuga.

Erinevate mõõtmiste käigus kasutati valdavalt automaatika poolt näidatud kiirgusvälja suurust $15 \times 15 \text{ cm}^2$. Lisaks kasutati ka pindalaid 10×10 , 25×25 ning $33 \times 31 \text{ cm}^2$. Kuigi 03.03.14 mõõtmistel kasutati automaatika poolt näidatud sama pindala, tuli see siiski eraldi uuesti üle mõõta.

Pindalade määramatus tuleneb peamiselt kiirgusvälja piiride subjektiivsest hindamisest, mis sõltub piiri ülemineku sujuvusest ehk poolvarjust. Hinnanguliselt võib 10×10 ning

03.03.14 tehtud mõõtmisel olla pinna ühe külje pikkuse määramisel viga kuni 8 piksli pikkust. Teiste kasutatud pindalade korral on selleks kuni 4 pikslit. Ühe piksli pikkuse määramatust pole vaja arvestada, kuna selle hoolika määramise korral jääb sellest tingitud pindala määramatus väga väikeseks.

Pindala pildiretseptori tasandil A_r saab lihtsalt teisendada dosimeetri tasandile valemiga

$$A_d = A_r \frac{FDD^2}{FRD^2}. \quad (11)$$

Vastavalt valemile (10) on võimalik ka defineerida pindala dimensiooniga suurus, mis arvestab kiirguse lainefrondi sfäärilisust. Valemiga (12) defineeritud suurust nimetame edaspidi **keskmiseks pindalaks**. Kuigi füüsiliselt on taolist keskmistamist õigem käsitleda keskmise doosina, muudab eelnimetatud käsitlus arvutusi tunduvalt mugavamaks. Keskmise pindala määramatus võrdsustatakse lihtsuse mõttes valemi (11) põhjal arvutatava pindala määramatusega.

$$A_k = 4 \cdot FDD^2 \int_0^a \int_0^b \frac{1}{FRD^2 + x^2 + y^2} dx dy \quad (12)$$

Määramatuste arvutamiseks on tarvis veel teada seadmete ja fookustäpi vahelise kauguse määramatust, mis saadakse arvestades mõõteriista lahutusvõimet. Automaatika poolt näidatud retseptori kauguse lahutusvõime on 1 cm. Kuigi kasutatava mõõdulindi lahutusvõime on 1 mm, ei olnud seal kaugust nii täpselt kindlasti võimalik määrata. Seega selle näiliseks lahutusvõimeks võib samuti hinnata 1 cm. Määramatused mitme sõltumatu sisendsuuruse korral arvutatakse valemiga (13) [23].

$$u[Y(x_i)] = \sqrt{\sum_i \left(\frac{\partial Y}{\partial x_i} u(x_i) \right)^2} \quad (13)$$

4.2. Kiirguskvaliteet ja kiirgussaagis

Kiirguskvaliteet ehk HVL määrati kasutades sama eksperimendi ülesehitust 81 kV juures. Lisafiltratsiooni ei kasutatud. Esimese sammuna mõõdeti dosimeetriga doos tavaolukorras. Edaspidi lisati peale iga mõõtmist dosimeetri retseptori peale üks 0.98 mm paksune alumiiniumplaat ning mõõdeti tulemus uuesti. Maksimaalselt kasutati nelja plaati. Antud

meetodi juures on paratamatu, et kasutades järjest paksemaid materjali kihte, kiirguskvaliteet kasvab.

Kui mõõtmistel kasutatav dosimeeter suudab ka ise kiirguskvaliteeti hinnata, on see kõige lihtsam viis HVL määrata. Eksperimendis kasutatav Barracuda dosimeeter on selleks võimeline. Meetodi positiivne külg on, et pole tarvis sooritada kordumõõtmisi, kuna vastav väärtus arvutatakse iga mõõtmise kohta eraldi. Teisest küljest võib taolise meetodi määramatus olla üsna suur, kuna selleks kasutatakse vaid ühe mõõtepunkti andmeid. Barracuda jaoks on lubatud ebatäpsus 0.2 mm Al või 10 % mõõdetud väärtusest [24].

Teine moodus on kasutada nii-öelda graafilist meetodit. Lähtudes HVL definitsioonist saab kõik mõõtepunktid kanda pool-logaritmilisele graafikule ning leida katsepunkte ühendav sirge. Kiirguskvaliteedi kasvamise tõttu võib aga täpsem olla kasutada lähenduskõverat. Graafikult saab siis leida, mis paksusele vastab doosi vähenemine poole võrra. Määramatus tuleb võtta hinnanguliselt.

Röntgentoru kiirgussaagis mõõdeti moel, nagu kirjeldatud 4. peatüki alguses. Kiirgussaagise määramatus on puhtalt määratud dosimeetri täpsusega doosi mõõtmisel. Barracuda puhul on selleks 5 % mõõdetud väärtusest [24].

4.3. Korduvus ning linearsus

Korduvuse hindamiseks tehti korduskatseid kolmel erineval pingel nullise lisafiltratsiooni korral. 40 kV ja 109 kV juures tehti kolm kordumõõtmist, kus registreeriti DAP-meetri näidud. 81 kV juures mõõdeti aga 10 korda. Korratavust on mõistlik eelkõige määrata kõige tihedamini kasutatava röntgentoru pingel juures. Parema ülevaate saamiseks on soovitatav teha kordumõõtmisi ka ekstreemseimatel pingetel. Samas pole kõrgetel energiatel soovitatav palju katseid teha, sest see võib üleliia röntgentoru ja selle komponente koormata ning kulutada.

Lisaks korduvusele hinnati DAP-meetri linearsust kolme erineva muutuse suhtes. Esimene neist on kiirgusvälja suuruse linearsus. Pingel 81 kV, laengu 10 mAs ning nullise filtratsiooni korral arvutati 5 erineva pindala korral DAP-meetri parandid. Lisaks algselt 29.11.13 mõõdetud 4 pindalale saab veel arvestada ka 03.03.14 mõõdetud väärtust, sest siis oli mõõdetud pindala natukene erinev eelmistest mõõtmistest.

Ekspérimentaalselt hinnati ka doosikiiruse mõju DAP-meetri täpsusele. Mõõtmised viidi läbi kahes osas. Esimene kord jäeti ekspositsiooniaeg 100 ms konstantseks, kuid varieeriti laengut muutes röntgentoru voolu. Teisel korral jäeti laeng konstantselt 10 mAs suuruseks ning muudeti ekspositsiooniaega. Kõikidel juhtudel arvutati jälle parand kalibratsioonil saadud ning mõõdetud väärtuste suhtena.

Viimane komponent, mida käesolevas töös ekspérimentaalselt uuriti, on DAP-meetri näidu sõltuvus kiirguse energeetilisest koostisest. Selleks sooritati mõõtmised üheksal eri pingel ning kolmel erineval filtratsioonil nagu 4. peatüki alguses kirjeldatud. Taoline ekspériment on DAP-meetri kalibreerimisel kõige olulisem, sest see annab kõige enam kasutatavate parameetrite jaoks parandi näidatud ja nii-öelda tõelise DAPi väärtuse vahel.

Parandite määramatus koosneb kahest komponendist: DAP-meetri ning kalibratsioonil arvutatud DAPi määramatusest. Viimane neist on leitav valemi (13) abil kui kõik sisendsuurused on teada. DAP-meetri määramatus, mille hindamine ongi käesoleva töö üks põhieesmärke, pole aga teada. See hinnang antakse kõige hiljem ning seotakse tagantjärele mõõdetud tulemustega. Erinevate parameetrite lineaarsusest tingitud määramatused leitakse vastavast ekspérimentendist leitud parandite variatsioonikoefitsiendina. Kõik graafikutel ning tabelites esitatud määramatused, kui pole öeldud teisiti, on antud laiendmääramatusena katteteguriga 2.

5. TULEMUSED JA ANALÜÜS

Kiirgusvälja meetodi puhul on üks tähtsaimaid mõõtmisi kiirgusvälja pindala leidmine. Pildiretseptori peale pandud joonlaua abil osutus, et ühe piksli pikkuseks on 143.4 μm . Arvutades selle järgi retseptori piirlahutusvõime, saame 3.487 mm^{-1} . Piksli pikkus tootja teaviku järgi on 144 μm [25], mille järgi osutub lahutusvõimeks 3.472 mm^{-1} . Edasi oli mõõdetud andmete põhjal võimalik arvutada reaalsed pindalad. Pindalad koos määramatusega on esitatud järgnevas tabelis.

Tabel 1. Automaatika näidule vastavad reaalsed pindalad. Kõikide suuruste ühik on cm^2 .

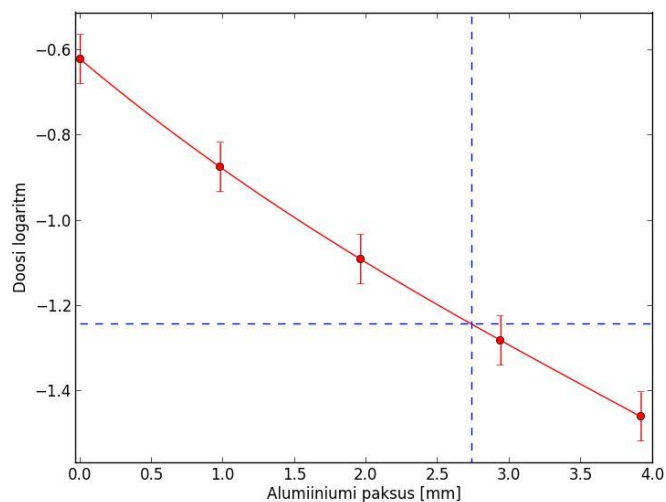
Automaatika näit	10 x 10	15 x 15	25 x 25	33 x 31	15 x 15 (03.03.14)
Pindala retseptoril	111.2(20)	239.5(15)	647.2(24)	1059.6(30)	233.6(28)
Pindala dosimeetril	71.2(16)	153.3(24)	414.2(64)	678(10)	149.5(28)
Keskmine pindala	71.1(16)	152.9(24)	411.4(64)	671(10)	149.1(28)

Järgmisena arvutati kiirguskvaliteet ning määrati röntgentoru kiirgussaagis. Kiirguse HVL määrati kahel erineval meetodil. Barracuda arvutuse kohaselt on HVL 3.04(36) mm Al ja graafilisel meetodil, mis on visualiseeritud kõrvaloleval graafikul, 2.74(30) mm Al. Kiirgussaagis erinevate pingete ning filtratsioonide korral on esitatud lisas 3.

DAP-meetri kordumõõtmiste

tulemused on nähtavad esimeses mõõteprotokollis lisas 1.1. Kui 81

kV ja 109 kV juures on tulemuste variatsioonikoefitsiendid vastavalt 0.156 % ning 0.169%, siis 40 kV juures on see 3.18 %. Taoline protsent jääb vastavalt standardile [3] lubatud 5% piiridesse, kuid on sellegipoolest suhteliselt suur variatsioon võrreldes teiste tulemustega. Üks põhjus selle seletamiseks võib olla vähese arvu katsepunktide olemasolu ning sellest tingituna juhuslike fluktuatsioonide suur mõju. Samas ka 109 kV juures tehti vaid kolm mõõtmist.



Joonis 4. HVL määramine graafilisel meetodil. Määramatused on antud ilma kattetegurita.

Kuna DAP-meetri näit on sõltuv kiirguse energeetilisest koostisest, võib põhjuseks olla ka väga suur erinevus kiirgusspektrites. Eeldades, et taoline suur variatsioon on vaid 40 kV juures ning kõikide teiste pingete juures on ta samas suurusjärgus teiste tulemustega, võime DAP-meetri A-tüüpi määramatuseks lugeda ligikaudu 0.2 %.

Tabel 2. DAP-meetri lineaarsus kiirgusvälja mõõtmete muutustele.

Automaatika näit	10 x 10	15 x 15 (II)	15 x 15	25 x 25	33 x 31
Mõõdetud DAP [$\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$]	3.22(53)	7.8(13)	7.9(13)	23.2(38)	38.5(64)
Doos [μGy]	536(31)	524(30)	541(31)	552(32)	558(32)
Arvutatud DAP [$\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$]	3.81(24)	7.83(48)	8.28(50)	22.7(14)	37.4(22)
Parand	1.18(21)	1.00(18)	1.05(18)	0.98(17)	0.97(17)

Kiirgusvälja pindala lineaarsusest tulenevaks variatsioonikoefitsiendiks saime 3.8 %. See tähendaks, et DAP-meetril on üsnagi suur kiirgusvälja mõõtmetest tingitud sõltuvus. Kõige ilmsem põhjus sellele nähtusele võib olla erinev hajuj- ja fookusvälise kiirguse mõju. Samuti võib rolli mängida ka külkaldeefekt. Ka tabelist 2 on näha, et pindala suurenedes ka mõõdetud doos üldiselt suureneb. Sellist efekti ideaalsel juhul, kui hajukiirgust pole, ei saa tekkida. Samas satub vaid väikene osa hajukiirgusest otse detektorile: enamus sellest hajub mujale. Igasugune kõrvalekalle ideaalsest kiirgusgeomeetriast vähendab antud meetodikaga saavutatavat täpsust. Sellest tingituna on suur määramatuse hinnang tingitud pigem valitud kalibreerimismetoodika puudustest, mitte tingimata DAP-meetri suurest veast. Parema hinnangu puudumisel jääme varem mainitud määramatuse hinnangu juurde.

Doosikiiruse lineaarsusest tingitud määramatus jääb suurusjärku 0.3 %. Muutes nii röntgentoru laengut kui ka säritusaega, suudab DAP-meeter mõõta hea lineaarsuse ning täpsusega. Seega osutub, et DAP-meetri näit on vähe sõltuv osakeste rekombinatsioonist selle kambris. Arvutatud andmed koos määramatustega on esitletud kahes järgnevas tabelis.

Tabel 3. DAP-meetri lineaarsus röntgentoru laengu muutustele.

Röntgentoru laeng [mAs]	5	10	16	20
Mõõdetud DAP [$\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$]	3.82(63)	7.8(13)	12.7(21)	15.9(26)
Doos [μGy]	263(15)	541(31)	874(50)	1087(63)
Arvutatud DAP [$\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$]	4.02(24)	8.27(50)	13.37(80)	16.6(10)
Parand	1.05(19)	1.06(19)	1.06(19)	1.04(18)

Tabel 4. DAP-meetri lineaarsus ekspositsiooniaja muutustele.

Ekspositsiooni aeg [ms]	25	50	80	100	140	200	280	400	500
Mõõdetud DAP [$\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$]	7.8(13)	7.8(13)	7.8(13)	7.8(13)	7.8(13)	7.7(13)	7.5(12)	7.6(13)	7.9(13)
Doos [μGy]	534(31)	529(31)	527(30)	524(30)	521(30)	517(30)	511(30)	512(30)	526(30)
Arvutatud DAP [$\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$]	7.96(49)	7.89(49)	7.86(48)	7.81(48)	7.77(48)	7.71(47)	7.62(47)	7.63(47)	7.85(48)
Parand	1.02(18)	1.01(18)	1.01(18)	1.00(18)	1.00(18)	1.00(18)	1.01(18)	1.00(18)	0.99(18)

Ekspimentaalselt viimane osa oli kiirguse energeetilise koostise uurimine. Tulemused on esitatud lisades 2.1-2.4. Kõikide filtratsioonide puhul on näha, et 40 kV juures on mõõdetud ja arvutatud DAPi väärtused üksteisest väga erinevad. Kuigi DAP-meetri kalibratsioonitunnistuse [26] järgi võib oletada, et 40 kV juures töötab seade reeglipäraselt, näitavad tulemused, et hälve mõõdetud ja tegeliku DAPi vahel võib olla väga suur. Seega kuvatud tulemus ei pruugi olla üldse usaldusväärne, mida kinnitab ka korratavuse hindamisel saadud tulemused. Arvutades kõikide filtratsioonide korral parandite variatsioonikoefitsiendi, saame 0, 0.1 ja 0.3 mmCu jaoks vastavalt 1.3, 1.7 ning 2.8 %. Määramatuse 2.8 % loeme DAP-meetri kiirguse energiast sõltuvaks määramatuseks. Koefitsientide arvutamisel on kõikidel juhtudel välja jäetud parand pingel 40 kV.

Lisaks eksperimendile, on DAP-meetri määramatust hinnatud ka keskkonnatingimuste kaudu. Õhutiheduse muutusest tingitud määramatust võib hinnata maksimaalse hälbe kaudu referentsväärtusest ekstreemseimatel tingimustel. Seda saab arvutada valemi (9) abil. Haiglatele pole siiani kehtestatud nõudeid, mis piiridesse peavad temperatuur ning õhuniiskus jääma. Sotsiaalministeeriumi määrus erihoolekandeteenuste ruumidele [27] aga määratleb need piirid vastavalt 19-27 °C ning 30-70 %, mis võiksid sarnaneda tingimustele haiglates. Õhurõhu piirideks võtame Eesti Meteoroloogia ja Hüdroloogia Instituudi andmetel 2013. aastal Eestis merepinnal oleva maksimaalse ja minimaalse väärtuse: vastavalt 1036.9 ja 966 hPa [28]. Kasutades valemit (9) ning eeltoodud andmeid, ilmneb, et suurim tiheduse hälve esineb kõrgetel temperatuuridel niiske ning madala rõhuga ilma korral, näiteks vihmasel suvepäeval. Ekstreemsetel tingimustel võib hälve olla kuni 8 %. Seda arvu võib käsitleda kui seadme maksimaalset riistaviga, mistõttu DAP-meetri standardmääramatus õhutiheduse fluktuatsioonide tõttu on 4.6 %. Standardi [3] järgi on õhurõhku, temperatuuri ning niiskust puudutavate määramatuste summa 5.6 %. Arvutustes kasutame enda meetodil hinnatud määramatust.

Viimase komponendina on käsitlemata veel DAP-meetri enda riistaviga. Kuna konkreetse seadme B-tüüpi määramatus on teadmata, arvestame selleks pessimistlikult standardi [3] järgi

lubatud maksimaalse määramatuse, milleks on laiendmääramatusel 10 %. Lisaks on alla $10 \mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$ olevate DAPide jaoks ka absoluutviga lugemi viimase kehtiva koha ulatuses. Seda aga ei arvestata, sest enamuse mõõtmiste jaoks osutub see suhtelise vea suhtes tühiseks. Lisafiltratsiooniga 40 kV mõõtmiste juures, kus DAPi väärtused võivad olla väga väikesed, põhjustab taoline eeldus aga määramatuse alahinnangut.

Senise käsitlemise järgi oleme saanud 7 erinevat määramatuse komponenti. DAP-meetri koondmääramatuse arvutamiseks on tarvis need kokku liita. Kuna korratavusest ning doosikiiruse lineaarsusest tingitud määramatused on tühised võrreldes teistega, jätame nad arvutustest välja. Koondmääramatuseks osutub 8.27 %. DAP-meetri laiendmääramatus katteteguriga 2 on seega 16.5 %. Tulemus on väiksem kui DAP-meetrite standardis lubatud 25%. Samas ei tohiks seda numbrit võtta kui puhast tõde. Eelneva arvu saamisel on tehtud mitmeid kasutatud meetodikast tingitud eeldusi, mis alati ei pruugi paika pidada. Lisaks kõigele on taoline hinnang saadud ühe konkreetse DAP-meetri jaoks, mistõttu ei saa tulemust üldistada kõikide sarnaste seadmete jaoks.

6. KOKKUVÕTE

Doospindalamõõtur (DAP-meeter) on diagnostilises radiograafias kasutatav mõõteseade, et hinnata patsiendidoosi. Kuna ioniseeriva kiirguse kasutamine meditsiinis muutub järjest populaarsemaks ning moodustab üha suurema osa kõikidest allikatest saadavast efektiivdoosist, on vaja tegeleda patsiendidooside optimeerimisega. Selleks on aga vaja korrektselt kalibreeritud mõõteriistu.

Töö eesmärk oli kalibreerida Tartu Tervishoiu Kõrgkoolis oleva radiograafiasüsteemi integreeritud DAP-meetrit ning hinnati tema näitel taoliste seadmete määramatust. Kalibreerimiseks kasutati kiirgusvälja meetodit, mis põhineb dosimeetriga neeldumiskoosi ning röntgenülesvõtte pildi pealt kiirgusvälja pindala mõõtmisel. Määramatuse hindamisel mõõdeti DAP-meetri lineaarsust kiirgusvälja mõõtmete ning doosikiiruse muutustele, korduvust ja sõltuvust kiirguse spektrist. Lisaks hinnati õhutiheduse võimalikku mõju mõõtemääramatusele. DAP-meetri B-tüüpi määramatus hinnati IEC 60580 standardiga maksimaalse lubatava väärtuse järgi. Näidati ka kuidas arvutada kiirguse poolnõrgestuspaksust (HVL) ning määrati röntgentoru kiirgussaagis erinevatel röntgentoru piikpingetel ning filtratsioonidel.

Määramatuse allikatest hindasime suurimaks DAP-meetri B-tüüpi standardmääramatuseks 5 %. Märkimisväärset mõju avaldasid ka õhutihedusest tingitud muutused, kiirgusvälja suuruse muutmine ning kiirguse energeetiline koostis. Korduvus ning doosikiirusest sõltuvus osutusid määramatuse seisukohast tühiseks. DAP-meetri laiendmääramatuseks katteteguril 2 hindasime antud meetodika järgi 16.5 % selle näidust. Lisaks osutus, et antud DAP-meetri puhul ei ole soovituslik mõõta röntgentoru pingel 40 kV selle suure määramatuse tõttu. Sellest johtuvalt ei ole DAP-meetrit soovitatav kasutada pingetel ja filtratsioonidel, mida ei ole varasemalt kalibreeritud.

7. SUMMARY

Calibration of integrated dose area product meter of digital radiography system

Dose area product meter (DAP-meter) is a measuring device used in diagnostical x-ray imaging in medicine for assessing patient dose. Because the usage of radiation in medicine is getting more common, more people are potentially receiving high doses of radiation. For that reason, it is necessary to optimize the doses used in medical examinations. The first necessity for dose optimisation is to have measuring system that is well calibrated.

A DAP-meter in its principle is a free-air ionization chamber with parallel plate geometry. Its plates, which are coated with a conductive film, are on different electrical potentials. When radiation ionizes air particles in the chamber, the opposite signed ions are collected on the walls and the total charge can be measured. This can be calculated into dose area product.

The goal of this thesis is to calibrate a DAP-meter and assess its uncertainty. The measurements were made in Tartu Health Care College. Calibration was performed using the beam area method. The main idea behind the method is to measure the dose with a dosimeter and the beam area from the image of the exposition. The total uncertainty was assessed using its repeatability, linearity to changes in beam area, dose area product rate, radiation spectrum and relative intrinsic error. Also the effect of air density was evaluated.

Combined standard uncertainty was found to be 16.5 % ($k = 2$) of the DAP-meter reading. Also it was found, for the specific device, it is not recommended to use it with x-ray tube voltages of 40 kV. In fact, it is not recommended to use DAP-meters with voltages and filtrations that have not been calibrated.

8. TÄNUAVALDUSED

Eelkõige soovin tänada Kalle Keplerit, kelle juhendamisel kogu see töö valmis. Olen tänulik igakülgse abi ja meditsiinifüüsika valdkonna üldise tutvustamise eest. Väärtustan ka vabadust kirjutada töö omanäoliselt.

Lisaks tänan ka kõiki oma kolleege, vanemaid ja teisi, kelle innustavad sõnad, head mõtted, konstruktiivne kriitika ja üldine toetus on mind aidanud. Veel rohkem olen tänulik kõikidele, kes on minu elu raskemaks või ebameeldivamaks teinud oma laiskuse, isekuse, hoolimatuse, alusetu kriitika ja muuga. Kõik see võimaldab minul tugevamaks inimeseks saada ning hoida oma sihid paigas ka tulevikus.

Viimaks tahan tänada Eesti Ameerika Fondi ning Tartu Ülikooli Sihtasutust toetuse eest, mis lihtsustas minu seniste õpingute lõpetamist ning järgnevate alustamist.

9. KASUTATUD KIRJANDUS

1. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation, „Sources and effects of ionizing radiation“, UNSCEAR 2008, Report to the General Assembly with Scientific Annexes, Volume I, Annex A: Medical radiation exposures, United Nations: New York, 2010
2. Institute of Physics and Engineering in Medicine, „Guidance on the Establishment and Use of Diagnostic Reference Levels for Medical X-ray Examinations“, IPEM Report 88, United Kingdom, 2004
3. International Electrotechnical Commission, „Medical electrical equipment - Dose area product meters“, IEC 60580:2000, 2000
4. Attix F. H., „Introduction to radiological physics and radiation dosimetry“, WILEY-VCH Verlag GmbH & Co. KgaA, Weinheim, 2004, pp 26-27, 326-332
5. International Atomic Energy Agency, „Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice“, IAEA, Tech. Report 457, Vienna, 2007
6. International Commission on Radiological Protection , „1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection“, ICRP Publication 60, Ann. ICRP 21 (1-3), 1991
7. International Commission on Radiological Protection , „The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection“, ICRP Publication 103, Ann. ICRP 37 (2-4), 2007
8. Kepler K., Vladimirov A., Kepler J., „Juhend meditsiiniradioloogia protseduuridel patsiendidoosi hindamiseks“ (kavand), Sotsiaalministeerium, 2013
9. Larsson P., „Calibration of ionization chambers for measuring air kerma integrated over beam area in diagnostic radiology: factors influencing the uncertainty in calibration coefficients“, Linköping, 2006
10. Ahmed S. N., „Physics and Engineering of Radiation Detection“, Academic Press, Great Britain, 2007, pp 169-182, 198-207
11. Hobbie R. K., Roth B. J., „Intermediate Physics for Medicine and Biology, Fourth Edition“, Springer, 2007, p 440
12. Bohren C. F., Albrecht B. A., „Atmospheric Thermodynamics“, Oxford University Press, New York, 1998, pp 192-198, 384

13. Toroi P., „Calibration of kerma-air product meters with a patient dose calibrator“, STUK – Radiation and Nuclear Safety Authority, 2010
14. Bushberg J.T., et al, „The Essential Physics of Medical Imaging, Second Edition“, Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, 2002, pp 48-51, 97-114
15. Cranley K., et al, „Catalogue of diagnostic x-ray spectra and other data“, IPEM Report 78, The Institute of Physics and Engineering in Medicine, York, 1997
16. Aichinger H., et al, „Radiation Exposure and Image Quality in X-Ray Diagnostic Radiology: Physical Principles and Clinical Applications, Second Edition“, Springer-Verlag, 2012, pp 70-72
17. Pianykh O. S., „Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM): A Practical Introduction and Survival Guide“, Springer-Verlag, 2008, pp 3-5
18. Parviainen T., „The DAP Meter“, STUK – Radiation and Nuclear Safety Authority
19. Toroi P., „Field calibration of KAP meters“, STUK – Radiation and Nuclear Safety Authority, 2008
20. Eesti Meteoroloogia- ja Hüdroloogia Instituudi ilmavaatlused, õhurõhk merepinnal, http://www.emhi.ee/index.php?ide=21&v_kiht=3, vaadatud 15.05.14
21. Maa-ameti kaardirakendus, <http://xgis.maaamet.ee/xGIS/XGis>, vaadatud 15.05.14
22. Image Processing and Analysis in Java, <http://imagej.nih.gov/ij/>, vaadatud 26.05.14
23. Jakobson E., Konspekt aines „Mõõtmised ja mõõtemääramatud“, Tartu, 2012
24. Barracuda and QABrowser, Reference Manual, version 4.3A
25. Ysio wi-D: A move to flexibility, www.siemens.com/medical
26. Calibration Certificate for transparent KERMAX-plus CAN Systems, Model nr. 120-131 ZK CAN, Serial nr. 01C03148, 30.11.11
27. Sotsiaalministeeriumi määrus „Tervisekaitseõuded erihoolekandeteenustele ja eraldusruumile“, RT I, 08.08.2013, 2, § 7 lõiked 2 ja 3
28. Eesti Meteoroloogia- ja Hüdroloogia Instituudi kuu ja aasta kokkuvõtted, <http://www.emhi.ee/index.php?ide=6>, vaadatud 15.05.14

10. LISAD

Lisa 1.1. Mõõtmisprotokoll 29.11.13

Kuupäev	29.11.2013
Temperatuur	22.1 °C
Õhurõhk	996.7 hPa
Niiskus	29%

Dosimeetri kaugus fookustäpist: 100 cm

Pildireseptori kaugus fookustäpist: 125 cm

Filtratsioon 0, laeng 10 mAs, pindala 15 x 15

Pinge [kV]	40	50	60	70	81	90	100	109	121
DAP [$\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$]	0.96	2.32	4.03	5.93	7.8	9.47	11.34	13.01	15.21
Doos [μGy]	87.34	174.6	280.4	401.7	536.7	662.9	805.7	939.4	1126

Filtratsioon 0.1 mmCu, laeng 10 mAs, pindala 15 x 15

Pinge [kV]	40	50	60	70	81	90	100	109	121
DAP [$\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$]	0.16	0.85	1.79	2.91	4.21	5.33	6.62	7.84	9.49
Doos [μGy]	23.58	63.83	121.6	195	285	368.2	472.1	571.4	713.4

Filtratsioon 0.3 mmCu, laeng 20 mAs, pindala 15 x 15

Pinge [kV]	40	50	60	70	81	90	100	109	121
DAP [$\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$]	0.03	0.48	1.4	2.58	4.21	5.71	7.49	9.18	11.68
Doos [μGy]	8.75	36.85	87.09	163.1	269.3	378.5	516.9	655.8	866.7

Pindala lineaarsus: pinge 81 kV, laeng 10 mAs, filtratsioon 0

Mõõde [cm^2]	10x10	15x15	25x25	33x31
DAP [$\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$]	3.22	7.89	23.19	38.49
Doos [μGy]	535.9	541.3	551.5	558.1

Laengu lineaarsus: pinge 81 kV, pindala 15 x 15, filtratsioon 0

Laeng [mAs]	5	10	16	20
DAP [$\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$]	3.82	7.82	12.66	15.94
Doos [μGy]	263.1	540.6	874.4	1087

Korratavus: pindala 15 x 15, filtratsioon 0, laeng 10 mAs

Pinge [kV]	DAP [$\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$]									
40	0.96	1.07	1							
81	7.8	7.82	7.89	7.82	7.88	7.8	7.82	7.89	7.83	7.89
109	13.01	12.94	12.95							

Lisa 1.2. Mõõtmisprotokoll 03.03.14

Kuupäev	3.03.2014
Temperatuur	22 °C
Õhurõhk	1003.7 hPa
Niiskus	26%

Dosimeetri kaugus fookustäpist: 100 cm

Pildireseptori kaugus fookustäpist: 125 cm

Aja lineaarsus: pinge 81 kV, pindala 15 x 15, laeng 10 mAs, filtratsioon 0

Säritusaeg [ms]	25	50	80	100	140	200	280	400	500
DAP [$\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$]	7.78	7.84	7.81	7.84	7.77	7.73	7.52	7.64	7.89
Doos [μGy]	533.7	529.3	527	523.9	521.2	516.7	511.1	511.5	526.1

Lisa 2.1. Parandid erinevatel pingetel ning filtratsioonidel

Filtratsioon 0, laeng 10 mAs, pindala 15 x 15

Pinge [kV]	40	50	60	70	81	90	100	109	121
Parand	1.39(24)	1.51(20)	1.06(19)	1.04(18)	1.05(19)	1.07(19)	1.09(19)	1.10(19)	1.13(20)

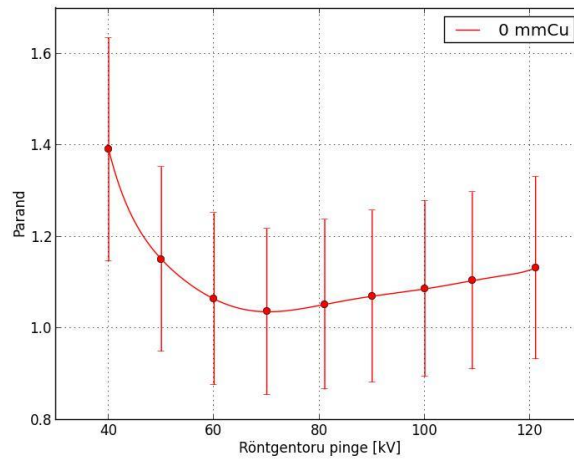
Filtratsioon 0.1 mmCu, laeng 10 mAs, pindala 15 x 15

Pinge [kV]	40	50	60	70	81	90	100	109	121
Parand	2.25(40)	1.15(20)	1.04(18)	1.02(18)	1.04(18)	1.06(19)	1.09(19)	1.11(20)	1.15(20)

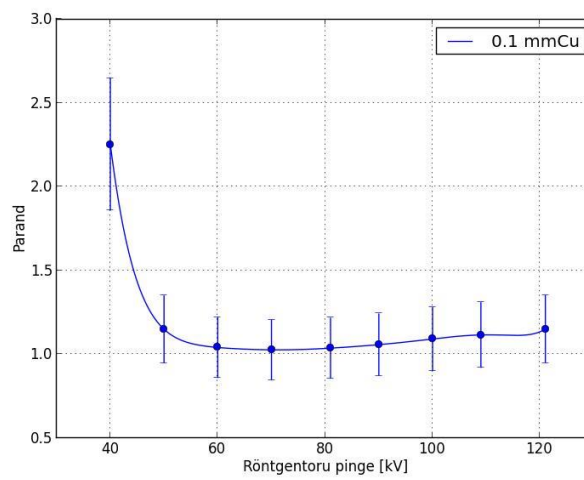
Filtratsioon 0.3mmCu, laeng 20 mAs, pindala 15 x 15

Pinge [kV]	40	50	60	70	81	90	100	109	121
Parand	4.46(78)	1.17(21)	0.95(17)	0.97(17)	0.98(17)	1.01(18)	1.06(19)	1.09(19)	1.13(20)

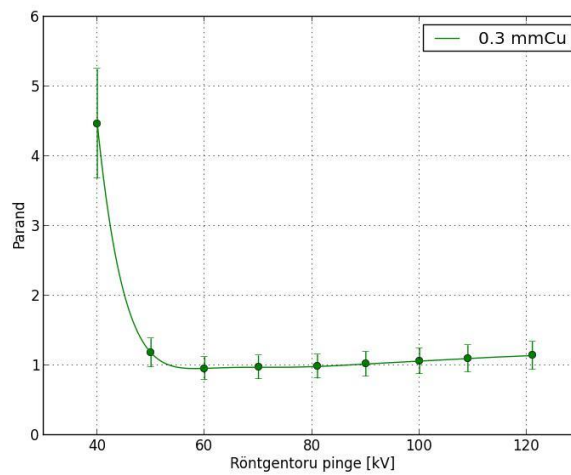
Lisa 2.2. Parandid ilma lisafiltratsioonita



Lisa 2.3. Parandid lisafiltratsiooniga 0.1 mmCu



Lisa 2.4. Parandid lisafiltratsiooniga 0.3 mmCu



Lisa 3. Kiirgussaagis kolmel erineval filtratsioonil

Filtratsioon 0, laeng 10 mAs, pindala 15 x 15

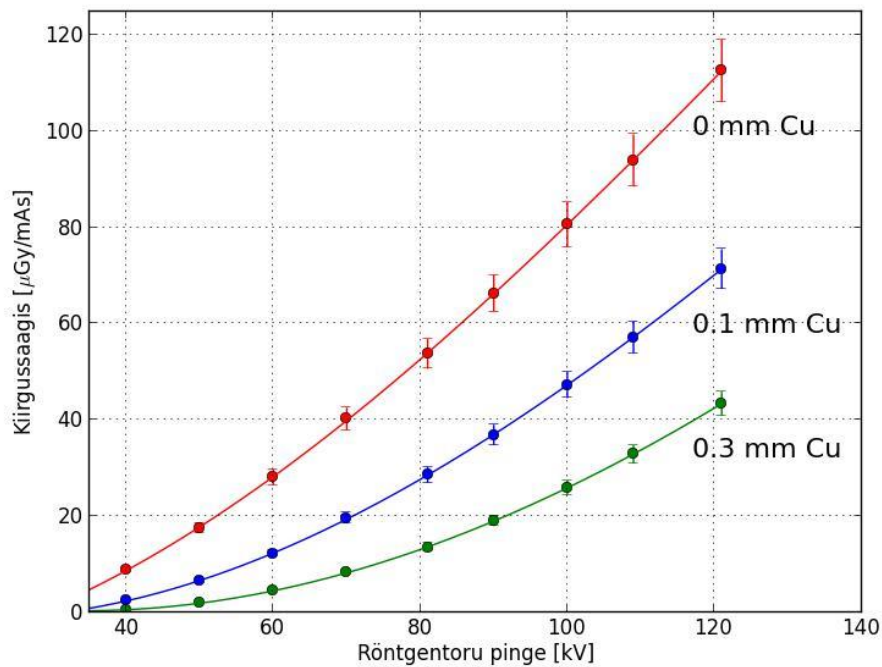
Pinge [kV]	40	50	60	70	81	90	100	109	121
Saagis [$\mu\text{Gy/mAs}$]	8.73(50)	17.5(10)	28.0(16)	40.2(23)	53.7(31)	66.3(38)	80.6(47)	93.9(54)	112.6(65)

Filtratsioon 0.1 mmCu, laeng 10 mAs, pindala 15 x 15

Pinge [kV]	40	50	60	70	81	90	100	109	121
Saagis [$\mu\text{Gy/mAs}$]	2.36(14)	6.38(37)	12.16(70)	19.5(11)	28.5(16)	36.8(21)	47.2(27)	57.1(33)	71.3(41)

Filtratsioon 0.3mmCu, laeng 20 mAs, pindala 15 x 15

Pinge [kV]	40	50	60	70	81	90	100	109	121
Saagis [$\mu\text{Gy/mAs}$]	0.438(25)	1.84(11)	4.35(25)	8.16(47)	13.47(78)	18.9(11)	25.8(15)	32.8(19)	43.3(25)



Lihtlitsents lõputöö reprodutseerimiseks ja lõputöö üldsusele kättesaadavaks tegemiseks

Mina, Joosep Michelis,

1. annan Tartu Ülikoolile tasuta loa (lihtlitsentsi) enda loodud teose „Täisdigitaalse radiograafiasüsteemi integreeritud doospindalamõõduri kalibreerimine“, 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, **27.05.2014**