

Tartu Ülikool  
Loodus- ja tehnoloogiateaduskond  
Füüsika Instituut

Sigrid Kuuse

**Täisdigitaalses mammograafiasüsteemis pealelangeva õhukerma ja  
keskmise rinnanäärmedoosi näidiku kalibreerimine**

Bakalaureusetöö

Juhendaja: Kalle Kepler, PhD

Kaitsmisele lubatud .....

Juhendaja .....

*allkiri, kuupäev*

Tartu 2015

# SISUKORD

KASUTATUD LÜHENDID .....	3
1. SISSEJUHATUS .....	4
2. KIRJANDUSE ÜLEVAADE .....	6
2.1. Mammograafilised sõeluuringud ja rinnavähk .....	6
2.1.1. Mammograafiliste sõeluuringute eesmärk .....	6
2.1.2. Mammograafilise sõeluuringu läbiviimine .....	6
2.1.3. Rinnavähi avastamise sagedus .....	7
2.1.4. Mammograafiliste uuringutega kaasnevad riskid .....	7
2.2. Mammograafi ehitus .....	8
2.3. Mammograafilise kujutise teke, ülesvõttegeomeetria ja projektsioon .....	12
2.4. Mammograafias kasutatavad mõisted .....	14
2.5. Dosimeetrilised meetodid ja nende võrdlus .....	17
3. METOODIKA JA APARATUUR .....	19
3.1. Poolnõrgenemispaksus (HVL) .....	20
3.2. Pealelangev õhukerma (K) .....	21
3.3. Keskmise rinnanäärmedoos (MGD) .....	21
4. TULEMUSED JA ANALÜÜS .....	23
5. KOKKUVÕTE .....	32
6. SUMMARY .....	33
7. TÄNUAVALDUSED .....	34
8. KASUTATUD KIRJANDUS .....	35
9. LISAD .....	37

## KASUTATUD LÜHENDID

MGD – keskmine rinnanäärmedoos (ingl *mean glandular dose*)

MLO – mediolateraalne põikprojektsioon (ingl *mediolateral oblique*)

CC – kraniokaudaalne põikprojektsioon (ingl *craniocaudal view*)

K – pealelangev õhukerma (ingl *incident air kerma*)

CEC – Euroopa Komisjon (ingl *European commission* ehk *Commission of European Communities*)

ICRU – Rahvusvaheline kiirguse mõõtühikute ja mõõtmiste komisjon (ingl *International Commission of Radiation Units & Measurements*)

IAEA – Rahvusvaheline Aatomienergia Agentuur (ingl *International Atomic Energy Agency*)

IEC – Rahvusvaheline Elektrotehnika Komisjon (ingl *International Electrotechnical Commission*)

NCRP – USA Kiirguskaitse Riiklik Nõukogu (ingl *National Council on Radiation Protection & Measurement*)

HVL – poolnõrgenemispaksus (ingl *half value layer*)

FDD – fookuse ja doosidetektori vaheline kaugus (ingl *focus to detector distance*)

PMMA – polümetüülmetakrülaat (ingl *poly methyl methacrylate*)

## 1. SISSEJUHATUS

Mammograafia on rinnauuring, mille käigus uuritakse ja kontrollitakse rindu võimaliku rinnavähi tuvastamise eesmärgil, kasutades selleks röntgenkiirgust [1]. Uuringu käigus kiirguselt saadavat doosi väljendatakse sageli keskmise rinnanäärmedoosina (MGD, ingl *mean glandular dose*), mida peetakse mammograafias üheks tähtsamaks dosimeetriliseks suuruseks. Kahjuks puuduvad MGD üle-euroopalised diagnostilised referentsväärtused, kuid praegu lähtutakse Euroopas kehtivatest aktsepteeritavatest ja saavutatavatest tasemetest [2].

Vähendamaks kiirguriske patsiendile üritatakse radioloogia hea tava järgi keskmist rinnanäärmedoosi väärtust optimeerida võimalikult väikeseks, kuid samal ajal säilitades mammogrammi diagnostilist kvaliteeti. See ülesanne ei ole lihtne, kuna eeldab põhjalikke teadmisi kiirgusdoosi ja pildikvaliteeti mõjutavatest teguritest ning pildi kvaliteedi üldtunnustatud kriteeriumite olemasolu [2]. MGD aktsepteeritava taseme ületamist võib põhjustada rinnakoe suur tihedus (mõjutab kiirguse liigset neelavust), vähene kompressioon, halb positsioneerimine ning mitteoptimaalsed tehnilised parameetrid (röntgentoru pinge, kiirguse poolnõrgenemispaksuse (HVL, ingl *half value layer*) ja röntgentoru laengu  $Q$  väärtused). Usaldusväärse MGD väärtuse saamiseks on vajalik, et mammograafi doosinäidikud oleksid kalibreeritud ja kvaliteeditestid sooritatud.

Käesoleva töö eesmärk on pealelangeva õhukerma ja keskmise rinnanäärmedoosi näidiku kalibreerimine, milleks on vajalikud kiirgussaagise ja poolnõrgenemispaksuse mõõtmised röntgentoru erinevatel pingetel ja erinevate anoodi ja filtri kombinatsioonide korral, ja meetodika väljatöötamine. Kalibreerimise tulemusena peaksid hinnangulised pealelangeva õhukerma ( $K$ , ingl *incident air kerma*) ja MGD määramatused Euroopa Komisjoni (CEC, ingl *European Commission*) poolt seatud tasemest  $\pm 25\%$  [3] või Rahvusvahelise Aatomienergia Agentuuri (IAEA, ingl *International Atomic Energy Agency*) poolt määratud hea tava järgi tasemest  $\sim 20\%$  [4] jääma alla poole. Uuritav seade on Tartu Tervishoiu Kõrgkoolis olev Siemensi täisdigitaalne mammograaf Mammomat Inspiration.

Eestis soovitatakse [2] MGD mõõtmisel kasutada Euroopa Komisjoni (CEC, ingl *European Commission*) ja Rahvusvaheline Elektrotehnika Komisjon (IEC) ekspertide poolt välja töötatud dosimeetrilist meetodit, kuid mujal maailmas kasutatakse ka muude organisatsioonide nagu Rahvusvaheline kiirguse mõõtühikute ja mõõtmiste komisjon

(ICRU, ingl *International Commission of Radiation Units & Measurements*), Rahvusvaheline Aatomienergia Agentuur (IAEA) ja USA Kiirguskaitse Riiklik Nõukogu (NCRP, ingl *National Council of Radiation Protection & Measurement*) poolt kirjeldatud meetodeid. Käesolevas töös võrreldakse neid meetodeid – mingil määral kindlasti mõjutab kasutatav meetodika ka määratavaid MGD väärtuseid. Antud töös uuritava seadme poolt rakendatavaid MGD väärtuseid on võrreldud CEC poolt määratud aktsepteeritavate ja saavutatavate tasemetega.

## **2. KIRJANDUSE ÜLEVAADE**

### **2.1. Mammograafilised sõeluuringud ja rinnavähk**

#### **2.1.1. Mammograafiliste sõeluuringute eesmärk**

Kõige suurema suremusega ja ka enamlevinud vähiliik on rinnavähk. 2002. aastal diagnoositi üle maailma rohkem kui miljonil inimesel rinnavähk. Rinnavähi suure leviku tõttu on selle avastamiseks korraldatud sõeluuringuid teatud vanuses naistele, kellel on haigestumise tõenäosus suurim (Eestis üle 50 a vanustel naistel). Haiguse diagnoosimine varajases staadiumis, kui sümptomid ei ole veel tekkinud – see võimaldab vähendada vähki suremust [5].

2002. aastal osales Eestis sõeluuringutes umbes 15 000 naist, kellest avastati rinnavähk 98 naisel ja neist 71,4% oli rinnavähk varajases staadiumis. 2009. aastal osales juba üle 30 000 naise, kellest avastati rinnavähk 128 naisel ning neist 74,6% oli vähk varajases staadiumis. Aastatega on osalus sõeluuringutel suurenenud ning rinnavähi esinemissagedus selle tõttu vähenenud [6].

Enamasti esineb rinnavähk naistel, kuid ka mehed ei ole rinnavähi eest kaitstud. Meestel esineb rinnavähk 1% kõikidest aastas avastatud juhtumitest, mistõttu ei räägita väga sageli meestel esinevast rinnavähist. Varajases staadiumis rinnavähi avastamine võimaldab arstidel enamasti inimest vähist terveks ravida [1].

#### **2.1.2. Mammograafilise sõeluuringu läbiviimine**

Sõeluuringuid alustati Eestis 2002. aastal Eesti Vähifondi poolt ning seda rahastab Eesti Haigekassa. Uuringuid teostatakse paikselt Tallinnas, Tartus ja Pärnus naistele vanuses 49 – 59 eluaastat ning lisaks teistes Eesti maakondades kahe mobiilse mammograafia (mammograafiabuss) [6].

Mammograafia on tehniliselt üks kõige kõrgemate kvaliteedinõuetega radiograafilisi läbivaatusi, mille käigus tehakse rinnast röntgenülesvõtte kahes projektsioonis: kraniokaudaalne (CC, ingl *craniocaudal view*) ja mediolateraalne põikprojektsioon (MLO, ingl *mediolateral oblique*). Röntgenülesvõtte tulemust ehk röntgenpilti mammograafias nimetatakse mammogrammiks. Protseduuri viib läbi radioloogiatehnik, kes positioneerib rinna ning surub selle kahe plaadi vahel piisavalt kokku, et ioniseeriva kiirguse mõju ehk kiirgusdoos oleks minimaalne. Lisaks on kompressioon tarvilik pildi kvaliteedi

parandamiseks ja hajukiirguse vähendamiseks. Paksem kude langetab mammogrammi kvaliteeti ehk anatoomiline struktuur ei ole mammogrammil terav ja rinnanääre saab rohkem doosi. Õhema koe puhul on mammogramm teravam ning radioloogil on lihtsam märgata pildil koe muutusi [2] [5] [7].

### **2.1.3. Rinnavähi avastamise sagedus**

2002. aastal avastati 6,6 rinnavähi juhtumit 1000 uuritud naise kohta, kuid 2009. aastaks oli vähenenud vähi avastamise sagedus 4,2 juhtumini 1000 uuritu kohta ning praeguseks on see arv säilinud samana. Rinnavähi avastamise sagedust mõjutab ka osavõtt sõeluuringutest, mis on Eestis üsna madal. Kui 2003. aastal osales sõeluuringutel umbes 35% kutsututest, siis nüüdseks on osalus üle 50%. Osalusaktiivsus võiks küündida siiski 75% juurde nagu Rootsis. Varajases staadiumis rinnavähi avastamine võimaldab arstidel inimest vähist suure tõenäosusega terveks ravida, mistõttu on osalusaktiivsus tähtis [6]

### **2.1.4. Mammograafiliste uuringutega kaasnevad riskid**

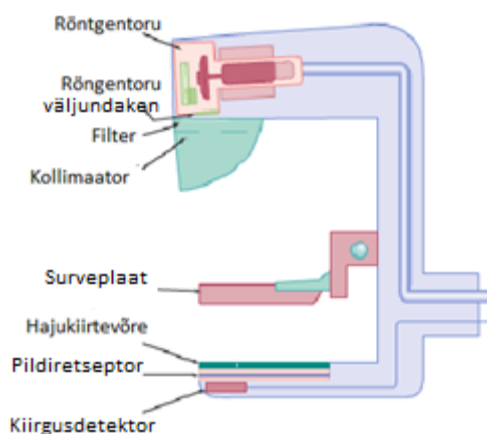
Ioniseeriva kiirguse kasutamine on vajalik mammograafilise pildi saamiseks ning paratamatult kaasneb sellega ka risk kiirguslikult indutseeritud vähi tekkeks. 2010. aastal avaldas R.Edward Hendrick uurimistöo mammograafias kasutatava ioniseeriva kiirguse mõjust patsientidele. Antud töös on järeldatud, et 100 000 uuritu kohta põhjustab mammograafias (mõlema rinna CC ja MLO projektsioon) kasutatav kiirgus vähki vaid 1,3 – 1,7 inimesel [8].

Mammogrammi valesti lugemisel võib esineda valepositiivseid ja valenegatiivseid tulemusi. Valenegatiivse tulemuse võib põhjustada mammogrammi halb kvaliteet, halb positsioneerimine, ebapädev mammogrammi lugemine ja vähi peitlikkus. Valepositiivse tulemuse võib põhjustada vähene kompressioon, halb positsioneerimine, ja radioloogi ebapädev mammogrammi lugemine [7].

Valepositiivsele tulemusele võivad järgneda edaspidised ebavajalikud uuringud nagu biopsia, ultraheliuuring või magnetresonantstomograafia. Valenegatiivse tulemuse saamisel võib vähk edasi areneda ning sümptomite ilmnemisel võib patsient eirata vähi olemasolu [6].

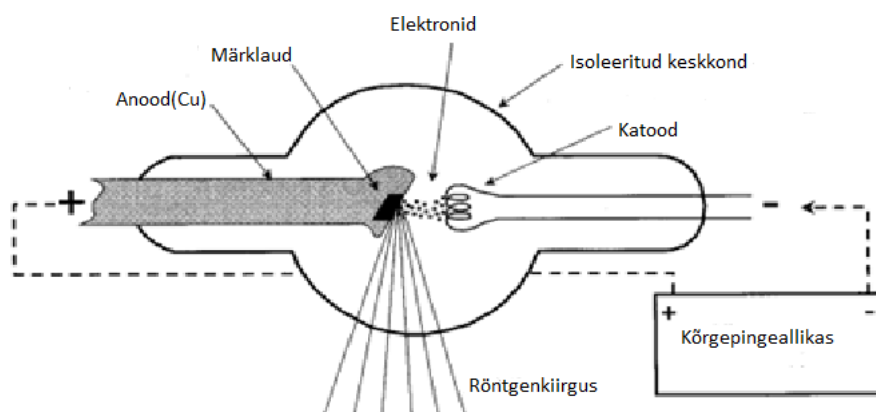
## 2.2. Mammograafi ehitus

**Mammograafi** (joonis 2.2.1) põhilised komponendid on röntgentoru, filter, kollimaator, surveplaat, hajukiirteväre ja pildireseptor (film, forfoorplaat või tänapäeval enamasti täisdigitaalplaat). Need viis komponenti omavad kõige tähtsamat rolli: röntgentoru tekitab kiirguse, filter eemaldab kiirguse, mida ei saa kasutada kujutise tekitamiseks, kollimaator suunab kiirgust, piirab kiirgusvälja sobivasse ulatusse [9].



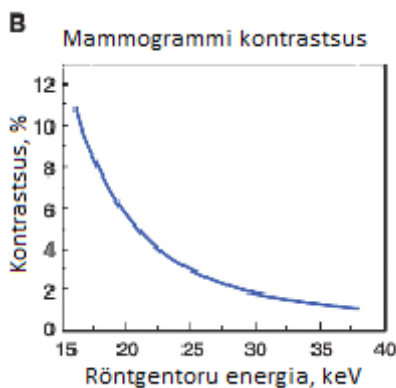
**Joonis 2.2.1.** Mammograafi ehitus [9].

**Röntgentoru** (joonis 2.2.2) koosneb anoodist ja katoodist, mille vahele rakendatakse kõrgepinge. Negatiivselt laetud katoodist liiguvad elektronid positiivselt laetud anoodi poole. Anoodi märklaud (anoodi kattekiht) on materjalist, millega elektronid astuvad vastastikmõjusse ning röntgenkiirgus anoodilt kiirgub edasi suundades, mis sõltuvad märklaua kaldenurgast. Pöörduv märklaua pind on katood-anoodi-telje risttasapinna suhtes kaldu 7 – 20 kraadi (tavaliselt 12 – 15 kraadi). Mammograafilise röntgentoru väljundaken on berülliumist, mis laseb madalama energiaga kiirgust paremini läbi kui röntgentoru klaaskest [9].



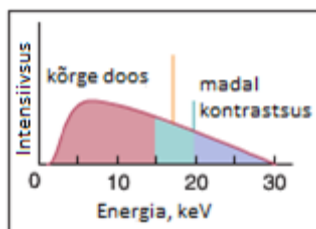
**Joonis 2.2.2.** Röntgentoru ehitus [9].

Mammogrammil on normaalne rinnanäärme- ja vähirakkudega rinnakude kõige paremini eristatavad teatud **energiavahemikus**. Röntgenkiirgus tekitab hea kontrastsusega mammogrammi energiatel <15 keV, mis on väga madal energia. Suurendades energiat kõrgemaks kui 35 keV, muutub koepilt kehvemaks ning ei ole võimalik eristada vähirakkudega kude ja normaalset kude (joonis 2.2.3) [9].



**Joonis 2.2.3.** Mammogrammi kontrastsus vastavalt röntgenspektri maksimaalsele energiaväärtustele [9].

Kui kasutatava kiirguse energia on liiga väike ehk <10 keV, siis kontrastsus on kõrge, kuid koele üle antud energia (doos) kogus on liiga suur ja pildireseptorini jõuab pildi tekitamiseks liiga vähe footoneid. Normaalse kontrastsusega ning normaalse neeldunud doosi väärtus on saavutatav mammograafias energiavahemikus 10-15 keV (joonis 2.2.4) [9].

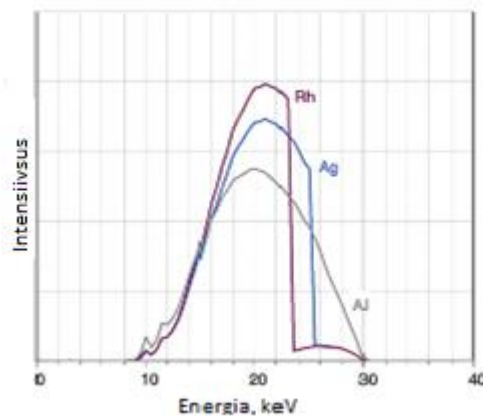


**Joonis 2.2.4.** Neeldunud doos röntgenspektri erinevates piirkondades [9].

**Röntgentoru filter** eemaldab selektiivselt madalaima ja kõrgeima energiaväärtusega kiirguse ning laseb läbi vaid kasulike energiaväärtustega kiirguse. Filtri efektiivse toimimise tagab sobiva filtrimaterjali valik **anood/filter-kombinatsioonis** [9].

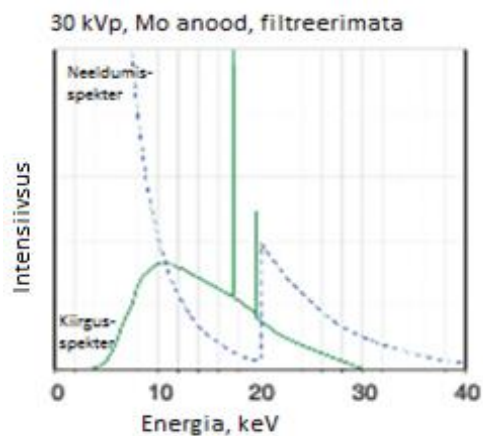
Mo (molübdeen) anoodi puhul on filtriiks Mo või Rh (roodium). Rh anoodi puhul on filtriiks üldiselt Rh. W (volfram) anoodi puhul on filtritiks Rh, Ag (hõbe) või Al (alumiinium). Nendest anood/filter-kombinatsioonidest on enimkasutatav Mo/Mo kombinatsioon. Suuremate rindade puhul kasutatakse teist levinud anood/filter-kombinatsiooni, milleks on

Mo/Rh kombinatsioon. Rh/Mo kombinatsiooni ei tohiks kasutada, kuna Mo neelab enamuse Rh karakteristlikust kiirgusest [9].



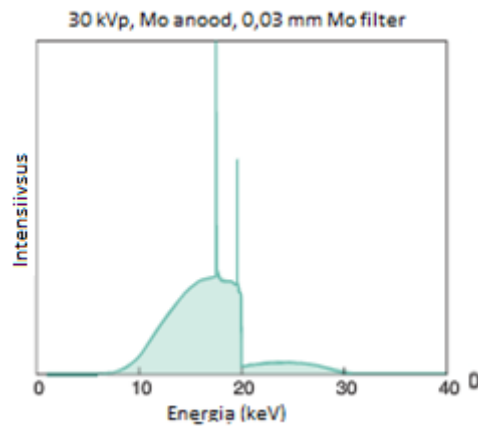
**Joonis 2.2.5.** W anoodi puhul erinevate filtrite võrdlus läbilastava kiirguse järgi vastavalt kiirguse energiaväärtustele [9].

Joonisel 2.2.5 kujutatud W anoodi filtreeritud kiirgusspekter tekib anoodmaterjali poolt tekitatud kiirguse ja filtrimaterjali poolt tekitatud neeldumise koosmõjul (joonis 2.2.6).



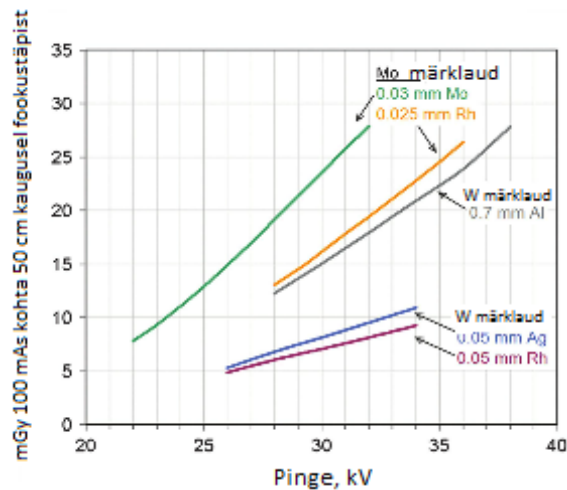
**Joonis 2.2.6.** Mo anoodi 30 kVp kiirgusspekter, mis on filtreerimata, ning 0,03 mm Mo filtri neeldumisspekter [9].

Rakendades 0,03 mm paksust Mo filtrit, lõigatakse ebavajalik kiirguse osa ära (joonis 2.2.7).



**Joonis 2.2.7.** Mo anoodi puhul 0,03 mm paksust Mo filtrit läbiv kiirgus [9].

Digitaalses mammograafias kasutatakse anoodi materjalina volframit rohkem eralduva kiirguse tõttu. W kiirgab liiga palju ebavajaliku energiaga kiirgust, mistõttu on tarvis kasutada tavalisest paksusest ehk 0,03 mm paksemat filtrit (0,05 mm). Antud töös uuriti mammograafi, milles kasutati W/Rh-kombinatsiooni. Rh filtri puhul lastakse läbi rohkem vajalikus energiavahemikus kiirgust (joonis 3.2.8) [9].



**Joonis 3.2.8:** Erinevate anood/filter-kombinatsioonide võrdlus – kiirgussaagis vastavalt röntgentoru pingele 50 cm kaugusel fookustäpist [9]

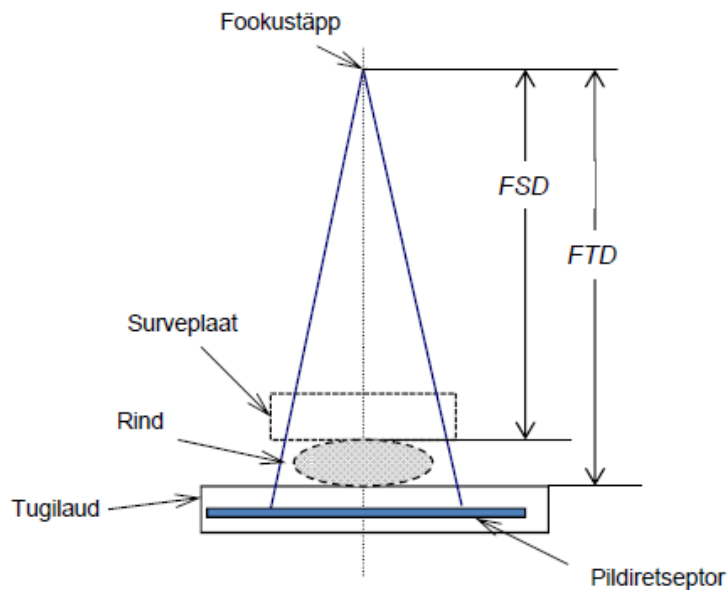
**Kollimaator** vormindab filtrist läbituleva kiirgusvälja suurust ja kuju, et kiirgus kataks kogu rinna. Lisaks, see vähendab kiirtekimbu ristlõikepindala ning muudab (mõndade mudelite puhul automaatselt) ka kiirtekimbu pindala surveplaadi (neid on võimalik valida erineva suurusega) mõõtmetesse [9].

**Surveplaat ehk kompressioonplaat** surub rinna vastu alumist toetusplaati. Kompressiooni tulemusel väheneb rinnakoe paksus ning kiirgusdoosi. Tihedama koe puhul on tarvilik ka suurem doos. Korralik kompressioon aitab ära hoida ka valepositiivseid tulemusi. Kokkusurumisel rakendatakse ühtlase koe paksuse saavutamiseks jõudu vähemalt 10 N kuni 20 N. Koe paksuse ühtlustamine vähendab ekspositsiooni dünaamilist ulatust ja parandab ka kontrastsust [9].

**Pildireseptor** tuvastab ja registreerib pealelangenuid kiirguse. Pildireseptoreid võib jaotada kahte liiki: analoogdetektorid ja täisdigitaaldetektorid. Analoogdetektoriteks on röntgenfilm või fosfoorplaat, mida Eestis kasutatakse juba suhteliselt harva. Täisdigitaaldetektor on otsese või kaudse detekteerimisega lame detektor ning otsese detekteerimise puhul kasutatakse pealelangeva kiirguse energiat laengute eraldamiseks fotojuhi abil ning kaudse detekteerimisel muundatakse pealelangeva kiirguse energia nähtavaks valguseks, mille energiaga eraldatakse fotodetektoris elektrilaengu ning kujutis registreeritakse TFT-matriksi kaudu [10]. Antud töös kasutatavas täisdigitaalses mammograafis Mammomat Inspiration on otsese detekteerimisega pildireseptor.

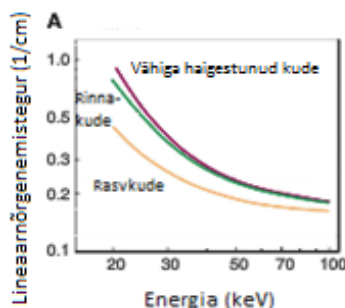
### **2.3. Mammograafilise kujutise teke, ülesvõttegeomeetria ja projektsioon**

Divergeeriv kiirtekimp, mille fookustäpp asub anoodil, läbib kollimaatori ja ulatub kokkusurutud rinnani. Rind on kokkusurutud tugiplaadi ja surveplaadi vahele. Tugiplaadi all asetseb hajukiirtevõre ja selle all pildireseptor (joonis 2.3.1). Pildireseptoris talletatakse kahemõõtmeline projektsioon kolmemõõtmelisest rinnas [2].



**Joonis 2.3.1:** Mammograafi ülevõtteegeomeetria [2]

Normaalne rinnanäärme- ja vähirakkudega kude on pildil vähesel määral eristatavad (joonis 2.3.2). Vähirakkudega koes on kiirguse lineaarnõrgenemistegur siiski kõrgem kui normaalsel koel ning nende kudede vaheline suurem erinevus (kontrastsus) avaldub alles madalamatel energiatel (<10 keV). Et saavutada pildil kudede maksimaalne erinevus ning ühtlasi parim kiirgusohutustase on tarvis leida optimaalne energiatase, mil koes neelduv doos ei ole liiga kõrge.



**Joonis 2.3.2** Lineaarõrgenemistegur vastavalt kiirguse energiaväärtustele [9]

Mammogrammil (joonis 2.3.3) on näha rinnanäärme- ja rasvkude, kaltsifikaadid ja võimalik, et ka kasvajakude. Rasvkude kajastub mammogrammil hallika alana ning rinnanäärme- ja vähirakkude peenikeste valgete joontena. Kaltsifikaadid on talletatud kaltsium rinnakoes ning pildil esinevad need pisikeste valgete täpikestega. Kui mitmed kaltsifikaadi täpid on grupeerunud teatud ala juures, siis võib esineda oht vähile ning kinnituseks tehakse lisauuringuid [11].

Piltidel esinevad ka massid, mis näevad välja kui ümmargused, siledad ja kindlate piirjoontega tükid (joonis 2.3.3). Tegemist ei ole vähiga vaid tsüstiga ning mammogrammi valesti lugemisel võib tsüst põhjustada valepositiivse tulemuse [11].



**Joonis 2.3.3:** Mammogrammide võrdlus normaalse, tsüstiga ja vähiga rinnast [11]

#### 2.4. Mammograafias kasutatavad mõisted

**Keskmine rinnanäärmedoos (MGD)** on füüsikaline suurus, mis on rinnanäärme massiühikus neeldunud energia keskmistatuna üle kogu rinnanäärme, ja see on kalkuleeritav pealelangeva õhukerma ja konversioonikoefitsientide kaudu [12] (1):

$$MGD = K \cdot g \cdot c \cdot s, \quad (1)$$

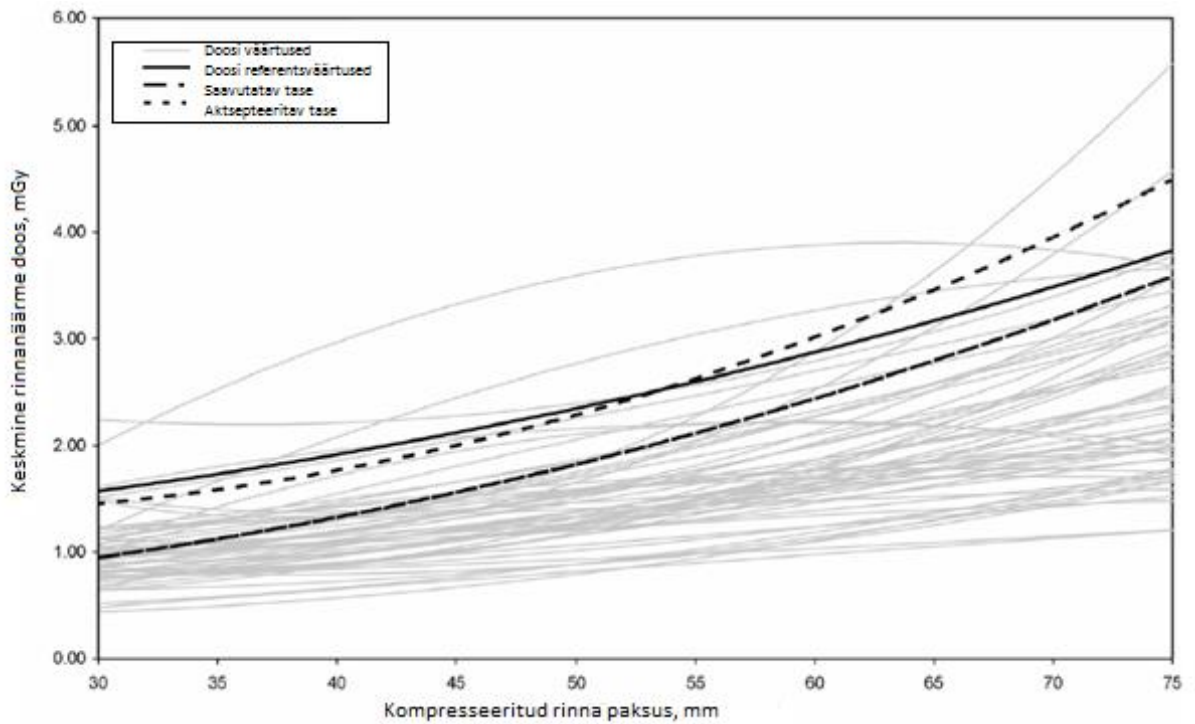
kus  $K$  on pealelangev õhukerma (tagasihajumiseta) ning  $c$ ,  $g$  ja  $s$  on konversioonikoefitsiendid. Konversioonikoefitsiendid on täpsustavad koefitsiendid pealelangeva õhukerma põhjal MGD arvutamisel. Koefitsient  $g$  on kiirguse nõrgenemist ja koes hajukiirguse lisandumist arvestav koefitsient, mis vastab rinnakoe glandulaarsusele 50% (st kui rinna koostises on 50% rinnanäärmekude ja 50% rasvkude). Koefitsient  $g$  on määratud nii rinna kui ka standardfantomis (polümetüülmetakrülaad (PMMA, ingl *poly methyl methacrylate*)) jaoks erinevatel paksustel [2, 13, 14].  $c$  on koefitsient, mis võtab arvesse koe koostise erinevust glandulaarsusest 50% [2], mis on kalkuleeritud tüüpilise rinna järgi naistel vanuses 40 kuni 49 ja 50 kuni 64 [13]. Koefitsient määrati erinevate HVLi väärtuste ja rinnapaksuse järgi. Antud koefitsient kalkuleeriti üksnes Mo/Mo anood/filter kombinatsiooni kasutades, kui röntgentoru pingeks oli määratud 28 kV [13]. **Koefitsient  $s$**  korrigeerib õhukerma väärtust vastavalt antud anood/filter-kombinatsiooni spektri erinevusele võrreldes Mo/Mo-kombinatsiooni spektriga [2].

Koefitsiendid, mida antud töös on kasutatud, on välja töötatud inglase füüsiku D.R Dance'i poolt, kasutades Guildfordis ja Northern Regionis sõeluuringutel osalenud naiste andmeid

[13], kuid tuleb arvestada erinevust fantoomi ja rinna koostisevahel. Näiteks, 2 cm paksusele rinnale vastab 1,9 cm paksune PMMA fantoom [13].

MGD ühikuks on SI süsteemis Gy, kuid enamasti kasutatakse MGD väljendamiseks selle kordset ühikut mGy. MGD määramine on tarvilik kontrollimaks ja võrdlemaks mõõdetud ja arvutatud väärtusi hea (st optimeeritud) ekspositsiooni tavaga (aktsepteeritavad tasemed, saavutatavad tasemed, referentsväärtused). Lisaks eelnevale on MGD määramine vajalik hindamaks kiirguse poolt tekitatud riske, et seda arvestades hinnata ka mammograafia kasulikkust. Teisisõnu, eesmärgiks on, et mammograafilise protseduuri kahjulikkus ei ületaks selle kasulikkust rinnavähki suremuse vähendamisel. Antud kahe põhjuse tõttu on MGD, mida saab kasutada dooside võrdlemisel ja riskide hindamisel, mammograafias kõige tähtsam dosimeetriline suurus [5].

Täisdigitaalses mammograafiasüsteemis, mida antud töös on uuritud, kalkuleeritakse MGD väärtus automaatselt kiirgussaagise ja kiigusparameetrite põhjal. Antud töö üks eesmärkidest on võrrelda eksperimentaalselt saadud MGD väärtuseid varasemalt määratud MGD aktsepteeritavate ja saavutatavate väärtustega (joonis 2.4.1). Lisaks võivad regionaalselt või lokaalselt mõnes riigis olla määratud diagnostilised referentsväärtused dooside jaotuse pealt 75-nda või 95-nda protsentiilina (nagu joonisel 3.4.1 kajastatud uurimistulemuste puhul). Aktsepteeritav tase on paika pandud filmmammograafia ning saavutatav tase täisdigitaalse mammograafia dooside põhjal. MGD väärtus peab antud (kokkusurutud) rinnakoe paksuse korral olema alla aktsepteeritava taseme, et vastata Euroopa Liidus vastuvõetavale ohutustasemele. Saavutatav tase antud (kokkusurutud) rinnakoe paksuse korral on MGD väärtus, mis tänapäevaste mammograafidega võiks põhjaliku optimeerimise korral olla saavutatav.



**Joonis 2.4.1.** Keskmise rinnanäärmedoosi sõltuvus komprimeeritud rinna paksusest, kus graafikul on pideva tumeda joonega tähistatud doosi referentsväärtused ning katkendlike joontega on vastavalt ülemine aktsepteeritava doosi ja alumine saavutatava doosi väärtused [15].

Õhukerma fantoomi või naha sisendpinnal on **pealelangev õhukerma ( $K$ )**, mille puhul ei kaasata tagasihajunud kiirgust [2, 16]. Pealelangev õhukerma on füüsikaline suurus, mis on (dimensiooniga J/kg) avaldatav kui neeldunud kineetiline energia ühikulise massi kohta ja selle SI ühikuks on Gy ning enamasti  $K$  on väljendatav ühikutes mGy [10]

Pealelangeva õhukerma  $K$  kalkulatsiooniks on vaja teada röntgentoru kiirgussaagise  $Y(d)$  väärtust ja kaugust  $d_{FSD}$  fookusest nahani või fantoomi pinnani, röntgentoru laengut  $P_{it}$  (ehk röntgentoru voolu  $i$  ja säriaaja  $t$  korrutist) ja kaugust  $d$  fookusest punktini, mille kohta on antud kiirgussaagis (2) [2, 16]:

$$K = Y(d) * P_{it} * \frac{d^2}{d_{FSD}^2}. \quad (2)$$

**Kiirgussaagis  $Y(d)$**  mõõdetakse ja arvutatakse kvaliteedikontrolli käigus ja selle väärtus sõltub röntgentoru pingest  $U$  ja filtratsioonist  $F$  [2]. Kiirgussaagise mõõtmisel on üldjuhul kaks võimalust, millest üks võimalus on pealelangeva õhukerma  $K$  mõõtmine fantoomita ekspositsioonil umbes 5 cm kõrgusel rinna tugiplaadist (et minimeerida hajukiirguse osa) ja teine võimalus on  $K$  mõõta fantoomiga ekspositsioonil piisavalt kaugel fantoomist.

Mõõtmiste ajal on kompressioonplaat paigaldatud nii, et kompressiooniplaati läbib kiirtekimp. Mõõtmisi teostab tavaliselt meditsiinifüüsik [16].

**Poolnõrgenemispaksus (HVL)** on teatud materjal, milleks on tavaradiograafias enamasti alumiinium (Al), mammograafias ka molübdeen ja roodium, paksus, et kiirguse intensiivsus antud materjali läbimisel väheneks poole võrra esialgsest intensiivsusest. HVL väljendab kiirguse läbitungimisvõimet ja avaldatakse enamasti ühikutes mm Al [5].

HVLi väärtusega iseloomustatakse kiirguse kvaliteeti, kuigi ei ole tegemist kõige ideaalsema kiirguse kvaliteedi määrajaga. Samale HVLile võivad vastata erinevad kiirgusspektrid [5].

## 2.5. Dosimeetrilised meetodid ja nende võrdlus

Antud töös on arvestatud MGD (1) kalkuleerimiseks kolme koefitsienti  $c$ ,  $g$  ja  $s$ , kuid on kasutusel ka muid standardeid, mille järgi kõiki kolme koefitsienti ei arvestata.

**Euroopa Komisjoni (CEC)** poolt on pakutud üle-euroopaliselt kasutuses olev dosimeetiline meetod, mille järgi keskmine rinnanäärmedoos keskmine rinnanäärmedoos on määratud kõigi kolme konversioonikoefitsiendiga (3) [14]:

$$D = K \cdot c \cdot g \cdot s, \quad (3)$$

kus  $D$  on keskmine rinnanäärmedoos ehk MGD,  $K$  on pealelangev õhukerma,  $c$  arvestab rinnakoe glandulaarsust,  $g$  arvestab kiirguse nõrgenemist ja koes hajukiirguse lisandumist ning  $s$  arvestab anood/filter-kombinatsiooni spektri erinevust võrreldes Mo/Mo-kombinatsiooni spektriga. Koefitsientide väärtused on määratud D.R Dance'i [13] poolt, kuid CEC on lisanud juurde koefitsientide väärtused PMMA-fantoomide jaoks [14].

**Rahvusvahelise Elektrotehnika Komisjoni (IEC)** poolt on pakutud dosimeetiline meetod, mille järgi keskmine rinnanäärmedoos kalkuleeritakse seadme tootja poolt määratud juhendi järgi, mille puhul tuleks siiski arvestada kõiki kolme koefitsienti (4) [17]:

$$AGD = K \cdot c \cdot g \cdot s, \quad (4)$$

kus AGD (ingl *average glandular dose*) on võrdväärne MGDga ehk keskmise rinnanäärmedoosiga,  $K$  on tagasihajumiseta pealelangev õhukerma ning  $c$ ,  $g$  ja  $s$  on koefitsiendid [17]. IEC metoodikas arvestatakse sarnaselt antud töös valemis (1) MGD kalkuleerimiseks kasutatud kolme koefitsienti (4), mis on D.R Dance'i [13] poolt määratud.

**Rahvusvaheline kiirguse mõõtühikute ja mõõtmiste komisjon (ICRU)** koostab ülemaailmselt kasutatavaid kiirgusmõõtmiste juhendeid ja standardeid ning nende hulgas on ka mammograafia valdkonna juhendid. Keskmise rinnanäärmedoos arvutatakse antud juhul valemi (5) järgi [5]:

$$D_G = K_{a,i} \cdot c, \quad (5)$$

kus  $K_{a,i}$  on tagasihajumiseta pealelangev õhukerma,  $c$  on kiirguse nõrgenemist ja koes hajukiirguse lisandumist arvestav koefitsient ning  $D_G$  on MGD ehk keskmine rinnanäärmedoos [5]. ICRU arvestab üht koefitsienti  $c$  (4), kuid võrreldes IEC ehk rahvusvahelise standardiga (3) jätab ICRU arvestamata rinnakoe glandulaarsusele vastava koefitsiendi, ja  $s$ , mis korrigeerib spektraalset sõltuvust. ICRU meetodit saab kasutada vaid anood/filtri Mo/Mo kombinatsiooni kasutades ning arvestades glandulaarsust 50%, mis on sobilik vaid 4-6 cm paksustele rindadele pärast kompressiooni, kuid ei ole sobiv õhematele ja paksematele rindadele [13]. Koefitsient  $c$  on määratud ICRU poolt, kasutades nende määratud koe kompositsiooni [18].

**Rahvusvahelise Aatomienergia Agentuuri (IAEA)** soovitatava meetodika järgi arvestatakse erinevalt ICRU standardile rohkem konversioonikoefitsiente (6) [19]:

$$D_G = g \cdot c \cdot s \cdot K_i, \quad (6)$$

kus  $D_G$  (MGD) keskmine rinnanäärmedoos,  $K_i$  on tagasihajumiseta pealelangev õhukerma ning  $c$ ,  $g$  ja  $s$  on konversiooni koefitsiendid, mis on määratud D.R Dance'i poolt [13]. IAEA arvestab kõiki koefitsiente sarnaselt IECle. Erinevalt IECst esitab IAEA kalkuleeritud MGD väärtused saavutatava ja aktsepteeritavate tasemetena, nagu need on välja töötatud CEC poolt [19].

**USA Kiirguskaitse Riikliku Nõukogu (NCRP)** poolt pakutud meetod on eelnevalt mainitud meetoditest erinev, sest selles ei kasutata üldjuhul SI süsteemi, kuid SI süsteemis väljendatud keskmise rinnanäärmedoos on arvutatav järgmiselt (7):

$$D_G = D_{GN} \cdot K_a, \quad (7)$$

kus  $D_G$  (MGD) on keskmine rinnanäärmedoos milligreides,  $D_{GN}$  on konversioonikoefitsient (keskmine rinnanäärmedoos mikrogreides 1 mGy pealelangeva õhukerma kohta), mis arvestab röntgentoru pinget, rinna paksust, HVLi, erinevat glandulaarsust ning anood/filter-kombinatsiooni, ning  $K_a$  on pealelangev õhukerma milligreides. Konversioonikoefitsiendi  $D_{GN}$  väärtused on NCRP juhendis esitatud [7]

### 3. METOODIKA JA APARATUUR

Tartu Tervishoiu Kõrgkoolis teostati antud töö raames katsed pealelangeva õhukerma ja keskmise rinnanäärmedoosi määramiseks ja doosinäidikute kalibreerimiseks. Katsete teostamiseks kasutati täisdigitaalset mammograafiasüsteemi, PMMA fantoome, erinevaid anood/filter-kombinatsioone ning alumiiniumfiltreid.

Katsete läbiviimiseks on kasutatud Tartu Tervishoiu Kõrgkoolis paiknevat **täisdigitaalset mammograafi Mammomat Inspiration** (Siemens Healthcare) (joonis 3.1) [20]. Röntgentoru mudel on P40 MoW (Siemens) ning selle jaoks on saadaval Mo/Mo, Mo/Rh ja W/Rh anood/filter-kombinatsioonid, pildireseptor ZIGMA LMAM (Anrad). Kompressiooniplaadi pinna mõõdud on 24 cm x 30 cm. Mõõtmiste teostamiseks on kasutatud dosimeetrilist mõõtekomplekti Barracuda (lisa 1.1), mis koosnes dosimeetriplokist (lisa 1.4), MPD detektorist (lisa 1.5) [20].



**Joonis 3.1.** Täisdigitaalne mammograafiasüsteem Mammomat Inspiration.

Mammograafia Mammomat Inspiration saab ülesvõtteid sooritada säritusrežiimil Opdose, mis on täisautomaatne, mille puhul seade valib eelekspositsiooni, koe paksuse ja

kompressiooni põhjal ülesvõtteparameetrid (röntgentoru pingeline ja laeng, anood/filter-kombinatsioon). Poolautomaatses režiimis AEC saab valida anood/filter-kombinatsiooni ja pingeline väärtused ning ülejäänud parameetrid määratakse automaatselt. Manuaalses režiimis saab manuaalselt sättida kõiki ülesvõtte parameetreid. Antud töös kasutatud MGD mõõtmisel Opdose ja AEC režiimi ning  $K$  ja HVLi määramiseks manuaalrežiimi [21, 22].

MGD väärtuste määramiseks kasutati koeekvivalentset **PMMA- ehk polümetüülmetakrülaat-fantoomi** (lisa 1.2), mille omadused sarnanevad kõige enam rinnanäärme omadustele [13]. PMMA fantoomide pinna pindalad olid 10 cm x 10 cm ning katses kasutati kokku kolme nominaalse paksusega 2cm ja ühte nominaalse paksusega 10cm fantoomi.

HVL määramisel kasutati katsetes puhtast **alumiiniumist filtreid** (lisa 1.3) – kolme 0,106 mm paksust plaadikest. Tegemist on lisafiltritena, mis on tarvilikud HVLi määramiseks.

### 3.1. Poolnõrgenemispaksus (HVL)

Poolnõrgenemispaksuse (HVL) määramine:

- 1) Surveplaadile asetati 0,106 mm paksune alumiiniumist filter;
- 2) Röntgentoru pingeks määrati 27 kV;
- 3) Anood/filter kombinatsiooniks seati W/Rh ning sooritati ülesvõtte, mille käigus salvestati doosi väärtus;
- 4) Mõõtmisi korrati veel kaks korda lisades iga kord 0,106 mm paksune alumiiniumist filter;
- 5) Kogu eelnev mõõtmine korrati ka ülejäänud kahe anood/filter-kombinatsiooniga ehk Mo/Rh- ja Mo/Mo- kombinatsiooniga.

Vastavate mõõtmistulemuste põhjal on võimalik kalkuleerida HVLi väärtus ning leida vajalike koefitsientide  $c$ ,  $g$ ,  $s$  väärtused, mis antud katsetingimuste jaoks on Dance'i [13] poolt määratud väärtused.

$K$  väärtus kahaneb filtrite lisamisel paksusega  $h$  eksponentsiaalselt vastavalt seadusele:

$$K = K_0 * e^{-\mu * \Delta h}, \quad (8)$$

$$\text{kus } \Delta h = h_{i+1} - h_i, \text{ kus } i = 0, 1, 2. \quad (9)$$

Antud olukorras on  $\Delta h$  konstantne ehk  $\Delta h = 0.106 \text{ mm Al}$  ja poolnõrgenemispaksust on võimalik leida logaritmise graafiku tõusu abil. HVLi väärtuse saab avaldada definitsiooni põhjal, mille järgi õhukerma  $K$  väärtus väheneb selle filtripaksuse korral kaks korda:

$$\frac{K_{i+1}}{K_i} = 2 = e^{-\mu \cdot \Delta h} \rightarrow HVL = \frac{\ln(2)}{-\mu}. \quad (10)$$

### 3.2. Pealelangev õhukerma (K)

Pealelangeva õhukerma ( $K$ ) määramiseks (joonis 3.2.1) on tarvis kiirgussaagise ( $Y(U,F)$ ) väärtust, mis mõõdetakse kvaliteeditestide käigus. Antud ülesande puhul seati röntgenseadmele manuaalrežiim ning mõõtmiseks kasutati Mo/Mo, Mo/Rh ja W/Rh anood/filter-kombinatsioone. Katses määrati laenguks 100 mAs ja fookuse ja doosidetektori vaheliseks kauguseks (FDD) 62 cm. Mõõtmised iga anood/filtri kombinatsioonile vastavalt sooritati järgmistel röntgentoru pingetel: 25, 27, 29, 31 kV. Olenemata eelnevalt paika seatud pingeväärtustest, on siiski vaja mõõta tegelikud pingeväärtused, et hilisemad mõõtmised oleksid täpsemad.



**Joonis 3.2.1.** Pealelangeva õhukerma mõõtmine MPD detektoriga.

### 3.3. Keskmise rinnanäärmedoos (MGD)

Täisdigitaalse süsteemi korral arvutatakse ja kuvatakse patsiendidoos (keskmise rinnanäärmedoos (MGD)) automaatselt, vanema seadme korral tuleb arvutused teha käsitsi, kasutades registreeritud ülesvõtteparameetreid ja tabuleeritud konversioonitegureid.

MGD määramine (joonis 3.3.1) Opdose režiimil:

- 1) Paigutati 18 cm paksune PMMA fantoom mammograafi tugiplaadile;
- 2) Fantoomi survestati automaatselt mammograafi poolt kompressiooniplaadiga seni kuni saavutati OPCOMP;
- 3) Anood/filter kombinatsiooniks määrati W/Rh;
- 4) Sooritati ülesvõtte, mille käigus eelekspositsioonil määrati automaatselt laengu- ja pingeväärtused ja nendega tehti täisekspositsioon;
- 5) Saadud tulemused kirjutati ülesse ning korrati mõõtmisi ka fantoomipaksustel 28 mm, 37 mm, 47 mm, 56 mm ja 66 mm.

Ülesvõtte järel väljastab süsteem MGD väärtuse, mida võrreldakse MGD aktsepteeritava ja saavutatava doositasemega antud fantoomipaksuse korral.

Kui tulemused ületavad aktsepteeritava taseme, mis on tüüpilise filmmammograafia baasil määratud MGD väärtused, siis ei tohiks Euroopa kriteeriumite [17] järgi vastavat mammograafi ülesvõteteks kasutada ja tuleb otsida võimalusi doosi vähendamiseks sama pildikvaliteedi püsimisel.

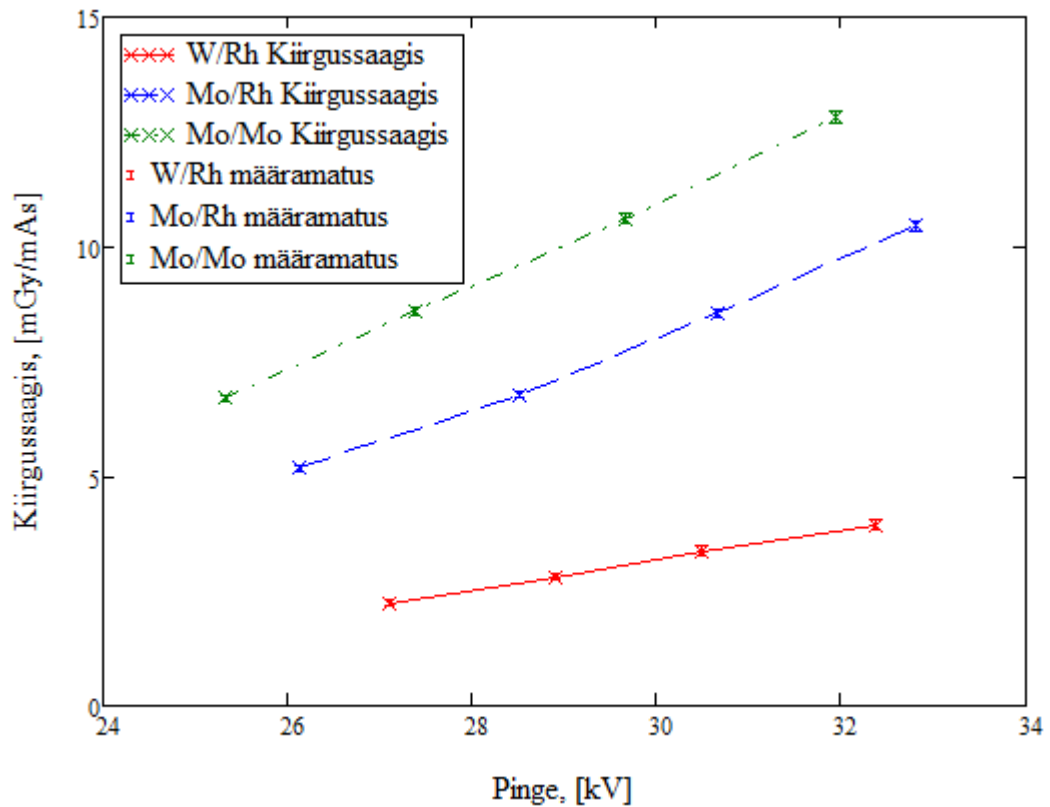


**Joonis 3.3.1.** MGD ülesvõtte PMMA-fantoomidega.

#### 4. TULEMUSED JA ANALÜÜS

Keskmise rinnanäärmedoosi näidiku kalibreerimiseks on esmalt tarvis mõõta (või arvutada vastavale sisendpinna kaugusele) pealelangev õhukerma ( $K$ ) (kiirgussaagis) ning sellele järgnevalt kalkuleerida poolnõrgenemispaksus (HVL). HVLi väärtuste abil leitakse vastavad konversioonikoefitsiendid, mida saaks kasutada MGD kalkuleerimiseks. Antud kalkuleeritud tulemusi võrreldakse seadme poolt kuvatud MGD väärtustega.

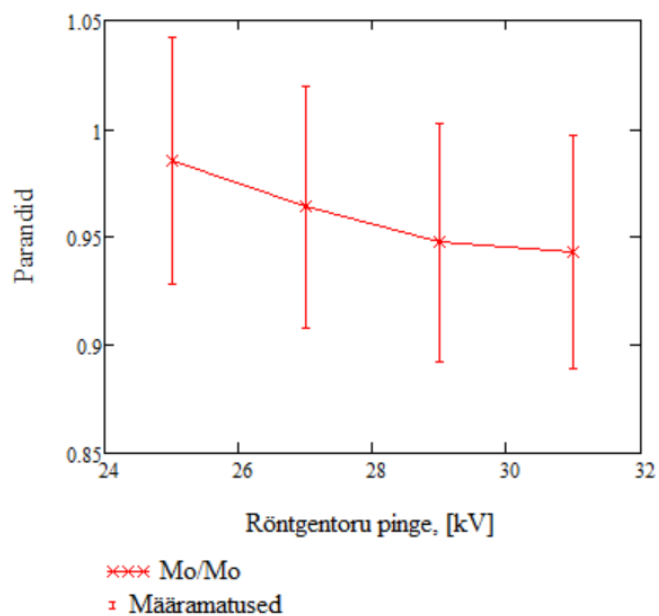
Katsetel arvutati esmalt  $K$  väärtused varem mõõdetud kiirgussaagiste põhjal erinevate anood/filter-kombinatsioonide korral, kasutades eelnevalt kirjeldatud meetodit (vt alajaotis 3.2). Lisaks 05.05.2014 mõõdetud  $K$  väärtustele (lisa 2.2), sooritati 04.05.2015 kordusmõõtmised (lisa 2.1), kus mõõdeti röntgentoru pingel 27 kV ja W/Rh anood/filter kombinatsiooni puhul  $K$  väärtused, et avaldada statistiline määramatus, mille abil on võimalik iseloomustada korduvust. Statistiline määramatus on 0,11  $\mu\text{Gy}$ , mis on mõõteriista enda B-tüüpi määramatusega 0,09 mGy (suhtelise määramatusega 5%) võrreldes tühine ning ei avalda väga suurt mõju. Korduvusest tingitud doosi määramatuse võib lugeda tühiseks. Kiirgussaagise mõõtmistulemused koos määramatustega on graafiliselt esitatud järgmisel joonisel (joonis 4.1) ja tabelina lisa 2.2.



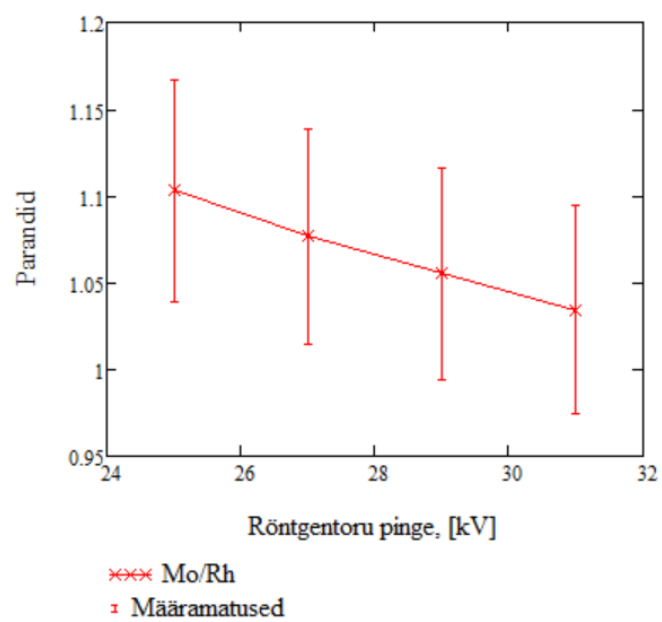
**Joonis 4.1.** W/Rh, Mo/Rh ja Mo/Mo anood/filter-kombinatsioonidele vastavad kiirgussaagised (ehk pealelangev õhukerma 1 mAs kohta) 62 cm kaugusel fookustäpist vastavalt röntgentoru pingele.

Võrreldes joonist 4.1 joonisega 2.2.6 on näha, et saadud tulemused on üldiselt kooskõlas varem varem avaldatuga [9] ning lisaks on ka näha määramatuse kasvu vastavalt õhukerma väärtuse kasvule.

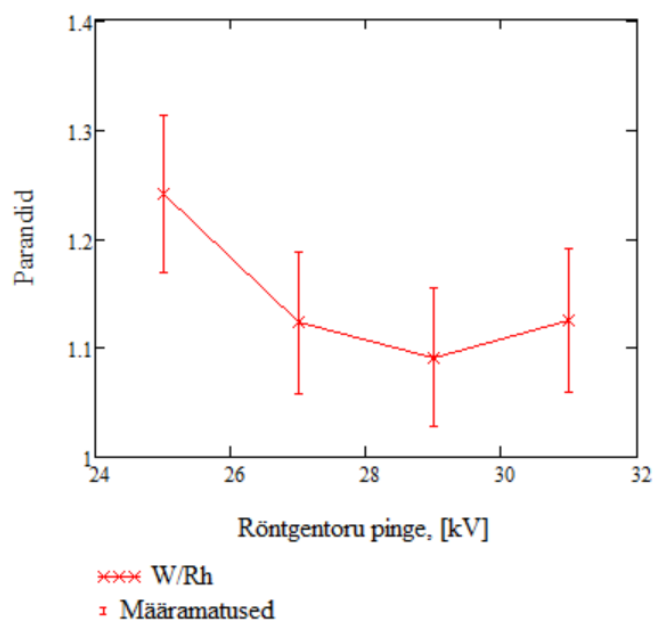
Pealelangeva õhukerma näidiku kalibreerimiseks on võrreldud katsetel mõõdetud õhukermat ja inditseeritud õhukermat ning on saadud tulemuseks kalibratsioonikõverad erinevate anood/filter-kombinatsioonide korral. Kalibratsioonikõveratelt (joonis 4.2 – joonis 4.4) on võimalik näha kui palju erinevad mõõdetud ja inditseeritud õhukerma väärtused erinevatel pingetel ning seda erinevust kirjeldavad parandid, mis on esitatud tabelis (lisa 2.3).



**Joonis 4.2.** Pealelangeva õhukerma kalibratsioonikõver määramatustega Mo/Mo anood/filter-kombinatsioonil.



**Joonis 4.3.** Pealelangeva õhukerma kalibratsioonikõver määramatustega Mo/Rh anood/filter-kombinatsioonil.



**Joonis 4.4.** Pealelangeva õhukerma kalibratsioonikõver määramatustega W/Rh anood/filter-kombinatsioonil.

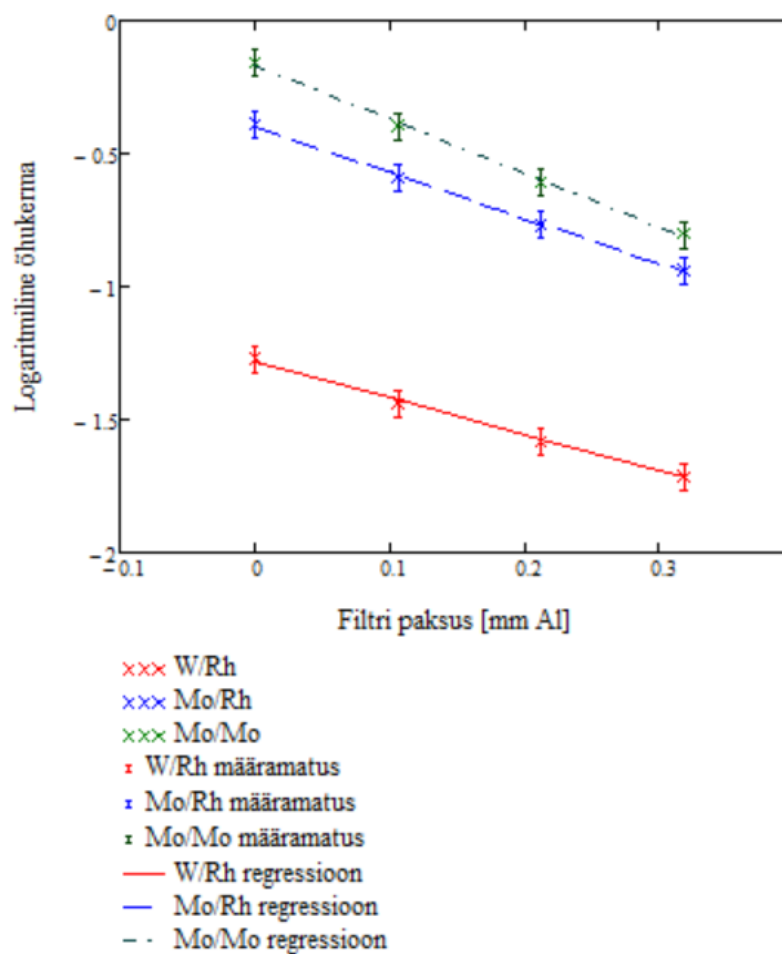
Kõige suurem erinevus mõõdetud õhukerma ja inditseeritud õhukerma vahel oli W/Rh-kombinatsioonil pingel 25 kV ning kõige väiksem erinevus oli Mo/Mo-kombinatsioonil pingel 25 kV. Parandite laiendmääramatused on arvatud arvestades katteteguri väärtuseks 2.

Paranditest järeldeb, et näidik ja mõõdetud pealelangev õhukerma erinevad Mo/Mo-kombinatsioonil kõige vähem 1,5% - 5,7%, Mo/Rh-kombinatsioonil erinevad 3,4% - 10,3% ning W/Rh-kombinatsioonil erinevad kõige rohkem 9,1% - 24,1%. W/Rh-kombinatsioonil on pealelangeva õhukerma väärtused samadel pingetel palju väiksemad võrreldes Mo/Mo- ja Mo/Rh-kombinatsioonidega. Mida väiksemad  $K$  väärtused seda ebatäpsemaks muutub pealelangeva õhukerma väärtuse hinnang.

Järgmiseks avaldati HVL kasutades eelnevalt arvatud pealelangeva õhukerma väärtust 27 kV pinge puhul (vt alajaotis 3.1). Mõõtmistulemused on esitatud (lisas 2.4) ning mõõtmistulemuste abil arvatud HVLi väärtused koos määramatusega on esitatud järgmises tabelis (table 4.1).

**Tabel 4.1.** HVLi väärtused 27 kV pinge juures Mo/Mo, Mo/Rh ja W/Rh anood/filter kombinatsioonidel.

Anood/filter	HVL, mm Al	Pinge, kV
Mo/Mo	0,340(25)	27
Mo/Rh	0,404(20)	27
W/Rh	0,498(22)	27



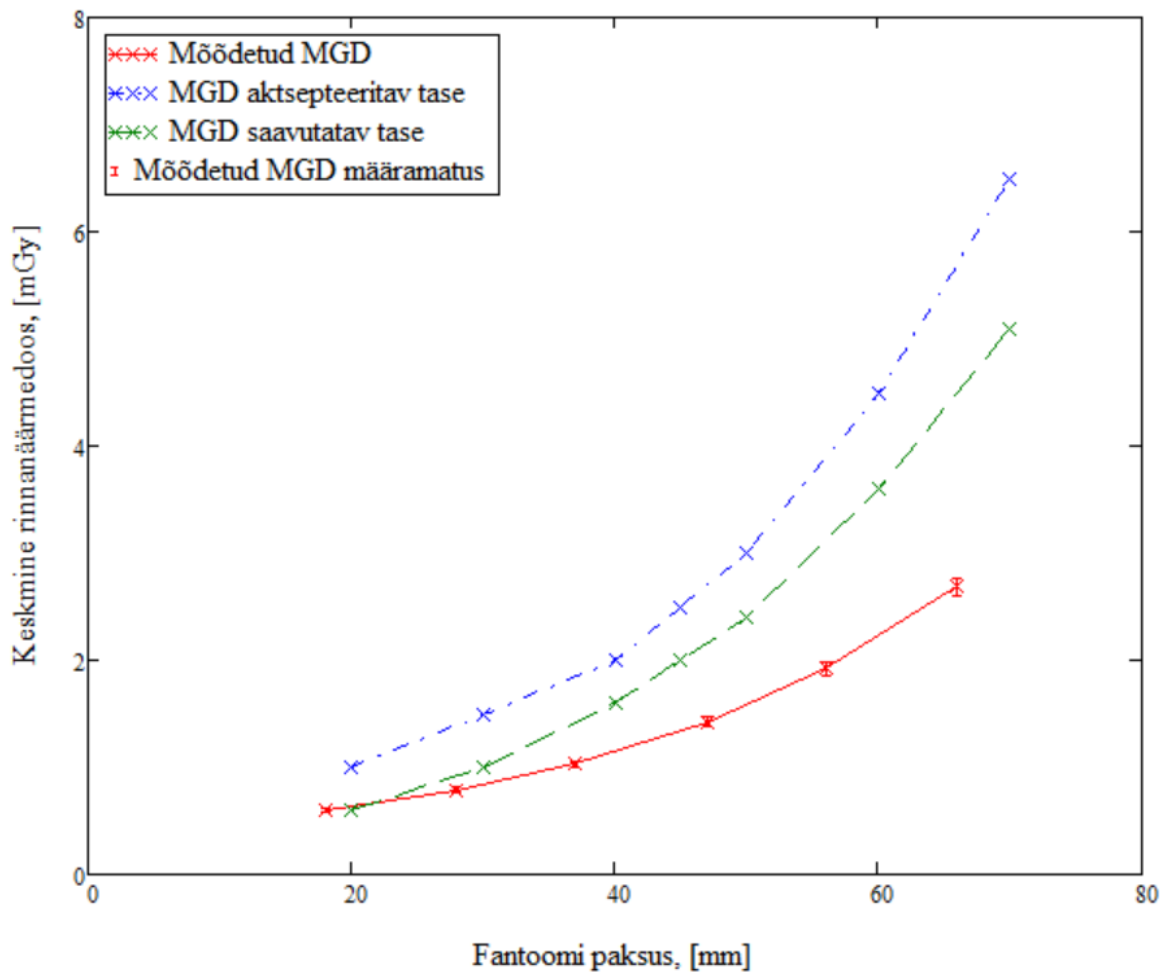
**Joonis 4.5.** Logaritmilisel graafikul pealelangeva õhukerema sõltuvus alumiiniumist filtri paksusest.

Mammograafias on kõige tähtsam dosimeetiline suurus MGD, mille arvutamisel on kasutatud eelnevalt kirjeldatud meetodit (vt alajaotis 3.3). 05.05.2014 toimunud mõõtmistel saadud tulemused on esitatud järgnevas tabelis (tabel 4.2).

**Tabel 4.2.** Täisdigitaalse mammograafi ülesvõttel PMMA fantoomidega saadud MGD väärtused.

Fantoomi paksus, mm	inditseeritud MGD, mGy	Surve, N	Laeng, mAs	Pinge, kV	Filtri kombinatsioon
18	0,60(2)	93	39,9	25	W-Rh
28	0,79(2)	98	58,2	26	W-Rh
37	1,03(3)	91	82,5	27	W-Rh
47	1,42(4)	90	121,4	28	W-Rh
56	1,92(6)	74	169,8	29	W-Rh
66	2,69(9)	93	248,6	30	W-Rh

Kordusmõõtmised toimusid 04.05.2015 mõõtemääramatuste avaldamiseks ning antud tulemused on esitatud tabelis lisas (lisa 2.5). 37 mm paksuse fantoomi puhul on MGD statistiline määramatus 3,58  $\mu$ Gy, mis on võrreldes doosi mõõtmise B-tüüpi määramatusega 0,04 mGy (suhteline määramatus 5%) tühine. Sidudes omavahel mõõdetud/inditseeritud MGD väärtused ja fantoomi paksused saame võrrelda kuidas täisdigitaalses mammograafiasüsteemis saadud tulemused on vastavuses Euroopa uuringutes [14] saadud tulemustega (joonis 4.6).



**Joonis 4.6.** Euroopa uuringutel saavutatava taseme ja arvestatava taseme [15] võrdlus antud töös mõõdetud MGDga.

Antud töös mõõdetud MGD väärtused kasvavad vastavalt fantoomi paksuse suurenemisele. Võrreldes Euroopa uuringutega on mõõdetud MGD väärtused alla saavutatava taseme, mis tähendab, et kvaliteetne mammogramm on saavutatav oodatust veelgi madalama rinnanäärmes neeldunud doosiga ning see teeb täisdigitaalne mammograafi ohutumaks ning vähendab riski tekitamiseks vähki (vt alajaotis 2.1.4).

Teades pealelangeva õhukerma ja poolnõrgenemispaksuse väärtusi, on vajalik keskmise rinnanäärmedoosi näidiku kalibreerimiseks kalkuleerida nende baasil keskmine rinnanäärmedoos, mida hiljem võrrelda mõõdetud keskmise rinnanäärmedoosiga. CEC poolt pakutavast juhendist on võimalik eelnevalt kalkuleeritud HVLi väärtuste abil leida vajalikud konversioonikoefitsiendid (lisa 2.6 – lisa 2.8 ).

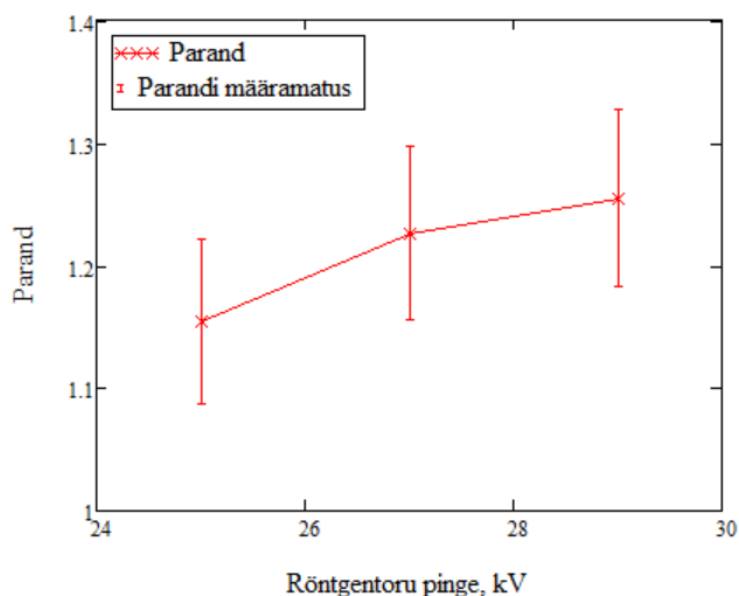
MGD oli eelnevalt mõõdetud W/Rh-kombinatsiooniga määratud pinge- ja laenguväärtustega ning vastavate fantoomide paksustega. Kalkuleeritud MGD väärtused peaksid vastama

inditseeritud MGD väärtustele etteantud pinge- ja laenguväärtustel ning fantoomipaksustel – seda saab iseloomustada keskmise rinnanäärmedoosi näidiku kalibratsioonikõveraga. Konversioonikoefitsiendid on tarvis interpoleerida katses kasutatavate fantoomide jaoks ning need on esitatud tabelis (tabel 4.3) koos pealelangeva õhukermaga ning kalkuleeritud MGD väärtustega.

**Tabel 4.3.** Fantoomi paksustele vastavad kalkuleeritud keskmised rinnanäärmedoosid koos vajalike koefitsientide ning pealelangeva õhukerma väärtusega.

Fantoomi paksus, mm	$g$ , mGy/mGy	$c$	$s$	Pealelangev õhukerma, mGy	Kalkuleeritud MGD, mGy
18	0,588	1,013	1,042	2,26	0,52
37	0,308	1,121	1,042	3,03	0,84
56	0,178	1,313	1,042	3,91	1,53

Mõõdetud ja kalkuleeritud MGD väärtuste võrdlemisel saadakse parandid (lisa 2.9) vastavalt röntgentoru pingetele ja fantoomi paksustele. Parandite väärtustest järeldub, et mõõdetud MGD on üldiselt kõrgem kui kalkuleeritud MGD. Kalibratsioonikõver on nähtav joonisel 4.7. Mida kõrgem on pinge ja paksem on fantoom, seda suurem on erinevus ning protsentuaalselt on erinevused 15,4% - 25,5%.

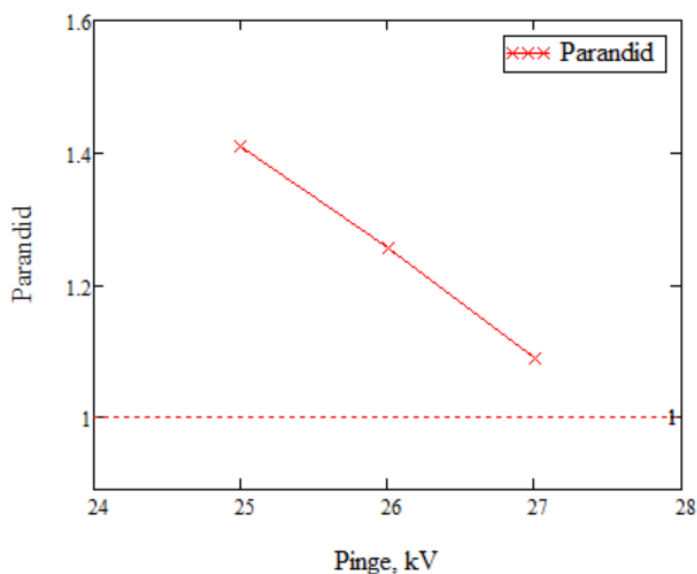


**Joonis 4.7.** Keskmise rinnanäärmedoosi kalibratsioonikõver.

CEC on seadnud määramatuse hinnanguks  $\pm 25\%$ , mille ületamisel ei anna seade tõsiselt võetavaid väärtusi ning oleks kasulik seadet kontrollida. IAEA määramatuse hinnang on hea

tava järgi ~20%. Kalibratsioonidel saadud hinnangud on sobilikud, kui välja jätta 29 kV juures MGD määramatuse hinnang, mis ületas CEC poolt pakutud 25%. Kui lähtuda IAEA heast tavast, siis pealelangeva õhukerma näidiku kalibreerimisel W/Rh-kombinatsioonil ületas määramatuse hinnang 20% ning samuti ületas 20% keskmise rinnanäärmedoosi kalibreerimisel ka röntgentoru pingel 27 kV määramatuse hinnang.

Eelnevalt kalkuleeritud MGD oli arvatud arvestades CEC poolt pakutud D.R Dance'i [13] määratud konversioonikoefitsiente. NCRP kasutab MGD kalkuleerimiseks Honglu Wu poolt määratud koefitsiendi väärtusi (vt alajaotis 1.5) [7]. Kuna NCRP esitatud koefitsient ei ole SI süsteemis, siis on tarvis korrutada MGD lõplik väärtus konstantiga 1,14 [7] läbi, et võrrelda CEC meetodiga saadud MGD väärtustega. CEC ja NCRP poolt pakutud meetodite võrdluseks kasutati MGD kalkulatsiooniks pealelangeva õhukerma *K* väärtuseid Mo/Mo-kombinatsiooni puhul ning võrreldi e saadud tulemusi 25 kV, 27 kV ja 29 kV pingetel ja 18 mm, 37 mm ja 56 mm rinna paksustel. Kalkuleeritud MGD väärtuste erinevused on esitatud järgneval joonisel 4.8 ja tabel on esitatud lisas 2.10.



Joonis 4.8. NCRP ja CEC meetodite erinevusest tingitud parandid.

MGD väärtused erinevad 8,7 % – 40,8 %, kus NCRP meetodi kaudu saadud MGD väärtused on väiksemad kui CEC meetodi kaudu saadud MGD väärtused. Sellest võib järeldada, et MGD määramiseks kasutatav meetodika mõjutab tugevalt avaldatavaid MGD väärtuseid.

## 5. KOKKUVÕTE

Rinnavähi suure leviku tõttu toimuvad sõeluuringud, milles võimaliku rinnavähi tuvastamiseks on tarvis ioniseerivat kiirgust kasutades teha mammograafia ülesvõte. Et minimeerida ioniseeriva kiirguse mõju, on tarvis leida optimaalne keskmine rinnanäärmedoos, mille abil oleks kahju kõige väiksem ning mammogramm piisavalt kontrastne. Keskmise rinnanäärmedoosi mõõtmise piisava täpsuse tagab mammograafi doosinäidiku kalibreerimine.

Antud töö primaarseks eesmärgiks oli kalibreerida Tartu Tervishoiu Kõrgkoolis oleva täisdigitaalse mammograafi pealelangeva õhukerma ( $K$ ) ja keskmise rinnanäärmedoosi (MGD) näidik ning hinnata nende määramatust. Pealelangeva õhukerma kalibreerimiseks kasutati dosimeetrilist mõõtekomplekti Barracuda, et mõõta pealelangev õhukerma ja võrrelda seda inditseeritud õhukermaga. Keskmise rinnanäärmedoosi näidiku kalibreerimine oli keerulisem, kuna nõudis lisaks seadme poolt mõõdetavale MGDle ka poolenõrgenemispaksuse (HVL) määramist. HVLi abil oli võimalik valida sobivad konversioonikoefitsiendid, et nende ja pealelangeva õhukerma abil kalkuleerida MGD väärtused, mida võrreldi inditseeritud MGDga. Lisaks kalibreerimisele oli antud töö raames võimalik võrrelda NCRP ja CEC meetodite järgi kalkuleeritud MGD väärtuseid, millest tulenevalt sai ka järeldada, et kasutatav meetodika mõjutab tugevalt saadavaid MGD väärtuseid. NCRP meetodiga kalkuleeritud MGD väärtused olid 8,7 % - 40,8 % väiksemad CEC meetodiga kalkuleeritud MGD väärtustest.

Pealelangeva õhukerma ja keskmise rinnanäärmedoosi määramatuse hinnangutel arvestati dosimeetri põhivea põhjal hinnatud B-tüüpi määramatust, milleks oli 0,09 mGy. Mõõtmistulemuste korduvuse põhjal hinnatud A-tüüpi määramatus oli B-tüüpi määramatusega võrreldes tühine ning seda ei olnud tarvis arvestada. Pealelangeva õhukerma määramatuse hinnang sõltus tugevalt kasutatavast anood/filter-kombinatsioonist ja varieerus vahemikus 1,5 % - 24,1 %. Keskmise rinnanäärmedoosi puhul sõltus määramatus pingeväärtustest. Kõrgematel röntgentoru pingetel (29 kV) ei ole MGD näidud piisavalt täpsed, kuid madalamatel pingetel hinnati MGD määramatuse vahemikuks 15,4 % - 22,6 %.

## **6. SUMMARY**

### **Calibration of incident air kerma and mean glandular dose in full-field digital mammography system**

Due to breast cancers epidemic spread, screening is necessary to detect breast cancer. Screening procedures include ionizing radiation. To minimize the damage caused by the ionizing radiation the mean glandular dose must be optimized. Therefore, to assure the minimal damage, incident air kerma and mean glandular dose indicators must be calibrated.

To achieve the primary goal of this thesis it is important to estimate the uncertainty of incident air kerma and mean glandular dose. Needed measurements were made in Tartu Health Care College with full-field digital mammograph Mammomat Inspiration. To calibrate the incident air kerma a dosimetric measuring kit Barracuda was used to obtain the measured incident air kerma. The measured value will be compared to the indicated air kerma. Calibrating the mean glandular dose was a bit more difficult, but the idea behind it was the same as for the air kerma. The measured mean glandular dose is compared to the calculated mean glandular dose which is calculated with the information collected before (incident air kerma and half value layer). The secondary goal was to see if the measured mean glandular dose is compatible with achieved and acceptable levels measured from the researches in Europe.

The standard uncertainty from the repeatability is trivial compared to the uncertainty of the device. The uncertainty of the incident air kerma depends strongly on the chosen target/filter combination therefore the uncertainty varied between 1,5 % - 24,1 %. For the mean glandular dose the uncertainties increased too much with the x-ray tube voltage. If the voltages are 29 kV or higher the uncertainties are higher than acceptable (25 %). If the voltages are smaller then the uncertainty is between 15,4 % - 22,6 %.

## **7. TÄNUAVALDUSED**

Kõige enam sooviksin tänada oma juhendajat, Kalle Keplerit, kes oli nõus nii mitmeid kordi antud töö raames kokku saama, et antud töö valmiks korralikult. Tänan oma juhendajat ka hulgaliste ja kasulike materjalide jagamise ning meditsiinifüüsika valdkonna tutvustamise eest.

Sooviksin tänada ka Marleen Kedarsit, kes aitas parandada antud töö kirjalikku poolt, ja ka kursusekaaslast Holger Saaret, kes oma õpingutel on mind motiveerinud ning inspireerinud.

## 8. KASUTATUD KIRJANDUS

- [1] Rinnavahk.ee, „Rinnavähk,“ Rinnavahk.ee, 30 aprill 2015. [Võrgumaterjal]. Available: <http://www.rinnavahk.ee/rinnavahk>.
- [2] K.Kepler, A.Vladimirov ja J.Kepler, „Juhend meditsiiniradioloogia protseduuridel patsiendidoosi hindamiseks,“ 2013.
- [3] European Commission, „Criteria for Acceptability of Medical Radiological Equipment used in Diagnostic Radiology, Nuclear Medicine and Radiotherapy; Radiation Protection 162 (RP162),“ Luksemburg, 2012.
- [4] IAEA, „Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice,“ Viin, 2007.
- [5] ICRU, „Mammography - Assessment of Image Quality,“ *Journal of the ICRU*, 2009.
- [6] S. Ulp, Kirjanik, *10 aastat rinnavähi sõeluuringut Eestis. Samm-sammult püstitatud eesmärkide poole..* [Performance]. 2010.
- [7] NCRP Scientific Committee, „A guide to mammography and other breast imaging procedures,“ *NCRP*, 2004.
- [8] R. E. Hendrick, „Radiation Doses and Cancer Risks from Breast Imaging,“ Colorado-Denver, 2010.
- [9] J. T. Bushberg, J. A. Seibert, J. Edwin M. Leidholdt ja J. M. Boone, „The Essential Physics of Medical Imaging: Third Edition,“ Lippincott Williams & Wilkins, 2012.
- [10] Tartu Ülikool, „Meditsiinifüüsika terminoloogia inglise-eesti sõnastik,“ Tartu Ülikool, 2015. [Võrgumaterjal]. Available: <http://www.ut.ee/BM/MFS/>.
- [11] National Institutes of Health, „Understanding Breast Changes: A Health Guide for Women,“ 2014. [Võrgumaterjal]. Available: <http://www.cancer.gov/>.
- [12] G. Mawdsley, A. Bloomquist ja M. Yaffe, „Digital Mammography Quality Control for the Mammographic Physicist,“ Toronto, 2011.
- [13] D. Dance, „Additional factors for the estimation of mean glandular breast dose using the UK mammography dosimetry protocol,“ London, 2000.

- [14] N.Perry, M.Broeders, C. Wolf, S.Törnberg, R.Holland ja L. Karsa, „European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis,“ European Commission, Luksemburg, 2006.
- [15] K.Michielsen, „Results of a European dose survey for mammography,“ Leuven, 2008.
- [16] K. Kepler, Kirjanik, *Kiirgusdoos ja kvaliteet mammograafias*. [Performance]. Tartu Ülikool, 2012.
- [17] IEC, „Evaluation and routine testing in medical imaging departments. Part 3-2: Acceptance tests - Imaging performance of mammographic X-ray equipment,“ Brüssel, 1996.
- [18] ICRU, „Patient dosimetry for X-rays used in medical imaging,“ 2005.
- [19] IAEA, „Quality Assurance Programme for Digital Mammography,“ Viin, 2011.
- [20] A.Vladimirov, „Mammograafiline röntgenülesvõtteaparaat Mammomat Inspiration (Siemens),“ Tartu, 2014.
- [21] Siemens, MAMMOMAT Inspiration Kvaliteedikontrolli juhised, München, 2011.
- [22] NHS Cancer Screening Programmes, „Commissioning and routine testing of full field digital mammography system,“ NHS Cancer Screening Programmes, Sheffield, 2009.

## 9. LISAD

**Lisa 1.1.** Dosimeetriline mõõtekomplekt Barracuda.



**Lisa 1.2.** PMMA fantoomid.



**Lisa 1.3.** Alumiiniumist lisafiltrid.



**Lisa 2.1.** Pealelangeva õhukerma 04.05.2015 sooritatud kordusmõõtmiste tulemused.

Anood/filter	Seatud pinge (kV)	Mõõdetud pinge (kV)	Mõõdetud õhukerma (mGy)	Inditseeritud õhukerma (mGy)	Seatud laeng (mAs)
W/50 µm Rh	27	26.7044	3,16	0,3	100
W/50 µm Rh	27	26.908	3,16	0,3	100
W/50 µm Rh	27	26.5774	3,16	0,3	100
W/50 µm Rh	27	26.7793	3,16	0,3	100
W/50 µm Rh	27	26.814	3,16	0,3	100

**Lisa 2.2.** Pealelangeva õhukerma 05.05.2014 sooritatud mõõtmiste tulemused.

Anood/filter	Seatud pinge (kV)	Mõõdetud pinge (kV)	Mõõdetud õhukerma (mGy)	Inditseeritud õhukerma (mGy)	Seatud laeng (mAs)
Mo/30 µm Mo	25	25.31	6.69953	6,8	100
Mo/30 µm Mo	27	27.38	8.57845	8,9	100
Mo/30 µm Mo	29	29.66	10.6114	11,2	100
Mo/30 µm Mo	31	31.93	12.8241	13,6	100

Anood/filter	Seatud pinge (kV)	Mõõdetud pinge (kV)	Mõõdetud õhukerma (mGy)	Inditseeritud õhukerma (mGy)	Seatud laeng (mAs)
Mo/25 µm Rh	25	26.13	5.18411	4,7	100
Mo/25 µm Rh	27	28.52	6.782909	6,3	100
Mo/25 µm Rh	29	30.66	8.547197	8,1	100
Mo/25 µm Rh	31	32.81	10.44606	10,1	100

Anood/filter	Seatud pinge (kV)	Mõõdetud pinge (kV)	Mõõdetud õhukerma (mGy)	Inditseeritud õhukerma (mGy)	Seatud laeng (mAs)
W/50 µm Rh	25	27.1028	2.23286	1,8	100
W/50 µm Rh	27	28.8939	2.80841	2,5	100
W/50 µm Rh	29	30.485	3.37421	3,0	100
W/50 µm Rh	31	32.3827	3.93794	3,5	100

**Lisa 2.3.** Õhukerma näidu parandid vastavalt röntgentoru pingetele erinevate anood/filter-kombinatsioonidel.

Anood/filter	25 kV	27 kV	29 kV	31 kV
Mo/Mo	0,99(6)	0,96(6)	0,95(6)	0,94(5)
Mo/Rh	1,10(6)	1,08(6)	1,06(6)	1,03(6)
W/Rh	1,24(7)	1,12(6)	1,09(6)	1,12(6)

**Lisa 2.4.** Poolnõrgenemispaksus 05.05.2014 mõõdetud õhukerma tulemused.

Anood/filter	Lisafilter (mm Al)	Õhukerma (mGy)
Mo/30 µm Mo	0,106	6,73
Mo/30 µm Mo	0,212	5,45
Mo/30 µm Mo	0,318	4,48

Anood/filter	Lisafilter (mm Al)	Õhukerma (mGy)
Mo/25 µm Rh	0,106	5,56
Mo/25 µm Rh	0,212	4,64
Mo/25 µm Rh	0,318	3,93

Anood/filter	Lisafilter (mm Al)	Õhukerma (mGy)
Mo/25 µm Rh	0,106	2,38
Mo/25 µm Rh	0,212	2,06
Mo/25 µm Rh	0,318	1,8

**Lisa 2.5.** Keskmise rinnanäärmedoosi 04.05.2015 kordusmõõtmiste tulemused.

Fantoomi paksus, mm	inditseeritud MGD , mGy	Surve , N	Laeng, mAs	Pinge, kV	Filtri kombinatsioon
37	1.03	88	82.5	27	W-Rh
37	1.05	92	81.9	27	W-Rh
37	1.04	91	81.4	27	W-Rh
37	1.05	93	81.7	27	W-Rh
37	1.05	93	81.7	27	W-Rh

**Lisa 2.6.** CEC pakutud koefitsiendi g väärtused [14].

PMMA paksus (mm)	Rinna paksus (mm)	Koefitsient g (mGy/mGy)							
		HVL (mm Al)							
		0.25	0.30	0.35	0.40	0.45	0.50	0.55	0.60
20	21	0.329	0.378	0.421	0.460	0.496	0.529	0.559	0.585
30	32	0.222	0.261	0.294	0.326	0.357	0.388	0.419	0.448
40	45	0.155	0.183	0.208	0.232	0.258	0.285	0.311	0.339
45	53	0.130	0.155	0.177	0.198	0.220	0.245	0.272	0.295
50	60	0.112	0.135	0.154	0.172	0.192	0.214	0.236	0.261
60	75	0.088	0.106	0.121	0.136	0.152	0.166	0.189	0.210
70	90		0.086	0.098	0.111	0.123	0.136	0.154	0.172
80	103		0.074	0.085	0.096	0.106	0.117	0.133	0.149

**Lisa 2.7** CEC pakutud koefitsiendi c väärtused [14].

PMMA paksus (mm)	Rinna paksus (mm)	Ekvivalentse rinna glandulaarsus	Koefitsient c HVL (mm Al)						
			0.30	0.35	0.40	0.45	0.50	0.55	0.60
20	21	97	0.889	0.895	0.903	0.908	0.912	0.917	0.921
30	32	67	0.940	0.943	0.945	0.946	0.949	0.952	0.953
40	45	41	1.043	1.041	1.040	1.039	1.037	1.035	1.034
45	53	29	1.109	1.105	1.102	1.099	1.096	1.091	1.088
50	60	20	1.164	1.160	1.151	1.150	1.144	1.139	1.134
60	75	9	1.254	1.245	1.235	1.231	1.225	1.217	1.207
70	90	4	1.299	1.292	1.282	1.275	1.270	1.260	1.249
80	103	3	1.307	1.299	1.292	1.287	1.283	1.273	1.262

**Lisa 2.8.** CEC pakutavad koefitsiendi s väärtused [14].

Spekter	Koefitsient s
Mo/Mo	1.000
Mo/Rh	1.017
Rh/Rh	1.061
Rh/Al	1.044
W/Rh	1.042
W/Al	1.05

**Lisa 2.9.** Keskmise rinnanäärmedoosi parandid vastavalt pingeväärtustele ja fantoomi paksustele.

Fantoomi paksus, mm	25 kV	27 kV	29 kV
18	1,15(7)		
37		1,23(7)	
56			1,255(7)

**Lisa 2.10.** NCRP ja CEC poolt pakutud meetodite järgi kalkuleeritud MGD väärtused pingetel 25 kV, 27 kV ja 29 kV ja rinna paksustel 18 mm, 37 mm ja 56 mm.

Pinge, kV	25	27	29
NCRP järgi kalkuleeritud MGD, mGy	0,98	1,25	3,27
CEC järgi kalkuleeritud MGD, mGy	1,38	1,57	3,56

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

Mina, Sigrid Kuuse,

1. annan Tartu Ülikoolile tasuta loa (lihtlitsentsi) enda loodud teose „Täisdigitaalse radiograafiasüsteemi integreeritud doospindalamõõturi 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, 26.05.2015