ADC-testausfantomi OP3D Pro hammasröntgenlaitteelle

HAMK
HÄMEEN AMMATTIKORKEAKOULU
HÄME UNIVERSITY OF APPLIED SCIENCES

Ammattikorkeakoulututkinnon opinnäytetyö

Konetekniikka, insinööri (AMK)

kevät 2023

Jonne Enholm

HAMK
HÄMEEN AMMATTIKORKEAKOULU
HÄME UNIVERSITY OF APPLIED SCIENCES

Konetekniikka, insinööri (AMK) Tiivistelmä
Tekijä Jonne Enholm Vuosi 2023
Työn nimi ADC-testausfantomi OP 3D Pro hammasröntgenlaitteelle
Ohjaaja Niko Laukkanen (HAMK), Jarmo Suni (PaloDex)

Tämän opinnäytetyön tavoitteena oli suunnitella ja valmistaa hammasröntgenlaitteen tuotantolinjalle testaustyökalu, fantomi, jonka avulla voitaisiin testata laitteen Automatic Dose Control -ominaisuutta. Laite kykenee itsenäiseen kuvausparametrien valintaan ja sen tekemien valintojen toistettavuus on testattava standardien mukaisesti tuotantolinjalla. Toimivalla testausfantomilla voitaisiin korvata aiemmin käytössä olleet aidoista ihmiskalloista valmistetut fantomit ja eliminoida niistä aiheutuvat ongelmat. Työn tilasi Tuusulassa toimiva PaloDex Oy.

Työssä käydään läpi fantomeiden ja röntgenkuvaamisen teoriaa. Panoraamaröntgentekniikkaan kiinnitetään erityistä huomiota. Myös julkaistuihin samankaltaisiin töihin ja niiden toteuttamistapoihin on tutustuttu.

Työ toteutettiin analysoimalla eri paksuisten alumiinikerrosten vaikutusta säteilyn intensiteettiin laitteen sensorilla mittaamalla pikseleiden harmaa-arvoja ennalta määritellyn kaavan mukaisesti käsitellyistä kuvista ennalta määritellyllä alueella. Tuloksia verrattiin tavanomaisesta kallofantomista otetusta kuvasta tehtyyn mittaukseen, joka oli tehty vastaavalla kaavalla. Kuvien käsittely ja mittaukset tehtiin ImageJ -ohjelmalla ja analysointi MS Excelillä.

Analyysin tuloksena todettiin, että 29–31 mm paksu alumiinikappale vastaisi vaimennukseltaan referenssinä toiminutta kallofantomia. Fantomista ja sen kiinnikkeestä tehtiin PTC Creossa 3D-mallit ja työkuvat jotka lähetettiin tehtaan protopajalle. Kiinnikkeen ja fantomin välille suunniteltiin ruuvilla kiristettävä liitos jolla fantomin oikeaa paikkaa kuva-alueella oli helpompi hakea. Molemmat osat valmistettiin alumiiniseoksesta EN AW 6082 koneistamalla. Kiinnikkeen ja laitteen välille käytettiin olemassa olevaa kiinnitysmekanismia. Fantomikokoonpanolle tehtiin kaksi suunnittelukierrosta. Lopulliseksi jäänyt kokoonpano todettiin testauksessa toimivaksi. Toistettavuustestin tulos oli 1,07 % tuotannon ylärajan ollessa <4 %.

Avainsanat Ortopantomografia, testifantomi, lääketieteen laitteet, koneensuunnittelu, harmaa-arvot
Sivut 42 sivua ja liitteitä 4 sivua

HAMK
HÄMEEN AMMATTIKORKEAKOULU
HÄME UNIVERSITY OF APPLIED SCIENCES

Mechanical Engineering
Author Jonne Enholm
Subject ADC test phantom for OP 3D Pro dental X-ray device
Supervisors Niko Laukkanen (HAMK), Jarmo Suni (PaloDex)

Abstract
Year 2023

The aim of this thesis was to design and manufacture a testing tool, a phantom, to be used for testing Automatic Dose Control feature on a dental X-ray device production line. The device is capable of independent selection of imaging parameters and the repeatability of the selection has to be tested in production for compliance to standards. Real skull phantoms used earlier for testing, and the problems they caused could be replaced with a working fixed test phantom. This thesis was ordered by PaloDex Oy, which operates in Tuusula, Finland.

The thesis contains basic theory of X-ray imaging and medical phantoms. Panoramic X-ray technique is covered more closely. Also, some earlier publications of similar topics were reviewed.

The thesis was implemented by analyzing the effect of different aluminium thicknesses to the beam intensity on the device X-ray sensor by measuring gray values in image pixels. The gray values were measured from a pre-defined area in the test images that were first manipulated according to a specified procedure. The results were then compared to a measurement done with a conventional reference skull image acquired in the same manner. Image manipulation and gray value measurements of the images was done with ImageJ program and analysis with MS Excel.

As a result, it was concluded that aluminium of thickness 29–31 mm had similar attenuation of the beam than the reference skull. 3D CAD models and technical drawings of the phantom block and holder were created in PTC Creo and sent to factory proto shop. A screw tightened sliding joint was designed between the block and the holder for easier positioning of the phantom. Both parts were machined from EN AW 6082 aluminium alloy. An existing attachment mechanism was used between the phantom assembly and the device. Revision 2 was the final version of the assembly, and it was defined as functional in testing. Repeatability test yielded 1.07 % with <4 % as the acceptance limit.

Keywords Orthopantomography, testing phantom, medical devices, mechanical design, gray values
Pages 42 pages and appendices 4 pages

Sisällys

1 Johdanto ... 1

2 Kuvantamisfantomit ... 2

3 Lääketieteellinen säteilynkäyttö ... 3

4 Röntgensäteilyn tuottaminen ja interaktiot aineessa ... 4

4.1 Röntgenputki ... 4

4.2 Säteilyn yleisimmät interaktiot diagnostisilla energioilla ... 6

4.2.1 Valosähköinen ilmiö ... 7

4.2.2 Compton sironta ... 7

4.3 Vaimeneminen aineessa ... 7

4.4 Röntgensensori ... 10

5 Hammasröntgenlaitteet ... 11

5.1.1 Ortopantomografia ... 11

5.1.2 Periaate ... 13

5.1.3 Tarkka kuva-alue eli ”focal trough” ... 15

5.1.4 Valotusautomatiikka eli ADC ... 16

5.2 Laitevalmistuksen standardit ... 17

6 Työn tavoite ... 18

7 Fantomin suunnittelu ... 19

7.1 Kuvien käsittely ... 20

7.1.1 Mittaus ... 21

7.1.2 Makro ... 22

7.2 Materiaalin valinta ja testikuvat ... 23

7.3 Kuvaajien analysointi Excelissä ... 23

7.3.1 Kaularangan kompensaation eliminointi ... 24

7.3.2 Materiaalipaksuuden valinta ... 25

7.4 Fantomin ja pidikkeen suunnittelu Creossa ... 26

7.4.1 Kappaleiden mallinnus ... 27

7.4.2 Kokoonpano ja piirustukset ... 30

7.4.3 Ensimmäinen versio ja testikuvat 31
7.4.4 Toinen versio ja toistuvuustestaus 33
8 Pohdintaa ja johtopäätöksiä 35
Lähteet 37

Liitteet

Liite 1 Fantomin ja kiinnikkeen ensimmäisen version työkuvat
Liite 2 Kiinnikkeen toinen versio
Liite 3 Yhdistetty kuvaaja

1 Johdanto

Tämän opinnäytetyön tavoitteena oli suunnitella ja valmistaa PaloDex Oy:n valmistaman OP 3D Pro hammasröntgenlaitteen tuotantolinjan käyttöön sen ADC-ominaisuuden testaamiseen käytettävä testausfantomi. ADC:lla tarkoitetaan laitteen ominaisuutta, joka valitsee itsenäisesti kuvausparametreja ja tulee sanoista Automatic Dose Control. Testausfantomin tuli vastata ihmiskalloa panoraamakuvauksessa vaadittavilta osiltaan. Fantomille tuli myös suunnitella teline, jolla se kiinnitetään itse laitteeseen. Työ tehtiin kokonaisuudessaan tilaajayrityksen tiloissa ja sen tarjoamilla resursseilla.

Tuusulassa toimiva PaloDex Oy on maailman johtavia hammasröntgenlaitteiden valmistajia. Yhtiö on valmistanut panoraamaröntgenlaitteita vuodesta 1964 ja nykyisin se on osa kansainvälistä Envista Holdings Corporationia, joka on useamman hammaslääketekniikan ratkaisuja valmistavan yhtiön keskittymä. PaloDex Oy:n valmistamat laitteet tehdään nykyään Dexis -brändin alla.

Opinnäytetyö alkaa aihetta pohjustavalla teoriaosalla, jossa käydään läpi fantomityyppejä, säteilyn tuottamista ja vastaanottimia, panoraamaröntgenkuvauksen perusteita, laitevalmistuksen standardeja ja laitteen ADC-ominaisuutta. Toiminnallisessa osassa tavoitteena oli selvittää, mistä materiaalista tarvittava fantomi olisi järkevintä valmistaa, minkä muotoinen sen tulisi olla, miten se kiinnitetään laitteeseen ja millä menetelmillä se valmistetaan. Suunnitelma oli materiaalin kartoituksen jälkeen analysoida eri ainepaksuuksien aiheuttamia muutoksia laitteella otetun panoraamakuvan harmaa-arvoissa ja verrata niitä oikeasta kallofantomista otetun kuvan tiettyyn alueeseen. Analyysi tehtiin käyttämällä ImageJ-ohjelmaa ja MS Exceliä. Analyysin perusteella suunniteltiin fantomin 3D malli ja työkuvat, joita käytettiin työkalun valmistukseen. 3D-malli ja piirustukset tehtiin PTC Creo -ohjelmalla. Työkuvat lähetettiin tehtaan protopajalle, jossa prototyyppi valmistettiin. Lopuksi työkalu testattiin tuotantolinjan käyttämin metodein.

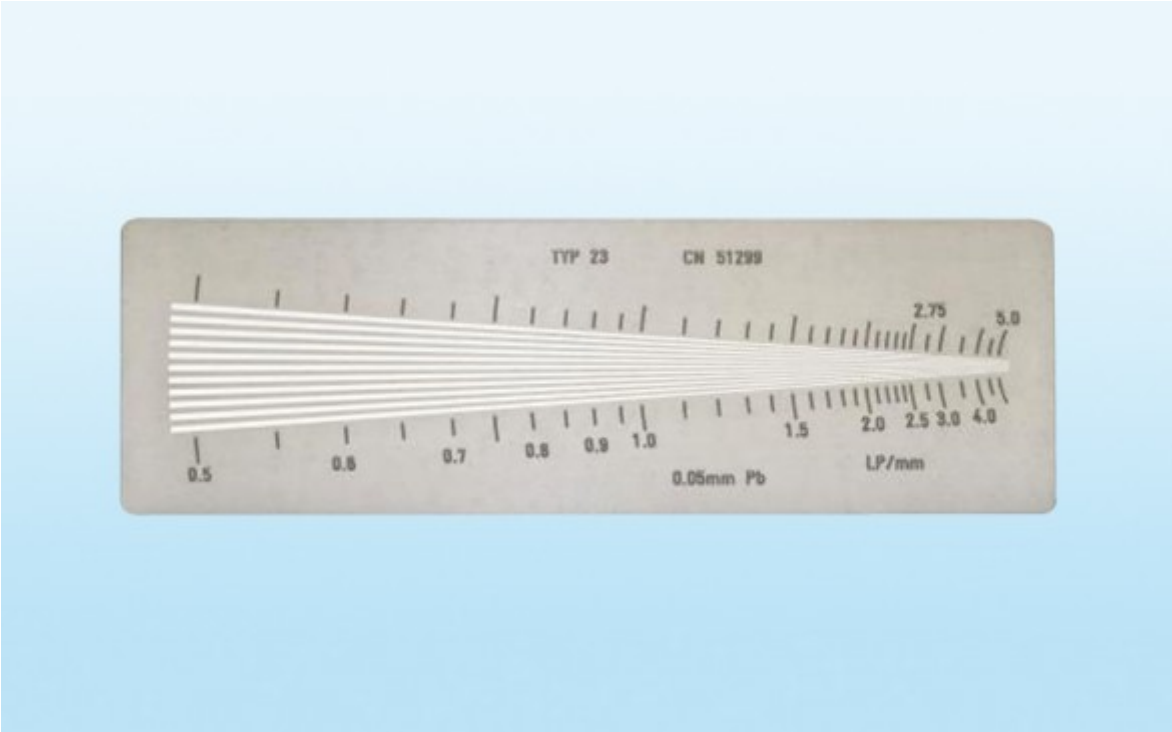
2 Kuvantamisfantomit

Fantomit ovat laitteita tai kappaleita, joita käytetään oikeiden ihmisten korvikkeena lääketieteellisten kuvantamislaitteiden kehityksessä, kalibroinnissa ja toiminnan oikeellisuuden varmistamisessa. (Valladares ym., 2020, s. 2023) Fantomit auttavat myös uusien kuvantamistekniikoiden tutkimuksessa. Ne tarjoavat toistuvuuden ohella tarkkaa numeraalista tietoa ja niitä voidaan käyttää esimerkiksi samanlaisten laitteiden suorituskyvyn vertailussa. (The National Institute of Standards and Technology, 2018) Fantomit ovat usein spesifisesti suunniteltu tiettyyn tehtävään tai tietyn asian mittaamiseen määritellyssä modaliteetissa. (Groenewald & Groenewald, 2016, s. 356)

Fantomit voidaan jakaa kahteen kategoriaan. Antropomorfisiin eli ihmisen kaltaisiin ja muihin, esimerkiksi calibrointi- ja laadunvarmistusfantomeihin. (Hacking, 2020) Antropomorfisissa fantomeissa käytetään usein materiaaleja, jotka simuloivat luu- ja pehmytkudoksia ominaisuuksiltaan. Arjunan et al (2018, s. 100) mukaan veden radiologiset ominaisuudet ovat lähellä pehmyt- ja lihaskudosta, joten sitä käytetään usein niiden korvikkeena. Joskus saatetaan käyttää myös aitoja ihmisen luita. Ihmiskehoa jäljitteleviä fantomeja voidaan käyttää esimerkiksi säteilyannoksien tutkimiseen eri kudoksissa ja elimissä tai optimaalisten kuvausparametrien kartoitukseen. (Kaasalainen, 2015, ss.12, 26)

Kalibrointi- ja laadunvarmistusfantomeja käytetään yleisesti kuvantamislaitteen oikeanlaisen toiminnan varmistamiseen. Ne ovat varsin laite- ja sovelluskohtaisia. Fantomilla saatetaan varmistaa esimerkiksi säteilytyksen aikana liikkuvan panoraamaröntgenlaitteen tekemän liikkeen geometrian oikeellisuus (Dexis, 2021, s.81) tai mitata laitteen tuottaman kuvan spatiaalista resoluutiota. Tällainen fantomi (Kuva 1). Muita fantomeilla tehtävien mittausten kohteita voivat olla esimerkiksi kuvan tasaisuus tai kontrasti (Quart, n.d.–b).

Kuva 1. Viivaparifantomi. (Quart, n.d.–c). Resoluutiota voidaan kuvata yksikössä LP/mm eli toisistaan erottuvien viivojen määrällä per millimetri.



3 Lääketieteellinen säteilynkäyttö

Ionisoivaa säteilyä käytetään terveydenhuollossa sekä ihmisten tutkimiseen että hoitoon. Säteilyn käyttötapoja ja syitä on useita. Tavoitteena voi olla esimerkiksi sairauden diagnosointi röntgen- tai tietokonetomografiatutkimuksella tai syöpäkasvaimen tuhoaminen sädehoidolla. Pelkästään Suomessa tehdään myös vuosittain kymmeniä tuhansia isotooppitutkimuksia, joissa radioaktiivinen radiolääke annostellaan potilaaseen injektiona, ruoansuatuskanavan tai hengityksen kautta. (STUK, 2016, 2020)

Elävän kudoksen säteilytyksellä on myös haittavaikutuksia, joiden vuoksi säteilyn käytön on oltava tarkkaan harkittua. Ennen potilaan säteilylle altistamista on arvioitava saatavan hyödyn suhdetta mahdollisesti aiheutuvaan haittaan. Ionisoiva säteily vaikuttaa solujen rakenteeseen ja vaurioittaa DNA:ta. Ionisaatiolla tarkoitetaan tapahtumaa jossa säteily on tarpeeksi suurienergistä irrottamaan elektroneja atomin kuorelta. Haittavaikutukset jaetaan kahteen luokkaan; Soluja tuhoaviin deterministisiin, ja hitaammin esimerkiksi syöpinä esiintyviin stokastisiin vaikutuksiin. Niiden esiintymisen todennäköisyys riippuu useammasta

tekijästä, esimerkiksi säteilyn laadusta, määrästä ja energiasta. Haittavaikutusten vakavuus ja laatu vaihtelevat myös yksilöiden välillä. (Donya ym., 2017, s.442)

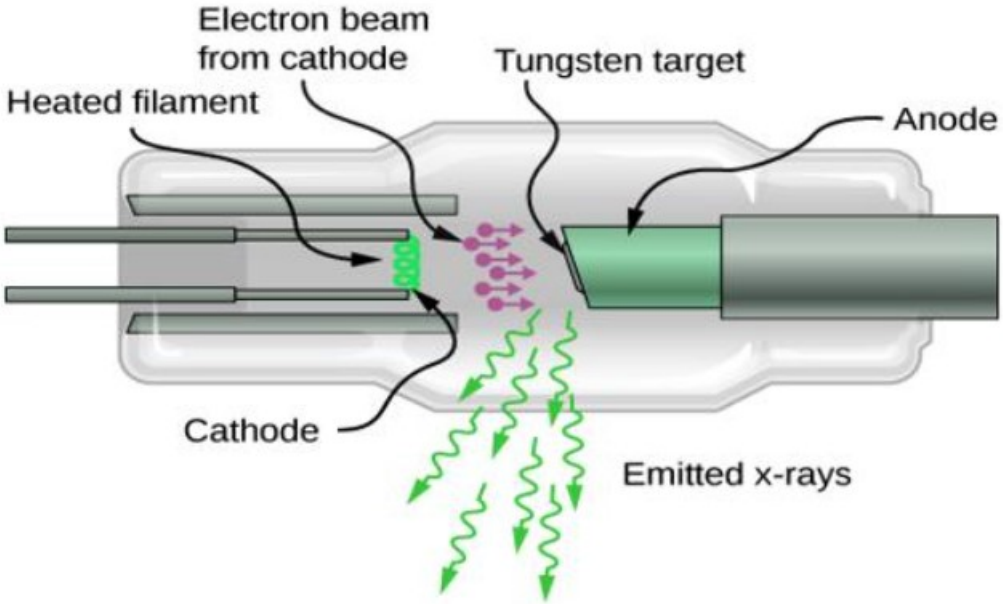
Säteilyn käyttö on Suomen lain mukaan luvanvaraista toimintaa. Tämä kattaa säteilylain mukaan niin lääketieteellisen käytön kuin säteilylähteiden valmistuksen. Tuotteiden valmistuksesta säädetään lisäksi laissa terveyden huollon laitteista ja tarvikkeista (Laki terveydenhuollon laitteista ja tarvikkeista annetun lain muuttamisesta 720/2021). Säteilyn käyttöön tarvittavaa turvallisuuslupaa hakiessaan toiminnanharjoittajan on määriteltävä mm. toiminnan tarkoitus ja toiminnan harjoittamispaikka, suunnitelma turvallisuusjärjestelyistä ja toiminnassa noudatettavat laadunvarmistuksen menettelyt 51§. Säteilylain noudattamista valvoo Suomessa säteilyturvakeskus. (Säteilylaki 859/2018 § 48 §51)

4 Röntgensäteilyn tuottaminen ja interaktiot aineessa

4.1 Röntgenputki

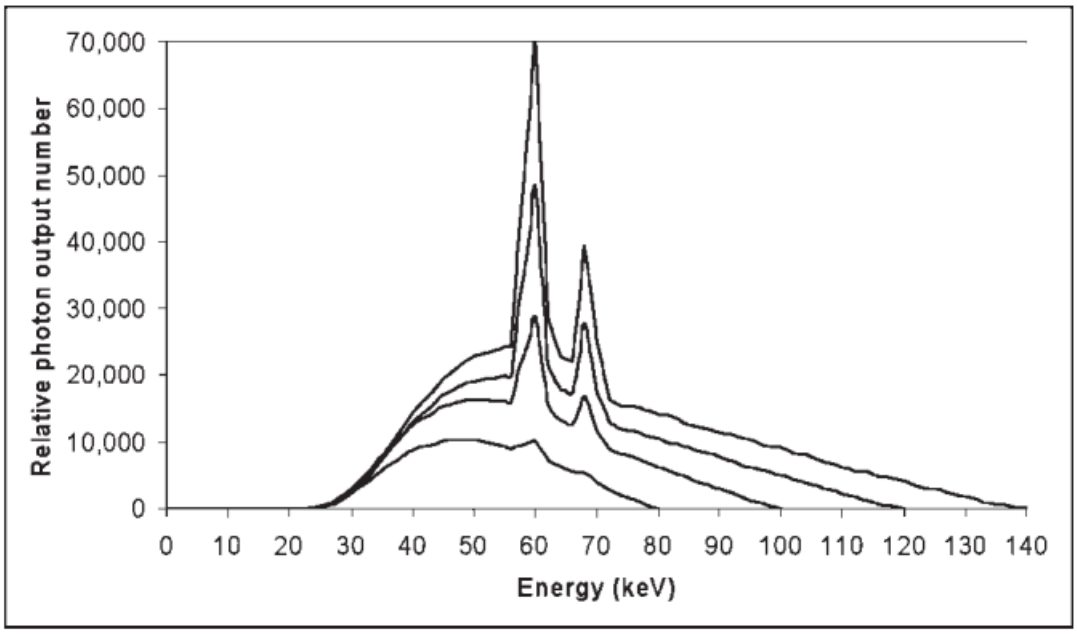
Röntgenputki on röntgenlaitteen osa, joka tuottaa säteilyn ilman radioaktiivisia materiaaleja (Lloyd-Jones, 2016). Putken negatiivisesti varautuneessa katodipäässä olevasta hehkulangasta irrotetaan termisellä emissiolla elektroneja, jotka kiihdytetään tyhjiössä kohti positiivisesti varautunutta anodia katodin ja anodin välisen potentiaalieron avulla. Anodimateriaaliin törmätessään elektronit jarruuntuvat nopeasti ja muuttavat suuntaansa, mikä synnyttää pääasiallisesti lämpöä. Hiukan alle 1% elektronien kineettisestä energiasta kuitenkin muuttuu röntgensäteilyksi. (Mudgal, 2013) Röntgenputken tyypillinen rakenne on kuvattu (Kuva 2).

Kuva 2. Tyypillisen röntgenputken osat. (Qs study, n.d.)



Suurin osa muodostuneesta säteilystä on niin kutsuttua bremsstrahlungia, jota kutsutaan myös jarrutussäteilyksi. Jarrutussäteilyn spektri on polyenerginen, eli se koostuu monista eri energioista nollan ja käytetyn putkijännitteen välillä. (Bushberg ym., 2011, s.49) Spektri sisältää myös karakteristisia röntgensäteitä, joiden syntytapa eroaa jarrutussäteilystä (Heino, 2018, s.9) Putkijännitteillä 80, 100, 120 ja 140 kVp ja vakio virralla tuotetut säteilyspektrit ovat nähtävissä (Kuva 3).

Kuva 3. 4 eri säteilyspektriä (Seibert, 2004, s.142). Karakteristinen säteily voidaan havaita kuvaajissa olevina "piikkeinä"



Elektronien määrää mitataan milliampeereina. Yksi milliampeeri vastaa 6,24 x 10^{15} elektronia/s. Elektronien liike-energia taas on riippuvainen käytetystä putkijännitteestä, joka on tyypillisesti hammaskuvauksissa 65-95kV. Kolmas käyttäjän säädettävissä oleva parametri on valotusaika. (Tafti & Maani, 2022)

4.2 Säteilyn yleisimmät interaktiot diagnostisilla energioilla

Säteilynkeilan vaimenemisella tarkoitetaan säteilyn intensiteetin pienenemistä sen ollessa vuorovaikutuksessa materian kanssa, ja se koostuu absorptiosta ja sironnasta. Absorptiossa fotonin energia muuttuu väliaineen elektronien liike-energiaksi ja sironnassa fotoni muuttaa suuntaansa törmättyään väliaineen atomeihin.

Osa röntgensäteistä kulkee materian läpi ilman näitä interaktioita, sillä atomin ydin on hyvin pieni suhteessa koko atomin kokoon ja sen voidaan ajatella olevan pitkälti tyhjää tilaa. Lääketieteellisessä kuvantamisessa käytetyillä energia-alueilla röntgensäteilyn ja materian välillä tapahtuu pääasiassa kahta erilaista interaktiota. (Cooke, 2020, s.47–48)

4.2.1 Valosähköinen ilmiö

Valosähköisessä ilmiössä fotonin energia siirtyy väliaineen atomin sisemmällä kuorella sijaitsevalle elektronille ja fotoni katoaa. Osa energiasta käytetään elektronin sidosenergian voittamiseen sen irrottamiseksi atomista, ja loppu siirtyy elektronin liike-energiaksi. Interaktio tapahtuu todennäköisemmin matalan energian röntgensäteille ja on potilaan säteilyannoksen näkökulmasta epätoivottava. (NRC, 2011, ss. 17, 32)

Kuvanlaadun näkökulmasta valosähköinen ilmiö kuitenkin parantaa kuvan kontrastia. Myös väliaineen atomien järjestysluvun kasvaminen vaikuttaa tekemällä valosähköisestä ilmiöstä todennäköisemmän. (Martin, 2007, s. 2)

4.2.2 Compton sironta

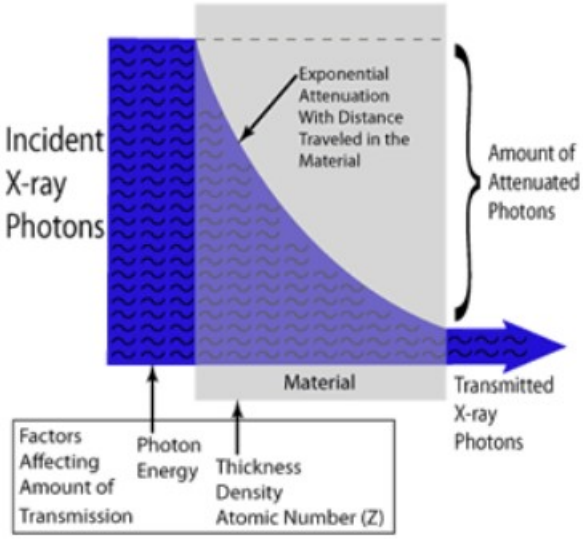
Compton sironnassa fotoni luovuttaa osan energiastaan ulkokuorella olevalle elektronille, ja muuttaa suuntaansa. Fotoni voi sirota mihin suuntaan tahansa, mutta suurienergisillä fotoneilla on suurempi todennäköisyys sirota pienemmässä kulmassa alkuperäiseen kulkusuuntaansa nähden.

Elektronille luovutetun energian määrä on yhteydessä sirontakulman suuruuteen. 180° sirontakulmassa fotonille jäänyt energia on kaikkein pienimmillään. Compton sirontaa ilmenee kaikilla fotonienergioilla materiaaliin katsomatta ja se on kuvanlaadun näkökulmasta epätoivottu interaktio. (NRC, 2011, s. 36–50)

4.3 Vaimeneminen aineessa

Kuten mainittu edellä, röntgensäteilyn vaimeneminen tarkoittaa sen intensiteetin pienenemistä edellä mainittujen interaktioiden kautta. Osa fotoneista absorboituu aineeseen, osa siroaa ja menettää energiaa. Interaktioiden todennäköisyyteen vaikuttaa fotonin energian lisäksi materiaalin paksuus, tiheys ja, järjestysluku. Vaimeneminen vähenee eksponentiaalisesti materiaalin paksuuden kasvaessa. (Iowa state university, n.d.–a) Tämä on havainnollistettu (Kuva 4).

Kuva 4. Materiaalipaksuuden vaikutus vaimentuneiden fotonien määrään. (Iowa state university, n.d.–b) Vaimentuvien fotonien määrä pienenee materiaalipaksuuden kasvaessa.



Materiaalipaksuuden vaikutusta vaimenemiseen voidaan kuvata kaavalla:

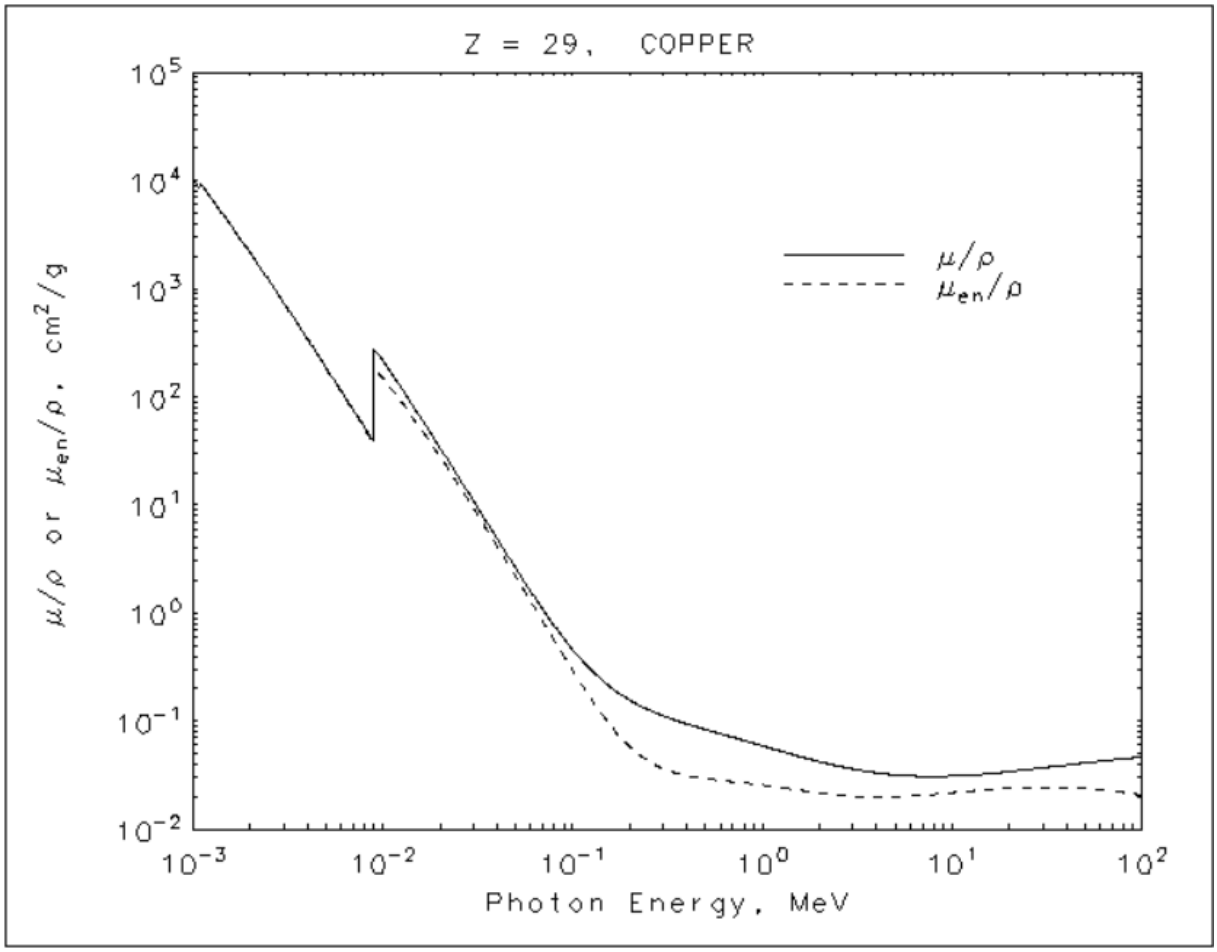
$$I = I_0 e^{-\mu x}$$

Missä I=Säteilyn intensiteetti materiaalin jälkeen, I_0=Säteilyn intensiteetti ennen materiaalia, μ=materiaalin lineaarinen vaimennuskerroin ja x=materiaalin paksuus. (Iowa state university, n.d.–a)

Lineaarinen vaimennuskerroin μ, on suure, joka kuvaa sitä, miten suuri osa säteilystä vaimenee senttimetrin matkalla jossakin materiaalissa. Sen yksikkö on cm^{-1}. (Mousa ym., 2017, s.10589) Kirjallisuudesta on kuitenkin useammin löydettävissä eri materiaaleille määritettyjä massavaimennuskertoimia eri keV-alueilla. Massavaimennuskertoimen yksikkö on cm^2/gm. Massavaimennuskerroin voidaan muuttaa lineaariseksi vaimennuskertoimeksi

kertomalla se materiaalin tiheydellä. (Iowa state university, n.d.–c) Esimerkki kuparin massavaimennuskertoimen käyrästä (Kuva 5).

Kuva 5. Kuparin massavaimennuskerroin. (NIST, n.d.–a)

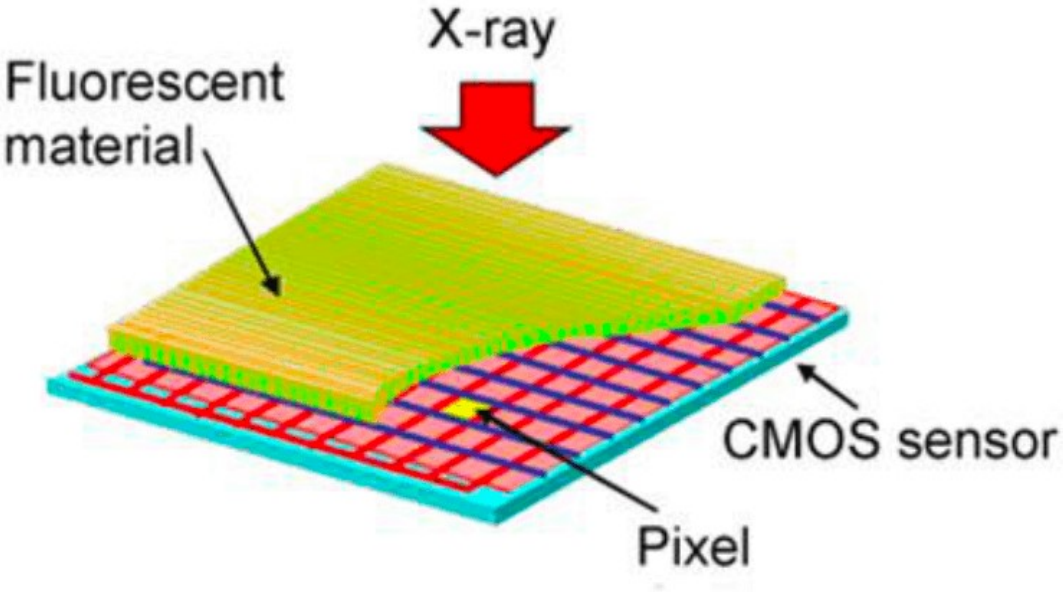


HVL eli Half Value Layer kuvaa materiaalin paksuutta, jossa säteilyn intensiteetti vaimenee puoleen. HVL:a käytetään yleensä kuvaamaan säteilyn laatua ja erityisesti potilasannosta kasvattavien matalien energioiden fotonien määrää säteilykeilassa. (Knipe, 2013) Viranomaisista ainakin Yhdysvaltain lääke- ja ruokavirasto määrittelee Code of Federal Regulations (CFR) tittelinsä 21 osassa 1020.30 vaatimuksia röntgenlaitteiden tuottamille säteilyn HVL-arvoille. (CFR title 21 1020.30/2022)

4.4 Röntgensensori

Röntgensäteilyn vastaanottava laitteen osa on yhä useammin digitaalinen sensori perinteisen filmin sijaan (Ramesh, 2019, s.139). Digitaalinen detektori koostuu kuva-alkioiden eli pikseleiden matriisista, joille tuleva röntgensäteily muutetaan sähköisiksi varauksiksi. Joissakin sovelluksissa fotoni konvertoidaan suoraan vaurauksekseksi röntgensäteilylle herkällä johdinmateriaalilla ja joissakin, epäsuorissa ratkaisuissa röntgensäteily muutetaan ensin tuikeaineella näkyväksi valoksi. Näkyvä valo luetaan fotodiodilla. (Ristić, 2013, s.66) Lisäksi on olemassa myös yksittäisten fotonien laskemiseen perustuvia sensoreita (Shock, 2020).) (Kuva 6) yksinkertaistettu kuva OP 3D Pron käyttämän CMOS-tyyppisen sensorin rakenteesta.

Kuva 6. CMOS-tyyppisen röntgensensorin rakenne (Unixray, n.d.).



Neliö muotoiset pikselit vaikuttavat kuvan muodostumiseen kahdella tavalla. Toisaalta ne osaltaan määrittävät kuvan spatiaalista resoluutiota ja toisaalta niiden vastaanottaman säteilyn intensiteetti määrittää pikselin esittämän harmaan sävyn arvon. (Ristić, 2013, s.66) Kuvan resoluution kasvaessa pikselin koko pienenee ja samalla paranee systeemin kyky

erottaa kuvasta pienempiä yksityiskohtia. Panoraamakuvauksissa käytettävien sensoreiden pikselikoko vaihtelee ollen tyypillisesti välillä 60–200 µm. (ImageWorks, n.d., s.3) 100 µm pikselikoolla neliön muotoisella 1 cm^2 alueella olisi siis $(10\ mm/0{,}1\ mm)^2 = 10\ 000$ pikseliä. Digitaalisessa sensorissa pikseli voi saada arvon, harmaan sävyn, rajalliselta väliltä. Välin suuruuden eli mahdollisten arvojen joukon kokoa määrittää sensorin bittisyvyys. Esimerkiksi 8-bittiä tarkoittaa, että pikselin arvo voi olla väliltä 2^8=265. Jotkin sensorit yltävät jopa 16 bitin erottelukykyyn, jolloin mahdollisia arvoja on 2^{16}= 65536. Kuvan tuotossa analoginen signaali muutetaan digitaaliseen muotoon, jolloin tapahtuu aina virhettä aiheuttavaa informaatiokatoa. Suuremmalla bittisyvyydellä signaalin digitalisoinnin aiheuttama virhe pienenee. (Bushberg ym., 2011, ss.106, 108) Digitaalisessa muodossa olevien kuvien etu on niiden laajat jälkikäsittelymahdollisuudet, kuten kuvan kontrastin ja kirkkauden säätö. (Ramesh, 2019, s.139)

5 Hammasröntgenlaitteet

Suun terveydenhuollossa röntgenkuvauksilla saadaan lisätietoa mm. hampaiden kasvusta, luisista rakenteista, reikiintymisestä ja niitä käytetään paljon kliinisen tutkimuksen tukena. Suun alueen röntgentutkimukset jaetaan yleisesti intraoraalisiin ja ekstraoraalisiin tutkimuksiin. Intraoraalikuvissa säteilyn vastaanottava kuvalevy tai sensori on potilaan suussa ja ekstraoraalikuvissa sekä säteilynlähde että sensori ovat pään ulkopuolella jolloin saadaan kuvattua laajempia kokonaisuuksia.

Ekstraoraali tutkimukset jakautuvat useampaan eri modaliteettiin eli kuvaustekniikkaan, joista tavanomaisimpia ovat panoraamakuvaus ja kefalometria. (Kumar ym., 2021, s.1–4) Myös 3D-kuvia tuottava kartiokeilatomografia on vakiinnuttanut asemaansa hammashuollossa (Suomalainen & Koskinen, 2013, s.1037).

5.1.1 Ortopantomografia

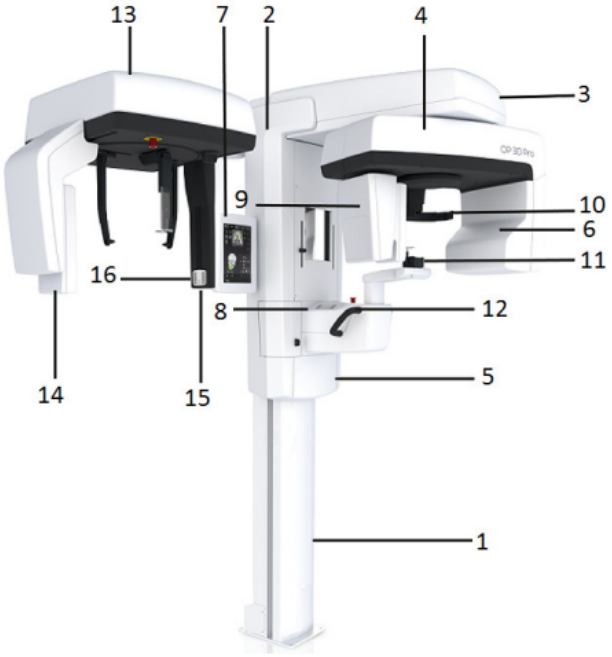
Panoraama röntgenkuva eli ortopantomografia on hampaiston ja leukojen alueelle käytettävä kuvantamistekniikka, jossa röntgensäteilyä tuottava röntgenputki, “putkipää” ja säteilyn vastaanottava sensori kiertävät kuvattavan kohteen ympäri asemoituna sen

vastakkaisille puolille. (Izzetti ym., 2021, s. 2) Tekniikan kehitti suomalainen Yrjö Paatero 1900-luvun puolivälissä (Meurman, 2002). Tämän opinnäytetyön kohteena oleva OP 3D Pro ja sen pääosat nähtävissä (Kuva 7). Panoraamakuvauksen etuja ovat sen kustannustehokkuus, matala säteilyannos ja kyky tuottaa hyvä yleiskuva suun alueen rakenteista. Ongelmia ovat rakenteiden kuvautuminen päällekkäin ja kuvausgeometrian vääristymät, jotka saattavat vaikeuttaa kuvien tulkintaa ja tehdä mittauksista epäluotettavia.

Panoraamakuvan laatu on myös hyvin riippuvainen tutkimuksen tekijän ammattitaidosta, sillä tuotetun kuvan tuoma lisäarvo on tiiviisti yhteydessä potilaan adekvaattiin asetteluun. (Izzetti ym., 2021, s. 2) Subbulakshmi et al (2016, s.23) tekemässä tutkimuksessa vain 36 % arvioiduista 200 panoraamakuvasta ei löytynyt merkkejä asetteluvirheistä tai potilaan huonosta ohjeistuksesta.

Kuva 7. OP 3D Pro -laitteen pääosat ja rakenne. (Dexis, 2021, s.13) Laite yhdistää kaikki kolme ekstraoraalista kuvantamismodaliteettia.

3.1 Pääosat ja ohjauslaitteet

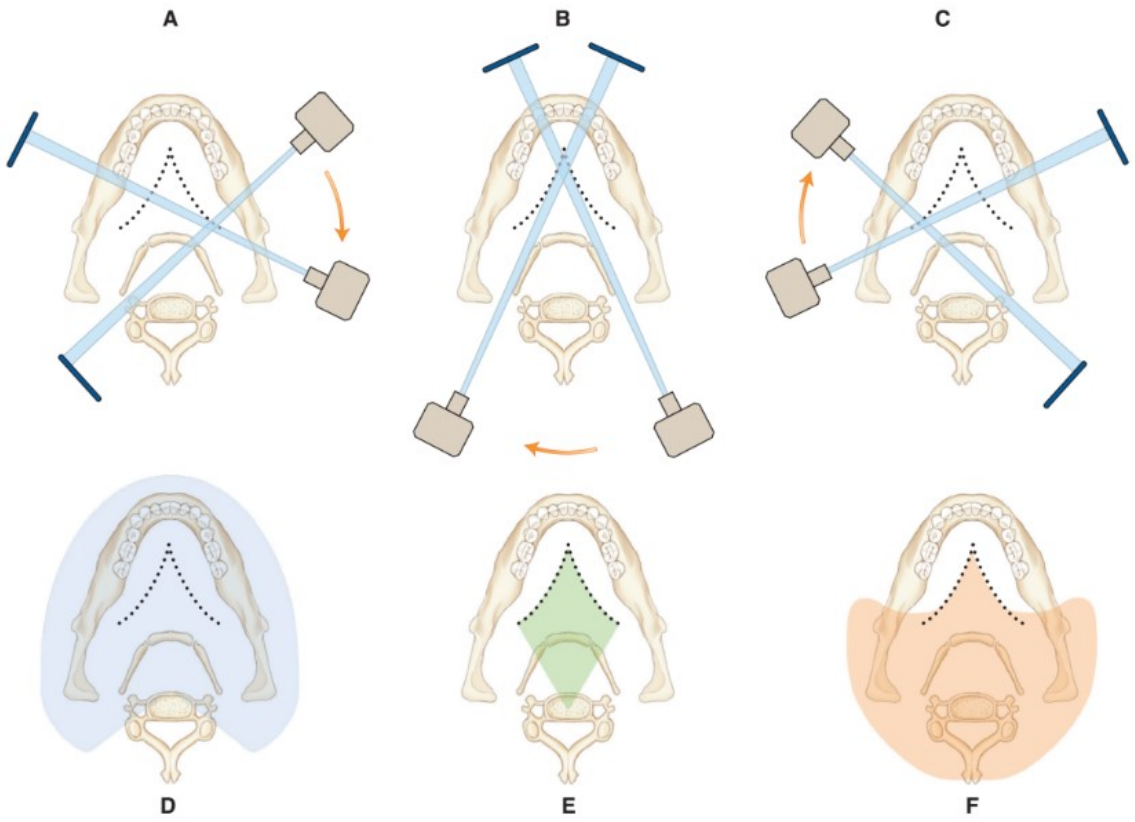


1. Pylväs
2. Kelkka
3. Pääteline
4. Kiertoyksikkö
5. Virtakytkin (kelkan takana) ja pääsulakkeet
6. Putkipää
7. Kosketusnäyttö
8. Potilasasettelupaneeli
9. Sensoripää
10. Pääntuki
11. Leukatuki
12. Kahvat
13. Kefalostaattilaite
14. Kefalostaatin sensori
15. Toisiokollimaattori
16. Asettelupaneeli

5.1.2 Periaate

Potilas asemoidaan laitteeseen siinä olevien paikoitusvarusteiden ja laserien avulla, ja ohjataan olemaan liikkumatta kuvauksen aikana (Dexis, 2021, s.52). Panoraamalaitteen putkipäästä tuleva säteilykeila rajataan säädettävillä rajaimilla muutamien millimetrien levyiseksi. Säteilykeilan korkeus riippuu putkipään sekä sensorin etäisyydestä sekä kuvattavan kohteen sijoittumisesta niiden välille. Pyörähdyksen aikana röntgensäteilyn vastaanottava sensori lukee säteilyn intensiteettiä jatkuvasti ennalta määritellyllä pikselialueella, joka on hieman keilaa suurempi. Kuvan muodostuksen periaatetta ja laitteen liikettä suhteessa leukaluuhun on havainnollistettu (Kuva 8) kohdissa A, B ja C. On huomattava, että kuvassa sensoripäätä edustava tummansininen viiva liikkuu pyörähdyksen aikana suhteessa säteilykeilaan, joka ei nykyisillä digitaalisilla tekniikoilla ole tarpeellista.

Kuva 8. Panoraamakuvan muodostus (Ramesh, 2019). Harmaa putkipää kiertää potilasta myötäpäivään kuvissa A, B ja C. Musta katkoviiva kuvaa säteiden virtuaalisen kiertopisteen liikettä kuvauksen aikana.



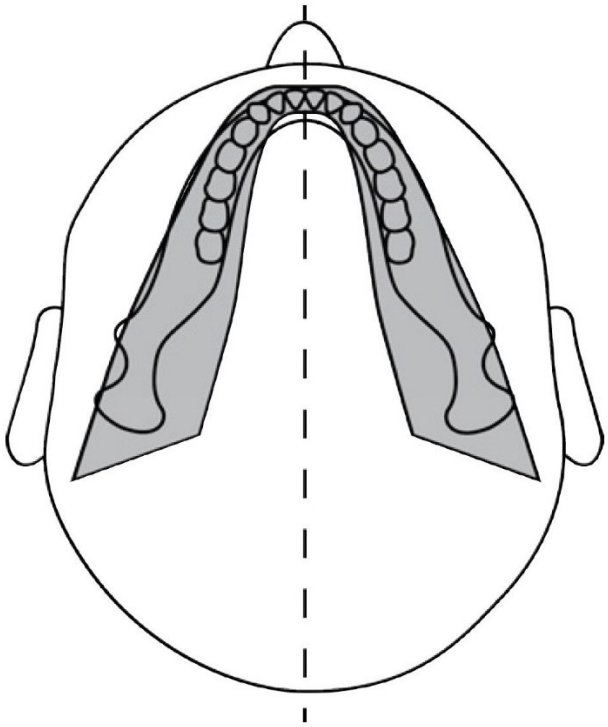
Panoraamalaitteen tuottama kuva on leveä ja kolmiulotteinen tarkka kuva-alue kaarevan muotoinen (Ramesh, 2019, s.132). Tavanomainen panoraamaröntgenkuva (Kuva 9).

Kuva 9. Tyypillinen panoraamaröntgenkuva kallofantomista.

5.1.3 Tarkka kuva-alue eli ”focal trough”

Tarkan kuva-alueen keskellä sijaitsevat rakenteet kuvautuvat selkeimpinä ja selkeyden aste laskee siirryttäessä kauemmaksi. Alueen ulkopuolelle jäävät rakenteet voivat olla tunnistamattomaksi sumentuneita, suurentuneita ja vääristyneitä. (Ramesh, 2019, s.132) Alueen paksuus aksiaalitasossa vaihtelee ollen yleensä 6–8 mm etualueella (kuvan keskellä) ja 12–16mm taka-alueella (kuvan sivuilla (Izzetti ym., 2021, s. 2). (Kuva 10) on havainnollistettu alueen muotoa. Tarkasti kuvautuvan alueen muotoa voidaan optimoida hammaskaaren ja alaleuan muotoiseksi liikuttamalla laitteen tekemän pyörähdyksen keskipistettä kuvauksen aikana. Pyörähdyksen keskipiste on kuvauksen alussa hammaskaaren oikeassa reunassa liikkeen takareunassa, josta se siirtyy myötäpäivään kaareutuvalla liikkeellä kohti etuhampaita ja vasen -oikea suunnassa kohti keskilinjaa. Keskilinjan saavuttaessaan liike jatkuu niin ikään myötäpäivään kaareutuen vasemmalle ja taakse. Pyörähdyskeskipisteen liikerata on esitetty (Kuva 8). Tarkasti kuvautuva alue muodostuu pyörähdyksen aikana virtuaalisen pyörähdyskeskipisteen sensoria lähemmälle puolelle. Näin ollen esimerkiksi hammaskaaren vastakkaisella puolella olevat rakenteet, jotka ovat tarkassa alueessa eri ajan hetkellä, eivät sekoita kuvaa vaan sumuttuvat haamukuvaksi. (Ramesh, 2019, s.132)

Kuva 10. Focal trough. (Dexis, 2021, s.33) Tarkan alueen muoto aksiaali- eli potilaan ”pää-varpaat” suunnassa.



Oikeiden kuvien lisäksi panoraamakuvissa nähdään tuplakuvia ja haamukuvia. Tuplakuvat syntyvät rakenteista, joiden läpi sädekeila kulkee kahdesti ja jotka ovat anatomisesti pyörähdyskeskipisteen posterioripuolella koko kuvan oton ajan. Tuplakuvat syntyvät vihreällä alueella sijaitsevista rakenteista kuvan 8 osassa E. Haamukuvat syntyvät rakenteista, jotka jäävät pyörähdyskeskipisteen ja säteilylähteen väliin. Ne näkyvät kuvissa vastakkaisella puolella ja ylempänä todelliseen sijaintiinsa verrattuna, sillä sädekeila kulkee niiden kohdalla päinvastaiseen suuntaan ja on ylöspäin kallistunut. (Ramesh, 2019, s.132) Haamukuvat syntyvät oranssin alueen rakenteista kuvan 8 osassa F.

5.1.4 Valotusautomatiikka eli ADC

Kuten aiemmin todettu, röntgenkuvauksen säteilyannokseen ja kuvan laatuun voidaan vaikuttaa useilla eri parametreilla. Jotkin panoraamaröntgenlaitteet on varustettu kuvausparametreja itsestään säätävällä tekniikalla, jonka ideana on optimoida tutkimuksesta

aiheutuvan annoksen ja riittävän hyvän kuvan laadun suhde. Sensorille saapuvan säteilyn määrää mitataan kuvauksen alussa, ja laite päättää sen perusteella sopivat kV tai mA arvot. (Scarfe & Williamson, 2019, s.4–5)

Tämän työn kohteena olevassa OP 3D Pro laitteessa ominaisuudesta käytetään nimeä ADC, joka tulee sanoista Automatic Dose Control. ADC helpottaa laitteen käyttäjän työtä, sillä hänen ei tarvitse keskittyä yhtä paljon oikeiden kuvausparametrien valitsemiseen, vaan hän voi kiinnittää huomionsa panoraamakuvauksessa tärkeään asetteluun.

5.2 Laitevalmistuksen standardit

Lääketieteellisten laitteiden valmistus on tiukan kontrollin ja sääntelyn alaisuudessa. Useampi standardeja kehittävä kansainvälinen organisaatio tekee yhteistyötä julkaisuissaan varmistakseen laitteiden turvallisuuden ja tehokkuuden. Tällaisia organisaatioita ovat esimerkiksi International Organisation of Standardization (ISO) ja International Electrotechnical Comission (IEC), joiden tiettyjen regulaatioiden mukaisuus on monessa maassa edellytys laitteen markkinoille tuomiseksi. Esimerkiksi ISO 13485 standardi määrittelee organisaatioiden laadunhallintajärjestelmiä ja IEC 60601 standardien sarja laitteiden ominaisuuksia. Yhdysvalloissa lääketieteellisten röntgenlaitteiden säännöstenmukaisuutta valvoo ruoka -ja lääkevirasto FDA, tarkemmin Center for Devices and Radiological Health (CDRH). (Taylor, 2013, s.2)

FDA:lla on myös omia säännöksiään kansainvälisten lisäksi. Code of Federal Regulations (CFR) määrittelee tittelinsä 21 osassa 1020 röntgenlaitteiden vaatimuksia. (21 CFR 1020) Tämän opinnäytetyön kohteena olevan annosautomatiikan vaatimuksia määritetään tarkemmin osassa 1020.31. EU-alueella lääkinnällisen laitteen markkinoille vienti edellyttää asetuksen (EU) 2017/745 lääkinnälliset laitteet mukaisuutta. (EU 2017/745, s.13)

6 Työn tavoite

Tämän työn tarkoituksena oli kehittää fantomi, joka mukailisi antropomorfista kallofantomia ominaisuuksiltaan siltä osin kuin valotusautomatiikan testaukseen tarvitaan. Sen tulisi ennen kaikkea vastata vaimennukseltaan oikeaa kallofantomia panoraamakuvauksen lähtötilanteessa ja jollakin keinolla varhaisessa vaiheessa kuvausta aiheuttaa sensorilla havaittava säteilyn intensiteetin muutos, joka vastaisi säteilykeilan osumista kallofantomin leukaluun kohdalle. Aiemmin käytetyt kallofantomit olivat aiheuttaneet tuotannon testauksessa haasteita mm. asettelussa. Lisäksi ne ovat painavia ja kalliita.

Fantomi tulisi myös olla mahdollista valmistaa tehtaalla esim 3D-tulostamalla tai koneistamalla ja sen tulisi olla kiinnitettävissä laitteeseen luotettavasti ja toistettavasti. Fantomin ulkonäkö ja se, miltä siitä otetut kuvat näyttäisivät, eivät olleet millään tapaa prioriteetteja. Siitä otettuja kuvia ei itsessään käytettäisi mihinkään.

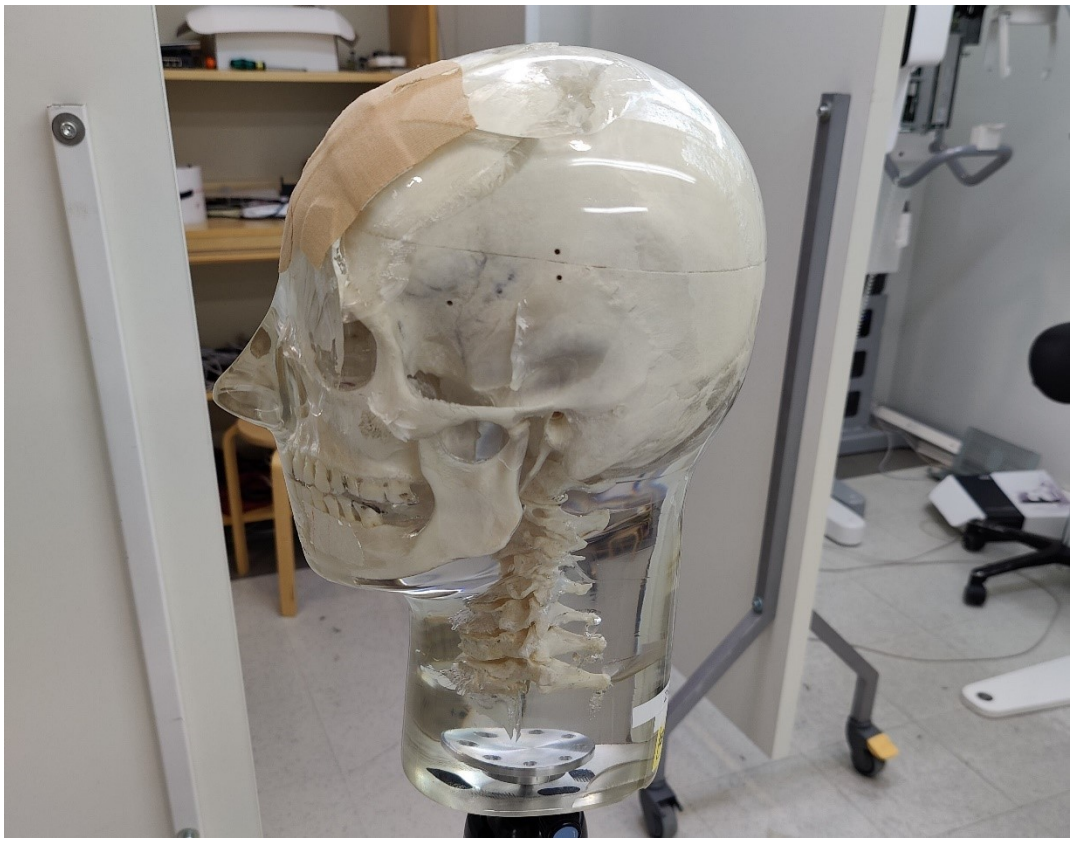
Suunniteltavana ollut fantomi oli tyypiltään varsin spesifi, eikä oletuksena ollut, että vastaavaa kirjallisuudesta löytyisi. Fantomilta ei odotettaisi kuin vaimennukseltaan samoja ominaisuuksia kuin tavalliselta kallofantomilta, joten antropomorfisten fantomeiden suunnittelua koskevat julkaisut jätettiin katsauksen ulkopuolelle.

Ionita et al (2013) kehittivät tutkimuksessaan kalloa vastaavan yhtenäisen alumiinista valmistetun fantomin. He määrittivät alumiinin paksuuden vertailemalla tavallisesta kallofantomista ottamiensa C-kaari kuvien harmaa-arvoja alumiinisen porrasfantomin harmaa-arvoihin. Alves et al (2014) kehittivät lapsen kalloa vastaavan levyistä kasattavan fantomin mittaamalla lasten tietokonetomografiakuvista pehmyt- ja luukudosten paksuuden ja muuttamalla ne simulaatiomateriaalin paksuudeksi. Pehmytkudosta simuloitiin PMMA:lla (akryylilla) ja luukudosta alumiinilla.

7 Fantomin suunnittelu

Työn toiminnallisen osan ensimmäinen toimenpide oli referenssikuvien ottaminen. Referenssikuvat otettiin Erler-zimmerin myymästä kallofantomista sekä manuaalisesti valituilla kuvausparametreilla että laitteen ADC-ominaisuuden valitsemilla arvoilla. Fantomi (Kuva 11).

Kuva 11. Referenssikuvaan käytetty kallo.



Referenssikuvien ottamisessa käytettiin laitteeseen asennettua muunneltua laiteohjelmistoa (Firmware), joka merkkasi kuvaan mistä kohdasta ADC mittaa sensorille tulevan säteilyn tasoa. Tämä tehtiin siksi että haluttiin tietää mistä kohdasta ja millaiselta alueelta harmaa-arvoja haluttaisiin mitata.

Panoraamakuva muodostuu oikealta vasemmalle johtuen myötäpäivään tapahtuvasta pyörähdyksestä. ADC etsii kuvauksen alussa alaleuan luun vasenta ramusta, joka on ensimmäinen luinen rakenne optimaalisen panoraamakuvan tarkassa kuva-alueessa.

Ramuksen löydettyään ADC alkaa säätää kuvausparametreja. Ramus on merkitty luun päälle vihreällä (Kuva 12).

Kuva 12. Ramuksen anatominen sijainti.

Tässä opinnäytetyössä oli tarkoitus suunnitella työkalu, jota käytetään ADC:n toiminnan todentamiseen. Harmaa-arvot oli siis mitattava kuvan kohdasta ennen kuin säteilykeila saavuttaa ramuksen (kuvassa 12 vihreän alueen oikealta puolelta) ja ramuksen päältä. Työkalun tulisi simuloida harmaa-arvoissa tapahtuva muutos, joten referenssikuvista mitatut arvot piti saada toistettua jollakin materiaalilla, josta työkalu voitaisiin valmistaa.

7.1 Kuvien käsittely

Kaikki otetut kuvat käsiteltiin ja analysoitiin ImageJ:llä, joka on Yhdysvaltain lääketieteellisen tutkimuksen viraston alaisen kansallisen terveysinstituutin (National Institutes of Health) kehittämä, avoimeen käyttöön tarkoitettu kuvien katselu-, analysointi- ja käsittely -ohjelma. ImageJ:n liitännäisellä voidaan avata panoraamalaitteen raakakuvia. Harmaa-arvojen analyysi haluttiin tehdä raakakuvista, jotta tiedettiin miten analysoitavia kuvia oli käsitelty ennen mittausta.

Raakakuvat sisältävät jokaisen yksittäisen framen, jonka sensorin lukee kuvauksen aikana. Tällä kyseisellä laitteella tavallisessa panoraamakuvauksessa sensoria luetaan 3062 kertaa. Raakakuva aukeaa siis 3062 kuvan pakkana. Kuvauksen alussa ja lopussa sensoria luetaan joitakin kymmeniä kertoja ilman röntgensäteitä. Tällöinkään pikseleiden saama arvo ei ole 0, vaan pikseleissä on pimeävirran aiheuttamaa kohinaa. Pimeävirta pyrittiin eliminoimaan kuvista tekemällä ensimmäisistä muutamasta kymmenestä framesta alipakka, josta laskettiin pikseleiden intensiteetin keskiarvo käyttämällä ImageJ:n Z-project-toimintoa. Saatu keskiarvo vähennettiin alkuperäisen kuvapakan frameista ImageJ:n image calculator -toiminnolla.

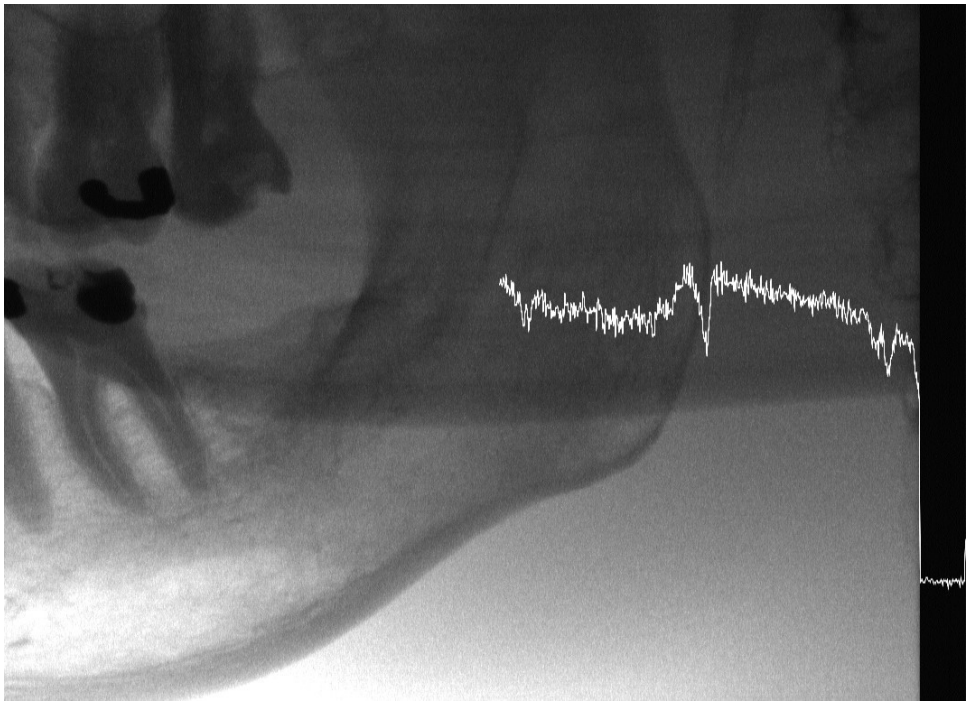
Seuraavaksi käytettiin reslice-toimintoa, jolla pakasta voitiin rekonstruoida mitattava 2D-kuva. Rekonstruktiossa käytettiin framejen välimittana kuvien pikselikokoa 0,1 mm, joten tuloksena oli 306,2 mm leveä ja 148 mm korkea 60 framen kuvapakka. Toiminnolla kuvat saatiin helposti havainnoitavaan muotoon ja ADC:n käyttämä mittauspaikka selville. Mittauksissa käytettiin pakan leikettä 30/60. Huomattavaa on, että mitatuissa kuvissa vaimentuneet kohdat näkyvät tummina, kun normaalisti röntgenkuvissa vähemmän säteilyä vastaanottaneet kohdat sensorilla näytetään vaaleina.

7.1.1 Mittaus

Harmaa-arvot mitattiin suorakulmion muotoiselta alueelta samasta kohtaa kuvaa, jota ADC käyttää. Aluetta mitattaessa pikseleiden paikkaa kuvataan x, y-koordinaatistolla. Samalla x-arvolla sijaitsevat päällekkäiset pikselit muodostavat sarakkeita, joiden keskiarvoja voidaan esittää kuvaajalla x:n funktiona. (Kuva 13) referenssikuvasta mitattu harmaa-arvojen profiili valkoisella. Harmaa-arvo profiilit vietiin ImageJ:stä MS Exceliin, jossa arvoja oli helpompi tarkastella tarkemmin halutuissa kohdissa ja ne voitiin esittää samassa kuvaajassa tarkempaa vertailua varten.

Kuva 13. Harmaa-arvojen profiili horisontaalisesti sovitettuna mittausalueen kohdalle referenssikuvaan. Summautuvien luisten rakenteiden kohdalla, esimerkiksi leukakulman

kohdalla sekä vasen että oikea puoli leukaluusta ovat säteen “tiellä”, ja pikselit saavat pienempiä arvoja vaimennuksen ollessa suurempaa.



7.1.2 Makro

Kuvia arvioitiin otettavan kymmeniä, ja niiden käsittely ennen mittausta oli monivaiheinen, joten se päätettiin automatisoida osittain. ImageJ mahdollistaa makrojen käytön, joten sellainen nauhoitettiin ja editoitiin sopimaan kaikille tiedostonimille. Makro on yksinkertainen ohjelma, joka voidaan valjastaa tekemään käyttäjän haluamia toimenpiteitä (NIH, n.d.). Kuvien käsittelyprosessi nopeutui huomattavasti, sillä manuaalisesti tarvitsi vain avata raakatiedosto ImageJ:ssä, ajaa makro ja tallentaa tulokset.

Tuloksista tallennettiin kuvakaappaus arvojen kuvaajasta, kuvaajan arvot tekstitiedostona Exceliin siirtämistä varten. Makro myös varmisti sen, että kaikki kuvat mitattaisiin samasta kohtaa ja käsiteltiin samalla tavalla jokaisella kerralla.

7.2 Materiaalin valinta ja testikuvat

Alumiini oli materiaalina esiintynyt molemmissa aihetta edes jotenkin sivuavissa tutkimuksissa ja sitä oli myös helposti saatavilla testikuvien ottoa varten ja fantomin valmistukseen. Toisena vaihtoehtona pidettiin polymetyyliakrylaattia eli akryylia (PMMA), jota on käytetty esim. DIN 6868-161 standardin mukaisessa kartiokeilatomografia kuvan laatua mittaavassa QUART DVTap fantomissa (Quart, n.d.–a). Kuten aiemmin jo mainittu, Alvet et al (2014) käyttivät akryylia simuloimaan pehmytkudoksia sen samanlaisten vaimennusominaisuuksien vuoksi. Ongelmana akryylissa arvioitiin olevan se, että sen lisäksi saatettaisiin joutua käyttämään myös jotain muuta materiaalia tai fantomin koko saattaisi kasvaa epäkäytännöllisen suureksi. Olettamus perustui tietoon aineiden massavaimennuskertoimista. Alumiinin massavaimennuskerroin 50keV energialla on noin 1,8-kertainen akryyliin verrattuna. 40keV energialla noin 2,4-kertainen (NIST, n.d.–b–c). Alumiinia tarvittaisiin siis oletettavasti huomattavasti pienempi määrä riittävän vaimennuksen aikaansaantiin, joten se valittiin testikuviin materiaaliksi.

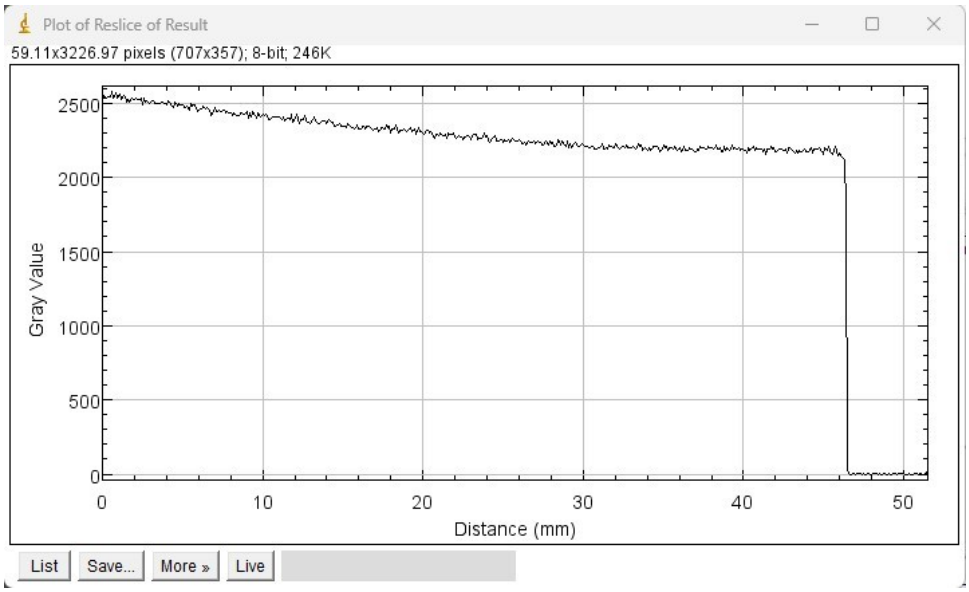
Testiasetelma oli hyvin yksinkertainen. Eri paksuisia alumiinikappaleita kiinnitettiin teipillä laitteen putkipäähän ja otettiin kuvia samoilla kuvausparametreilla kuin referenssikuvissakin oli käytetty. Raakakuva-tiedostot uudelleen nimettiin kuvan oton jälkeen käytetyn materiaalin ja materiaalipaksuuden mukaan myöhemmän käsittelyn selkeyttämiseksi. Ensimmäinen kuva otettiin 1 mm alumiinivaimennuksella ja materiaalia lisättiin kuvien välissä aina portaittain suurimman materiaalipaksuuden ollessa 32 mm.

7.3 Kuvaajien analysointi Excelissä

Kaikkien kuvien profiileja ei nähty aiheelliseksi viedä exceliin, sillä jo ImageJ:n kuvaajasta voitiin todeta, että lähimmäksi referenssikuvien lukemia päästiin 30 mm molemmin puolin olevilla paksuuksilla. Esimerkiksi 5 mm paksuisen alumiinikerroksen läpi otetun kuvan harmaa-arvot ovat välillä 2200–2600, kun kallon läpi otetussa arvot ovat välillä 90–150. Kallokuva on siis huomattavasti tummempi ja näin ollen vaimennusta on enemmän.

Kuvaajan arvot x-akselilla ovat 0,1 mm välein, mikä on myös sensorin pikselikoko ja ImageJ:ssä käytetyn reslice-toiminnon spacing parametri. 5 mm kuvan profiili (Kuva 14)

Kuva 14. 5 mm alumiinikerroksen läpi otetun kuvan profiili. Mittaus tehtiin kuvan oikeasta reunasta. Aivan kuvan äärilaidassa tyhjät framet, jotka saavat käsittelyn jälkeen arvoja läheltä nollaa. Arvot lähtevät nousemaan, eli mittausalueessa olevien päällekkäisten pikseleiden keskiarvo kasvaa kohti kuvan keskustaa (kuvaajassa vasemmalle) siirryttäessä. Kuvaajat olisi voitu helposti esittää Excelissä käänteisessä järjestyksessä, mutta epäselvyyksien välttämiseksi ne päätettiin esittää sellaisenaan.



7.3.1 Kaularangan kompensaation eliminointi

Kuva kirkastuu keskellä johtuen kaularangan kompensaatiosta. Kuvan keskivaiheilla, röntgenputken ollessa pään takana, aiheuttaa luinen kaularanka ja pään muoto kuvaan ylimääräistä vaimennusta, joka pyritään ottamaan huomioon tyypillisesti kuvausjännitettä, putkivirtaa tai molempia nostamalla. Testikuvissa putkeen teipatun väliaineen paksuus kuitenkin pysyy vakiona, jolloin kuvan harmaa-arvot lähtevät nousemaan säteilyn läpäisyn kasvaessa.

Kaularangan kompensaatio poistettiin laskennallisesti kuvien profiileista excelissä kuvaajien vertailun yksinkertaistamiseksi. Tämä toteutettiin ottamalla kuva tyhjään kenttään missä

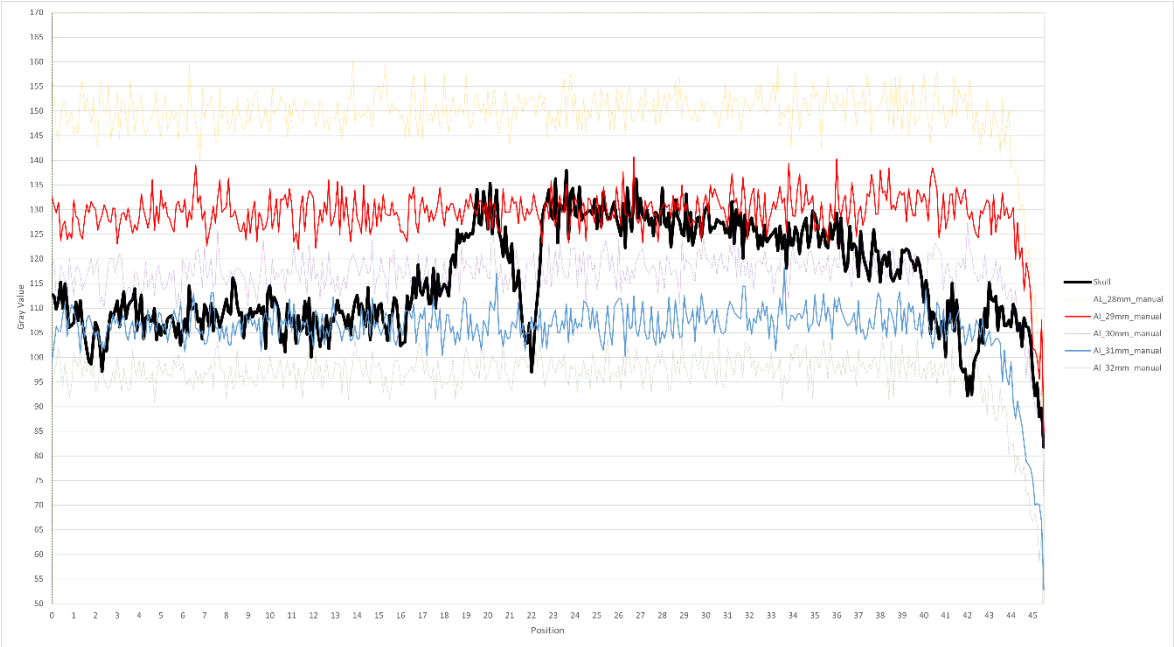
röntgenputken ja sensorin välissä ei ollut vaimentavaa materaalia. Korjauskerroin laskettiin tyhjän kentän kuvasta laskemalla 10 pikselisarakkeen keskiarvo kuvan alusta, jossa kompensaatio ei vielä vaikuta kuvausparametreihin. Jokaisen pikselisarakkeen arvo jaettiin edellä mainitulla keskiarvolla, jolloin saatiin korjauskertoimet kulloiseenkin kuvan kohtaan. Koska tyhjän kentän kuva mukaan lukien kaikki kuvat mitattiin samasta kohdasta, voitiin jokainen pikselisarakkeen keskiarvo jakaa omalla korjauskertoimella tasaisemman profiilin aikaan saamiseksi. Kuvassa 14. on yhdistetty sekä kallokuvan profiili, että alumiinivaimennuksella otetut kuvat ainepaksuuksilla 28–32 mm yhden millimetrin välein. Kuvaajan arvot on korjattu korjauskertoimella.

7.3.2 Materiaalipaksuuden valinta

Yhdistettyä kuvaajaa Kuva 15 tarkasteltaessa havaittiin, että 28 mm ainevahvuudella kuvaajan arvot olivat koko mittausalueella kallokuvan arvojen yläpuolella. 28 mm alumiinia vaimentaisi säteitä siis liian vähän. 32 mm ainevahvuudella taas arvot pysyttelevät kallon profiilin alapuolella paria pientä hetkeä lukuun ottamatta. Toinen näistä hetkistä on aivan kuvauksen alusta ja johtuu pitkälti siitä, että kuvan reunassa näkyy hiukan kaulanikaman reunaa, joka laskee kallokuvan arvoja. Toinen kohta on aivan leukaluun reunassa olevassa tummassa kohdassa. Fantomiin oli mahdollista tehdä pykälä, joka edustaisi tätä kohtaa. 29 mm paksuudella alumiinista otetun kuvan ja kallokuvan kuvaajat osuvat varsin hyvin päällekkäin juuri kohdassa ennen vasenta leukaluuta. Tätä paksuutta käytettiin fantomin ainevahvuutena kohdassa, josta kuvaus alkaa.

Kallokuvan kohta, jossa sädekeila on vasemman leukaluun päällä, sopi hyvin 31 mm paksuisen alumiinin profiiliin ja tätä ainevahvuutta käytettiin fantomin vastaavassa kohdassa. (Kuva 15) suurempana myös työn liitteessä 3.

Kuva 15. Referenssikuvan ja lähimmäksi osuneiden ainepaksuuksien profiilit yhdistettynä samaan kuvaajaan. Profiilien arvot ovat kerrottu korjauskertoimella, joka poistaa kaularangan kompensaation vaikutuksen.

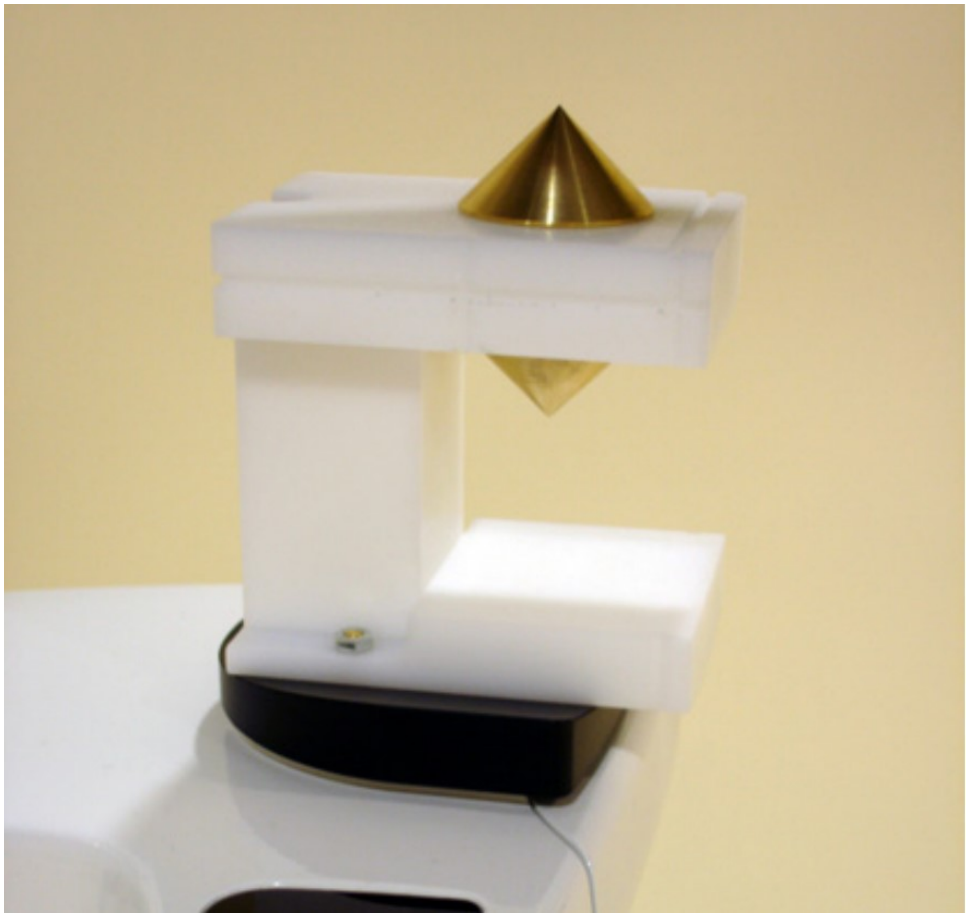


7.4 Fantomin ja pidikkeen suunnittelu Creossa

Fantomin pidikkeeksi päätettiin modifioida olemassa olevaa fantomitelinettä, jota käytetään nykyisin laitteen kalibroinnissa (Kuva 16). Pidikkeen materiaalina oli käytetty polyasetaalia (POM-C), joka on mittapitävä ja jäykkä tekninen muovi (Bruder, 2016). Valmistustapana oli käytetty koneistusta.

Pidike käytti eräänlaista urallista tappia ja laitteen leukatuessa olevaa hiusneulasokkaa kiinnitysmekanisminaan. Kiinnitys tapahtui painamalla fantomipidikkeeseen kiinnitettyä tappia riittävällä voimalla sokassa olevaa koloa vasten, ja sokan joustaessa tappi liikkui sen välistä alaspäin kohtaan, jossa tapin ura sijaitsi. Tapissa oleva ura on V-kirjaimen mallinen, joten irrotukseen tarvittiin samanlainen voima vastakkaiseen suuntaan.

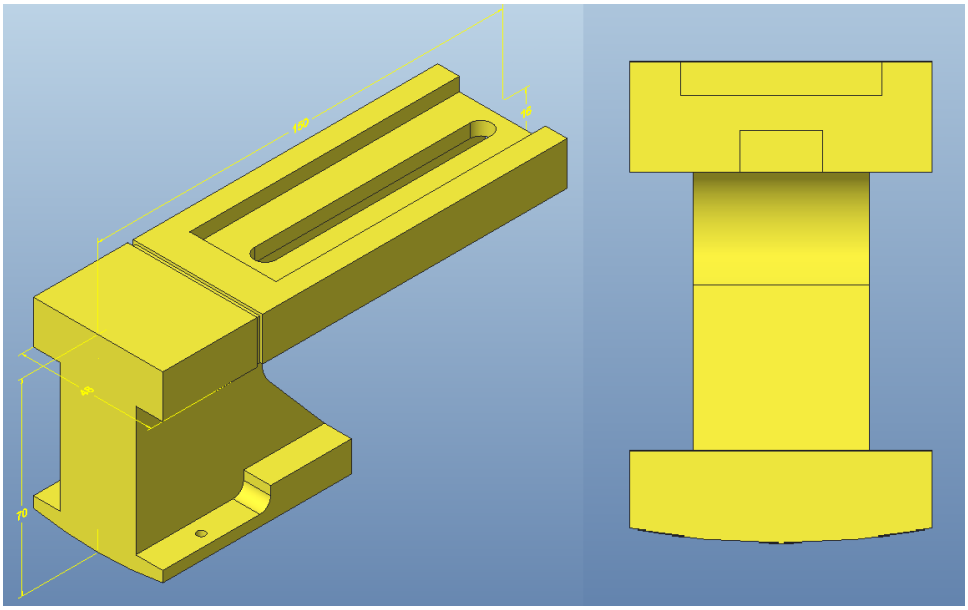
Kuva 16. (Dexis, 2021, s.81). Panoraamisen geometrian kalibrointifantomia voitiin käyttää pohjana ADC testausfantomin mallinnuksessa.



7.4.1 Kappaleiden mallinnus

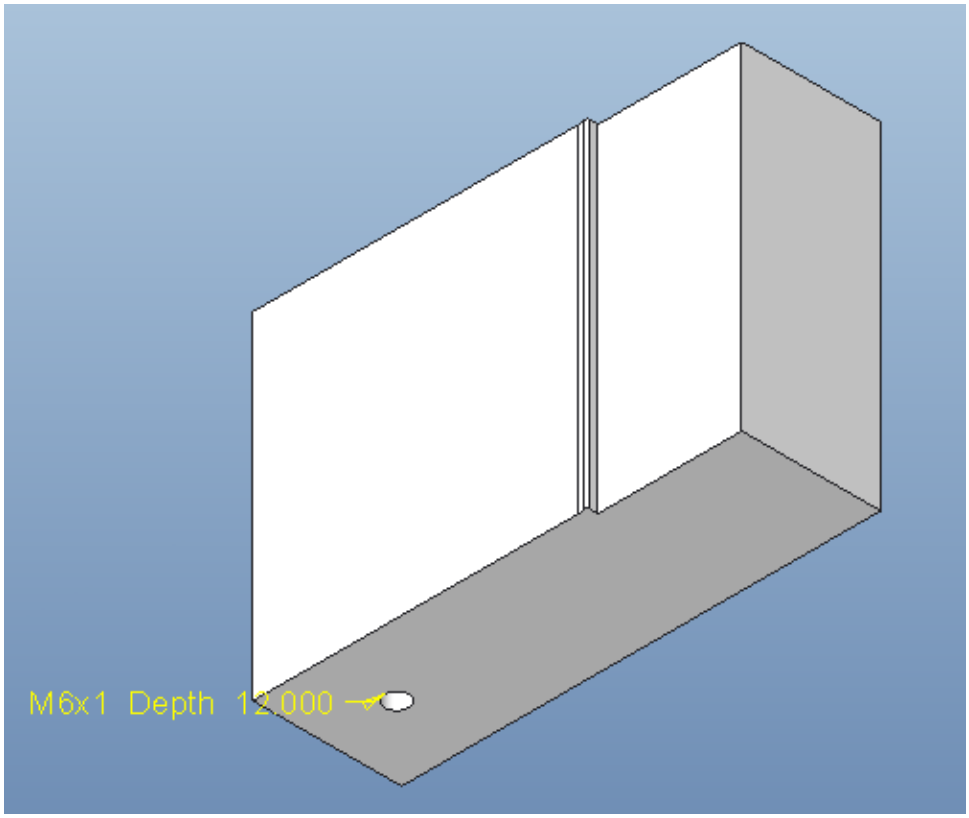
Creossa partin muokkaus aloitettiin poistamalla pidikkeestä joitakin ylimääräisiä merkkejä ja muotoja, jotka eivät olleet tämän työkalun kannalta olennaisia. Samalla yksinkertaistettiin piirustusten tekoa ja vähennettiin työvaiheita osan koneistuksessa. Tämän jälkeen kappaleen yläosan hyllymäistä uloketta pidennettiin, sillä sitä oli tarkoitus käyttää itse alumiinisen fantomin alustana. Ulokkeeseen tehtiin myös 32 mm leveä ura, joka estäisi fantomin sivuttaisen liikkeen pidikkeessään. Ulokkeen vastakkaiselle puolelle tehtiin kapeampi 13 mm ura ja molempien läpi reikä, joka mahdollisti fantomin säädön etu-taka suunnassa ja kiristämisen ruuvin ja T-uramutterin avulla.

Kuva 17. Modifioitu kiinnike.

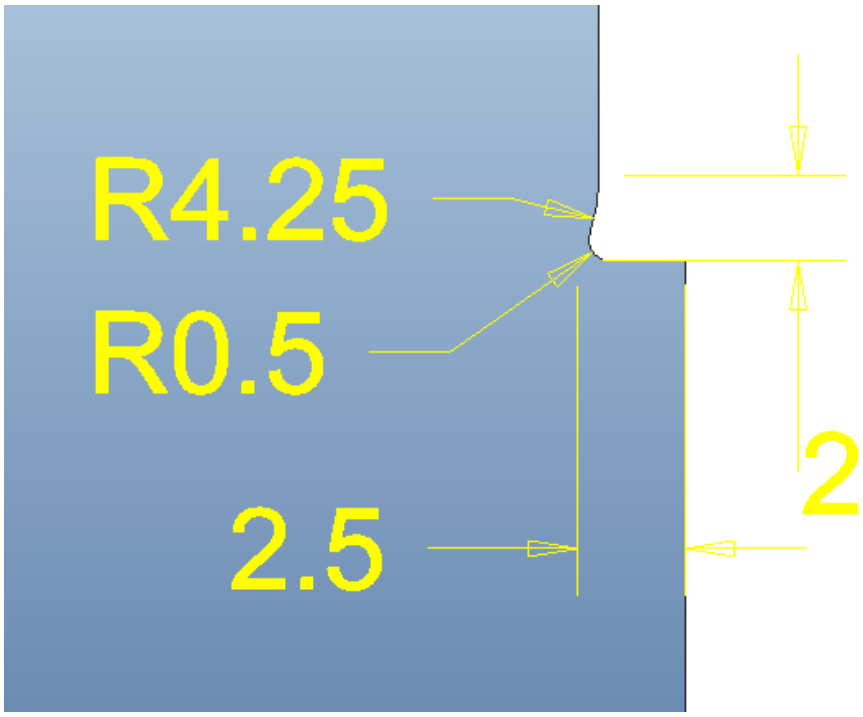


Itse fantomista suunniteltiin 70 mm x 100 mm kokoinen Alumiinikappale (Kuva 18), jonka toinen pää koneistettiin 30 mm matkalta paksuuteen 29 mm. Tämä oli siis osa simuloi kalloa ilman vasenta alaleukaluun ramusta. Tämän jälkeen kappaleen sivussa on pykälä, jonka tarkempi muoto on nähtävissä (Kuva 19). Pykälän jälkeen kappaleen paksuus oli 31mm. Kappaleen alapintaan porattiin 20mm reikä 12mm pitkällä M6 kierteellä kiristysruuvia varten. Reikä tehtiin kappaleen etureunaan säätövaran maksimoimiseksi. ADC:n mittaukseen käyttämä “matka” on niin lyhyt, että pelkän suoran kappaleen arvioitiin riittävän ja pysyvän tarpeeksi kohtisuorassa säteilykeilaan nähden.

Kuva 18. ADC-testausfantomin CAD-malli.



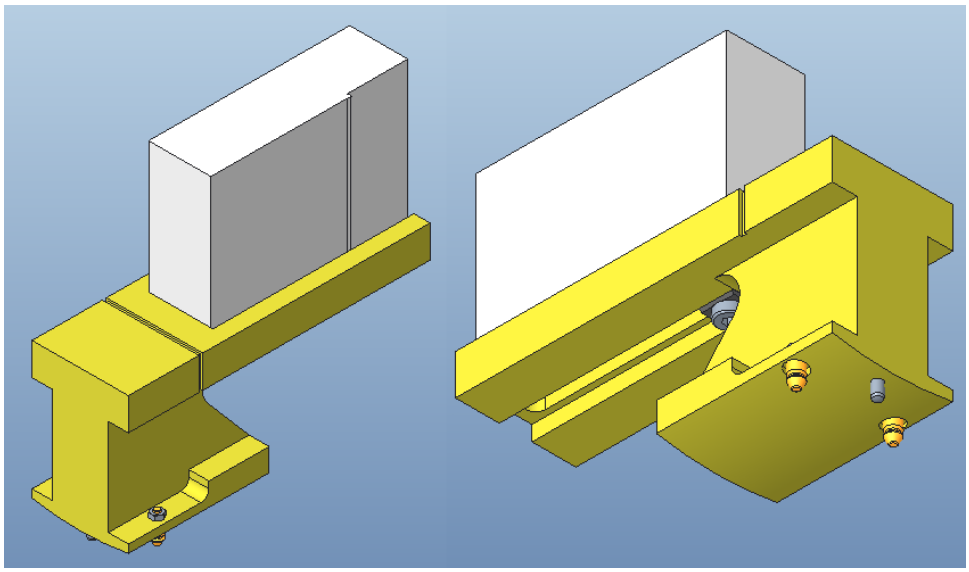
Kuva 19. Fantomiin tehdyn pykälän dimensiot lähikuvassa.



7.4.2 Kokoonpano ja piirustukset

Koko työkalun kokoonpano on nähtävissä (Kuva 20). Muovista valmistettava kiinnikkeen runko asetettiin kokoonpanon perustaksi ja muut osat käyttivät sitä referenssinä. Kokoonpanon osalista sisällytettiin kokoonpanon piirustukseen.

Kuva 20. Työkalun kokoonpano ylä- ja alaviistoista kuvattuna.



Piirustuksia tehtiin erikseen fantomista ja kiinnikkeestä sekä kokoonpanokuva, joka sisälsi kiinnityksiin tarvittavat osat. Erityistä huomiota piirustuksissa kiinnitettiin kiinnikkeeseen tulevien aukkoihin ja uriin, sillä ne olivat tärkeimpiä kiinnityksen toimivuuden ja fantomin säädettävyyden kannalta. Tappien reikien paikat ja toleranssit kopioitiin alkuperäisen mallin piirustuksista. Kappaleiden työkuvat ja kokoonpanopiirustus löytyvät työn liitteistä 1. Kiinnikkeen piirustuksissa käytettiin yleistoleranssia ISO 2768-m, joka sallii pituusmitoissa 30-120 mm täysin riittävät ±0,3 mm heitot nimellismitasta. Fantomissa yleistoleranssi oli ISO 2768-f, joka sallii ±0,1 mm erot nimellismitasta kokoluokassa 6–30 mm

Työkuvat ja kappaleiden step-mallit lähetettiin tehtaan protopajalle. Protopajan valmistusinsinöörin ehdotuksesta materiaaleja muutettiin alkuperäisistä. Fantomin materiaaliksi muutettiin yleisemmässä käytössä oleva Alumiiniseos EN AW-6082 99,5 % puhtaan alumiinin EN AW-1050A:n sijaan. Tämä siitä syystä, että EN AW-1050A toimitetaan vain ohutlevyinä. Vaihdoksen ei arvioitu vaikuttavan fantomin toimintaan. Lisäksi epäiltiin,

että telineen ylätaso ei pidä muotoaan koneistuksessa turhan pienien ainevahvuuksien takia, joten sekin päätettiin valmistaa alumiiniseoksesta EN AW-6082.

Valmistusinsinöörin ehdotuksesta osiin tehtiin vielä muitakin muutoksia. Telineen ylätason urat sisälsivät suoria nurkkia, joten yläpuolella olevaan uraan tehtiin hiirenkorvat 10mm halkaisijalla eli koneistettaessa terä ajettaisiin kulman kohdalla 5mm ohi alkuperäisestä tasosta, jolloin fantomin säätövara edessä ei muuttuisi. Alapuolella olevaan uramutterin uraan tehtiin 5mm pyöristykset etupäähän. Lisäksi kiinnikkeen alaosasta poistettiin keskeltä materiaalia, jotta edellä mainittu alapuolen ura pystyttiin tekemään helpommin. Uramutterissa kulmat olisivat edelleen 90 astetta, joten fantomissa olevaa kierteitettävää reikää siirrettiin taaksepäin alauran pyöristysten kompensoimiseksi.

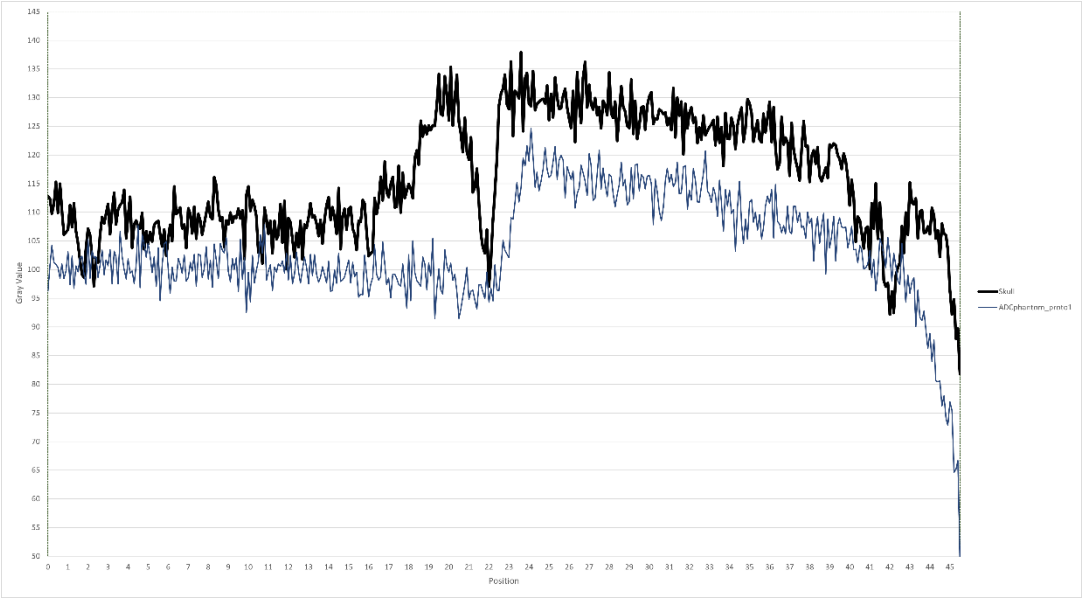
7.4.3 Ensimmäinen versio ja testikuvat

Ensimmäisen version kokoonpanossa havaittiin, että fantomin kiinnityksessä telineeseen tarvittaisiin vielä lisäsuunnittelua. Fantomin riittävä kiristys ei toiminut T-uramutterissa olevien kierteiden takia, vaan olisi vaatinut mutterin vapaata pyörimistä alapuolen urassa. Tämä ei kuitenkaan ollut mahdollista halutun kiinnitysmekanismin puitteissa. Ongelma päätettiin korjata poistamalla uramutterista kierteet, jolloin se toimisi ainoastaan välilevynä. Telineen kiinnitysmekanismi toimi odotetulla tavalla. Ennen testikuvia ja tietoa fantomin sijoittumisesta telineeseen oli kuitenkin haastavaa arvioida fantomin ja telineen ylätason tuottamaa momenttia verrattuna kiinnityksen tappi-sokka -yhdistelmään.

Testikuvissa havaittiin, että teline oli kuvissa ennakoitua korkeammalla, ja ADC-mittausalue osui lähelle fantomin alareunaa. Myös telineen yläpinta tuli hyvin lähelle mitta aluetta. Yläpinnankin osuessa säteilyn kulkureitille olisi säteitä vaimentamassa vähimmilläänkin noin 47 mm alumiinia, ja tämän arvioitiin saattavan vaikuttaa työkalun toimintaan. Telinettä päätetiin madaltaa toleranssin lisäämiseksi. Lisäksi havaittiin, että fantomille tarvittiin lisää säätövaraa eteenpäin. Fantomin leukapykälä sijoittui kuvassa liian reunaan fantomin ollessa niin edessä kuin mahdollista. Testikuva, ja viitteitä fantomin toiminnasta saatiin kuitenkin nostamalla fantomi pois urastaan telineen ylätason päälle, ja siirtämällä sitä n.5 mm eteenpäin.

Manuaaliarvoilla otetusta testikuvasta tehtiin mittaus, jonka tuottamat arvot vietiin Exceliin suunnitteluvaiheen kuvien ja referenssikallokuvan tavoin. (Kuva 21) on fantomin ja referenssikuvan tuottamat harmaa-arvojen profiilit samassa kuvaajassa.

Kuva 21. Fantomin ja referenssikuvan profiilit mittausalueella.

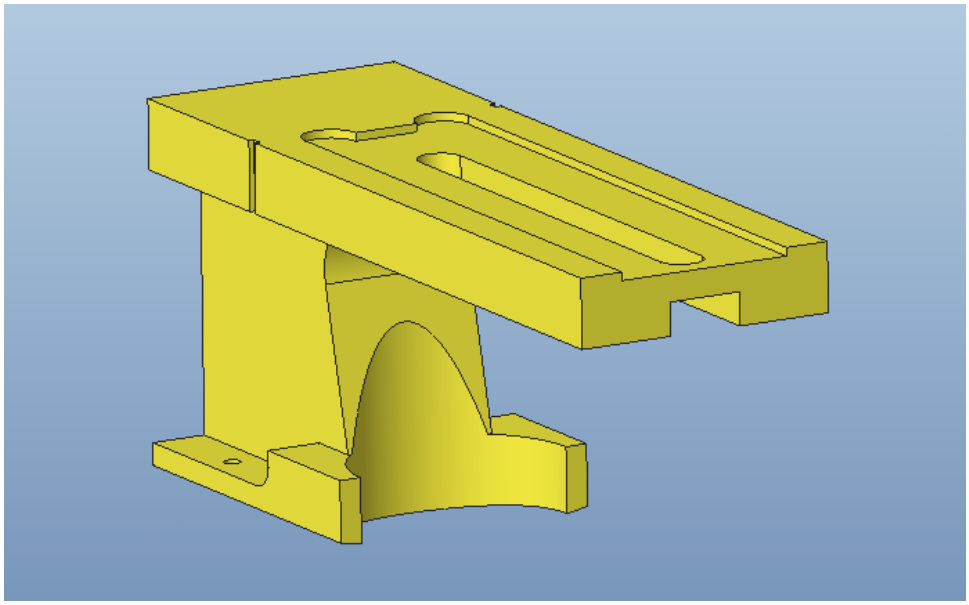


Kuvaajasta havaitaan, että fantomi vaimentaa signaalia enemmän kuin kallo ja enemmän kuin (Kuva 15) kuvaajan 29 mm ja 31 mm profiilit. Syy saattaa olla se, että fantomitelineen paksun alumiinikerroksen läpi tulee vähemmän siroavaa säteilyä sensorin mittausalueelle. Yksi tekijä on myös liike. Fantomin muodosta johtuen, paksuus on suunniteltu 29–31 mm vain kuvauksen sillä hetkellä kun laitteen pyörijä on kohtisuorassa fantomiin nähden. Muissa kulmissa säteen kulkema matka fantomissa on luonnollisesti pidempi ja vaimennus suurempi. Fantomin sivuilta olisi voitu koneistaa esimerkiksi molemmilta tasoilta 1–2 mm pois harmaa-arvojen kasvattamiseksi ja profiilin tuomiseksi lähemmäs referenssikuvaa. Liikettä olisi mahdollisesti voitu kompensoida tekemällä fantomiin liikettä vastaavaa pyöreyttä paksuuden pitämiseksi kullakin ajan hetkellä. Tämän ei kuitenkaan katsottu olevan tarpeellista, sillä ADC:n kanssa otetut kuvat indikoivat fantomin toimivan suunnitellusti.

7.4.4 Toinen versio ja toistuvuustestaus

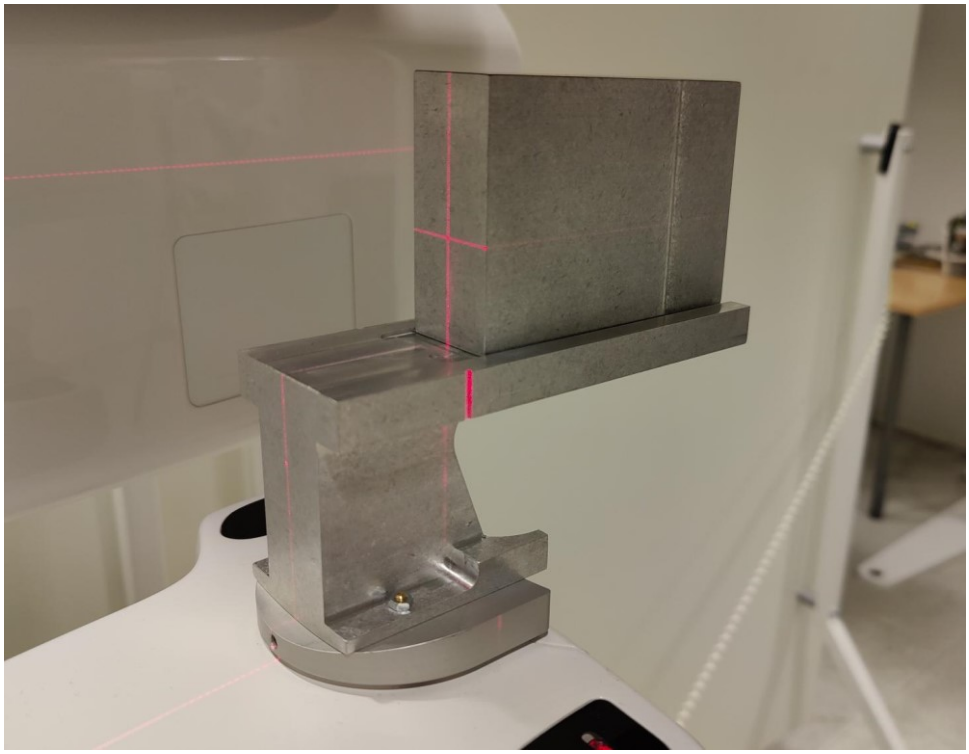
Toiseen versioon vain kiinnikkeeseen tehtiin muutoksia. Kiinnikkeen yläpinnasta poistettiin 3,5 mm ja fantomille tarkoitettua jäljelle jäävää 1,5 mm syvää uraa pidennettiin 10 mm etusuuntaan. Materiaalin poisto yläpinnasta oli ainoa keino laskea kiinnikettä suhteessa ADC:n mittausalueeseen käyttäen alkuperäistä kappaletta. Myös ylätason läpi menevää pitkänomaista reikää pidennettiin 3,5 mm. Ylätason alapuolista uraa pidennettiin 10 mm säätövaran lisäämiseksi. Alapuolisen uran tekemisen helpottamiseksi kiinnikkeen alatasoon tehtyä 20 mm säteistä puoliympyrää siirrettiin eteenpäin 5 mm ja samalla koko alatasoa lyhennettiin 5 mm. Muutoksia nähtävissä (Kuva 22). Version 2 työkuvat ovat työn liitteessä 2.

Kuva 22. Toisen version CAD-malli. Muutokset tehtiin koneistamalla alkuperäistä kappaletta. Toiseen versioon tarkkaa kuva-aluetta merkitsevä ura jätettiin vain kiinnikkeen ylätason sivulle.

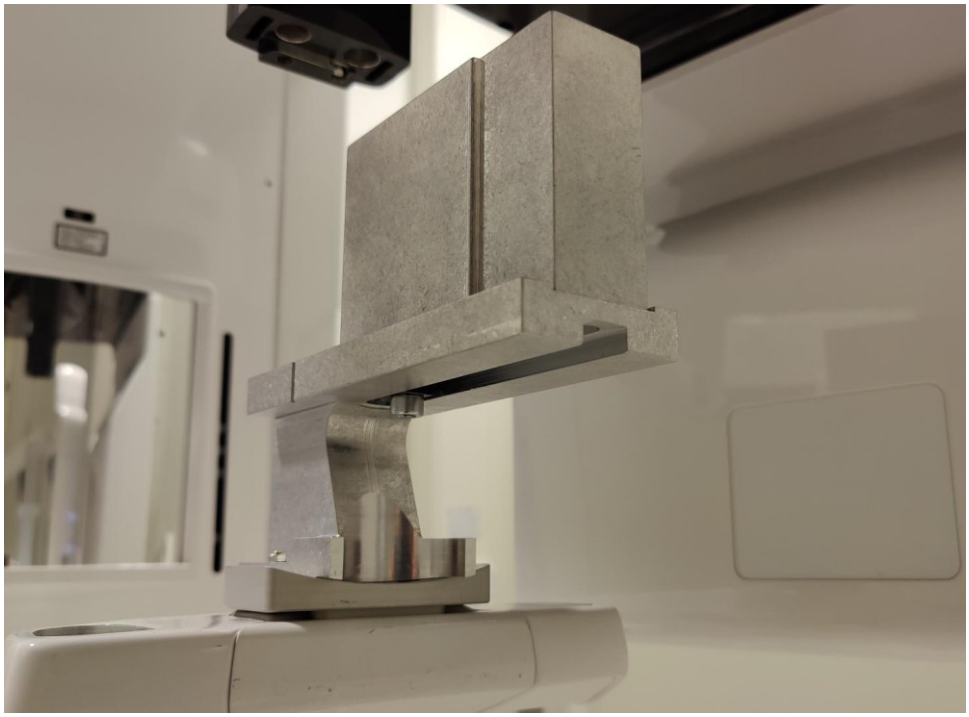


Valmis ADC-fantomi kokoonpano kuvattuna OP 3D Pro laitteeseen kuvissa (Kuva 23) ja (Kuva 24).

Kuva 23. Työkalu laitteeseen kiinnitettynä kuvattuna etuviistosta.



Kuva 24. Työkalu takaviistosta



Valmiilla fantomikokoonpanolla ei tarvittu enää mittauksia manuaalisilla kuvausparametreilla, vaan ADC:n toiminta varmistettiin ottamalla useita kuvia eri tummuusasetuksilla. ADC päällä laitteella ei voi manuaalisesti valita putkijännitettä (kV) vaan ainoastaan vaikuttaa putkivirran (mA) lähtöarvoon valitsemalla jonkun viidestä eri tummuudesta. Testikuvia otettiin vaaleimmalla, keskimmäisellä ja tummimmalla asetuksella, joista kaikilla ADC toimi odotetulla tavalla valitsemalla sitä suuremman putkivirran mitä tummempi asetus oli valittuna.

Lisäksi fantomia testattiin luonnollisesti tuotantolinjan käyttämällä testimetodilla, jolla testataan ADC:n tekemän kuvausparametrivalinnan toistuvuutta. Testissä laite suorittaa kuvauksen alun ja parametrivalinnan 10 kertaa. Testin tuloksista lasketaan jokaiselle kymmenelle kierrokselle suhteellinen annosarvo, ja laskemalla arvojen keskihajonnan suhde keskiarvoon saadaan toistuvuusprosentti. ADC-fantomilla tehty testi antoi 1,07 % toistettavuuden käytetyn ylärajan ollessa 4 %.

8 Pohdintaa ja johtopäätöksiä

Työn tavoitteena olleen työkalun suunnittelu ja valmistus onnistuivat. Käyttöönotto jäi kuitenkin tilaajayrityksen omalle vastuulle ja se rajattiin työn ulkopuolelle. Laite, jolle työkalu suunniteltiin, alkaa olla tuotannollisesti elinkaarensa loppupäässä, mutta ehkä tämän opinnäytetyön lopputulosta voidaan käyttää pohjana, kun suunnitellaan työkaluja tulevien laitemallien samankaltaisten ominaisuuksien testaukseen tai kehittämiseen tilaajayrityksessä. Huomattavaa on, että kuten työn alkuosassa mainittiin, tämäkin fantomi on laitekohtainen eikä sellaisenaan sovi käytettäväksi muilla ekstraoraalisilla hammasröntgenlaitteilla.

Työn haastavimpia konkreettisia osia oli testikuvien käsittelytavan ja harmaa-arvojen järkevän mittaustavan määrittäminen. Eniten aikaa meni kuitenkin itse testikuvien ottamiseen eri paksuisista alumiinikerroksista. Yrityksessä olevan tiedon ja hyväksi havaittujen materiaalien takia työkalun materiaalivalinnat olivat yksinkertaisia ja osittain valittiin myös sitä mitä saatavilla oli. Tämä istui myös osaltaan alkuperäiseen tavoitteeseen.

Koneteknisen suunnittelun kannalta työtä katsottaessa päällimmäisenä havaintona nousee versionhallinnan tärkeys. Fantomin kierteitetyn reiän paikkaa siirrettiin taaksepäin vielä sen jälkeen, kun ensimmäiset työkuvat oli lähetetty protopajalle. Fantomi kerettiin kuitenkin tekemään ennen kuin päivitetyt kuvat oli lähetetty ja reikä jäi edemmäs kuin oli tarkoitettu. Kun kiinnikkeen toisessa versiossa ylätason läpi menevän reiän ja t-uramutterin uran pituudet mitoitettiin yläpuolisen uran mukaan, ei materiaalia poistettu riittävästi etusuuntaan kaiken fantomin säätövaran käyttöön saamiseksi. Tämä havaittiin vasta kokoonpanovaiheessa ja sitä voitiin kompensoida kääntämällä t-uramutteri toisin päin. Ongelma on myös korjattavissa tarvittaessa uudella versiolla. Kolmas versio kuitenkin rajattiin tämän opinnäytetyön ulkopuolelle. Liukusäädön ainoa funktio oli kuitenkin vain helpottaa fantomin oikean paikan löytämistä ja tehtyään tehtävänsä fantomi kiristettiin niille sijoilleen. Oikea kohta myös merkittiin kiinnikkeeseen siltä varalta, että fantomi joskus tarvitsisi ottaa irti väliaikaisesti.

Projektina yleisesti aihe oli mielenkiintoinen ja moniulotteinen vaatien sekä röntgentekniikan että konetekniikan osaamista. Työ vei paljon aikaa, jota olisi voitu säästää paremmalla koordinoinnilla, kuuntelemalla tarkemmin sidosryhmiä, keskustelemalla ja keräämällä jo aikaisessa vaiheessa kaikki mahdollinen tieto aiheesta yrityksen sisällä. Samalla lopputuloksen hahmottaminen ja käytettävissä olevat keinot olisivat olleet selkeämpiä.

Lähteet

Alves, A., Pina, D., Bacchim Neto, F., Ribeiro, S., Miranda, J. (2014). Quantification of Biological Tissue and Construction of Patient Equivalent Phantom (Skull and Chest) for Infants (1-5 years old). *Medical imaging 2014: Physics of medical imaging volume 9033.* SPIE proceedings. https://repositorio.unesp.br/bitstream/handle/11449/112610/WOS000338775800164.pdf?sequence=1

Arjunan, M., Sekaran, S., Sarkar, B., Manikandan, S. 2018. A Homogeneous Water-Equivalent Anthropomorphic Phantom for Dosimetric Verification of Radiotherapy Plans. Journal of Medical Physics, 43(2), 100. https://doi.org/10.4103/jmp.JMP_123_17

Bruder, U. (15.7.2016). Tekniset muovit. MuoviPlast-lehden artikkeli. https://www.muoviyhdistys.fi/2016/07/15/osa-4-tekniset-muovit/

Bushhberg, J., Seiber, A., Leidholdt, E., Boone, J. (2011). The essential physics of medical imaging 3rd edition. (ss.49, 106, 108). Lippincott Williams & Wilkins. https://books.google.fi/books?id=RKcTgTqeniwC&pg=PA18&hl=fi&source=gbs_toc_r#v=onepage&q&f=false

CFR title 21 1020.30. (2022). Performance standards for ionizing radiation emitting products – 1020.30 Diagnostic x-ray systems and major components. Electronic Code of Federal Regulations.

Cooke, K. (2020). *Practical radiotherapy: Physics and equipment 3rd edition*. (s.47–48). John Wiley & Sons. https://books.google.fi/books?hl=fi&lr=&id=bAi1DwAAQBAJ&oi=fnd&pg=PA47&dq=x-ray+interactions+matter&ots=L9k2G6B47N&sig=apacfQqeBMIsXgNj9o6wrSZKWyk&redir_esc=y#v=onepage&q=x-ray%20interactions%20matter&f=false

Dexis, (18.3.2021). OP 3D Pro käyttöohjeet, ss.81, 13, 52, 33. Ladattavissa: https://dexis.com/en-eu/download-center

Dexis, (18.3.2021). OP 3D Pro käyttöohjeet[kuva], ss.13, 33. Ladattavissa: https://dexis.com/en-eu/download-center

Donya, M., Radford, M., ElGuindy, A., Firmin, D., Yacoub, M. (2014). Radiation in medicine: Origins, risks. *Global Cardiology Science and Practice, 2014(4), 442.* https://doi.org/10.5339/gcsp.2014.57

EU 2017/745. (2017). Lääkinnälliset laitteet. https://eur-lex.europa.eu/legal-content/FI/TXT/PDF/?uri=CELEX:32017R0745&from=FI

Kumar A, Bhadauria HS, Singh A. 2021. Descriptive analysis of dental X-ray images using various practical methods: A review. *PeerJ Comput. Sci. 7(6) s.1–4*. https://10.7717/peerj-cs.620

Groenewald, A., Groenewald, W. 2016. Development of a universal X-ray imaging phantom prototype. *Journal of applied clinical medical physics, 17(6), 356.* https://doi.org/10.1120/jacmp.v17i6.6356

Hacking, C. (14.1.2020). *Phantom*. Radiopaedia artikkeli. https://doi.org/10.53347/rID-73526

Heino, H. (2018). *Ionisoivan säteilyn käyttö läpivalaisututkimuksissa* [opinnäytetyö, Oulun yliopisto]. http://jultika.oulu.fi/files/nbnfioulu-201802171243.pdf

ImageWorks. n.d. *The two most important things that affect dental digital panoramic x-ray image quality.* https://www.imageworkscorporation.com/assets/uploads/Top-Two-Drivers-of-Dental-Panoramic-X-Ray-Quality.pdf

Ionita, C., Loughran, B., Jain, A., Vasan, S., Bednarek, D., Levy, E., Siddiqui, A., Snyder, K., Hopkins, L., Rudin, S. (2013). New head equivalent phantom for task and image performance evaluation representative for neurovascular procedures occurring in the Circle of Willis. National institutes of health – public access author manuscript. DOI: https://www.spiedigitallibrary.org/conference-proceedings-of-spie/8313/1/New-head-equivalent-phantom-for-task-and-image-performance-evaluation/10.1117/12.911351.short?SSO=1

Iowa State University. (n.d.–a). *Interaction Between Penetrating Radiation and Matter*. Iowa state university Center for nondestructive evaluation. https://www.nde-ed.org/Physics/X-Ray/radmatinteraction.xhtml

Iowa State University. (n.d.–b). *Interaction Between Penetrating Radiation and Matter*[kuva]. Iowa state university Center for nondestructive evaluation. https://www.nde-ed.org/Physics/X-Ray/radmatinteraction.xhtml

Iowa State University. (n.d.–c). *Mass Attenuation Coefficient and Conversion to Linear Attenuation Coefficient*. Iowa state university Center for nondestructive evaluation. https://www.nde-ed.org/Physics/X-Ray/attenuationCoef.xhtml

Izzetti, R., Nisi, M., Aringhieri, G., Crocetti, L., Graziani, F., Nardi, C. (2021). Basic Knowledge and New Advances in Panoramic Radiography Imaging Techniques: A Narrative Review on What Dentists and Radiologists Should Know. *Applied sciences, 11(17), 2.* https://doi.org/10.3390/app11177858

Kaasalainen, T. (2015). Optimizing computer tomography examinations by using anthropomorphic phantoms and MOSFET dosimeters. [väitöskirja, Helsingin yliopisto]. Helda. http://urn.fi/URN:ISBN:978-951-51-0594-3

Knipe, H. (24.3.2013). Half-value layer. radiopaedia artikkeli. https://doi.org/10.53347/rID-22271

Laki terveydenhuollon laitteista ja tarvikkeista annetun lain muuttamisesta 720/2021. https://finlex.fi/fi/laki/alkup/2021/20210720#Pidm45053758791072

Lloyd-Jones, G., (2016). Basics of X-ray physics. Radiology Masterclass artikkeli. https://www.radiologymasterclass.co.uk/tutorials/physics/x-ray_physics_production

Martin, CJ. (2007). The importance of radiation quality for optimisation in radiology. *Biomedical imaging and intervention journal, 3(2), 2.* http://www.biij.org/2007/2/e38/

Meurman, J. (14.6.2002). Yrjö Paatero. Kansallisbiografia-verkkojulkaisu. http://urn.fi/urn:nbn:fi:sks-kbg-008180

Mousa, A., Kusminarto, K., Suparta, G. (2017). A New Simple Method to Measure the X-ray Linear Attenuation Coefficients of Materials using Micro-Digital Radiography Machine. *International Journal of Applied Engineering Research, 12(21), 10589.* https://www.ripublication.com/ijaer17/ijaerv12n21_15.pdf

Mudgal, P., (25.10.2013). X-ray production. Radiopaedia artikkeli. https://radiopaedia.org/articles/x-ray-production-2

NIH. (n.d.). *ImageJ macro Language.* National institutes of health. https://imagej.nih.gov/ij/developer/macro/macros.html

NIST. (n.d.–a). Kuparin massavaimennuskerroin[kuva]. National institute of standards and technology. https://physics.nist.gov/PhysRefData/XrayMassCoef/ElemTab/z29.html

NIST. (n.d.–b). Alumiinin massavaimennuskerroin. National institute of standards and technology. https://physics.nist.gov/PhysRefData/XrayMassCoef/ElemTab/z13.html

NIST. (n.d.–c). Akryylin massavaimennuskerroin. National institute of standards and technology. https://physics.nist.gov/PhysRefData/XrayMassCoef/ComTab/pmma.html

NRC. (7.5.2011). *Interactions of photons with matter*, (ss.17, 32, 36-50). Nuclear regulatory comission. https://www.nrc.gov/docs/ML1122/ML11229A667.pdf

Qs study. (n.d.). Tyypillisen röntgenputken osat[kuva]. https://qsstudy.com/principle-of-x-ray/

Quart. (n.d.–a). *Quart DVTap*. Quality assurance in radiological technologies. https://quart.de/en/products/test-phantoms/cbct/quart-dvtap

Quart. (n.d.–b). Quart SP_digi. https://quart.de/en/products/test-phantoms/radiography/quart-sp-digi

Quart. (n.d.–c). Viivapari-fantomi[kuva]. https://quart.de/en/products/test-phantoms/resolution-patterns/broom-test-patterns

Ramesh, A. (2019). White and Pharoah's Oral Radiology E-Book: Principles and Interpretation. (s.139). Elsevier Health Sciences. https://books.google.fi/books?hl=fi&lr=&id=GoDRDwAAQBAJ&oi=fnd&pg=PA132&dq=panoramic+radigraph+principle&ots=RgLP41nHqI&sig=PKFz9GQcYG5U8SDLynR481EJxiU&redir_esc=y#v=onepage&q=panoramic%20radigraph%20principle&f=false

Ramesh, A. (2019). White and Pharoah's Oral Radiology E-Book: Principles and Interpretation[kuva]. Elsevier Health Sciences. https://books.google.fi/books?hl=fi&lr=&id=GoDRDwAAQBAJ&oi=fnd&pg=PA132&dq=panoramic+radigraph+principle&ots=RgLP41nHqI&sig=PKFz9GQcYG5U8SDLynR481EJxiU&redir_esc=y#v=onepage&q=panoramic%20radigraph%20principle&f=false

Ristić, G. (2013). *The digital flat panel x-ray detectors*. University of Nis. https://inis.iaea.org/collection/NCLCollectionStore/_Public/45/026/45026290.pdf

Scarfe, W., Williamson, G. (2019). Pactical panoramic imaging.(s.4–5). Dentalcare.com online course. https://assets.ctfassets.net/u2qv1tdtdbbu/5LX8hpJUtCIkX1JvLF7lOJ/ebc57eeb2ffddceb6e06b199cf1140ad/ce589_5-31-19.pdf

Seibert, J. 2004. X-Ray Imaging Physics for Nuclear Medicine Technologists. Part 1: Basic Principles of X-Ray Production. *Journal of nuclear medicine technology 32(2), 142.* https://tech.snmjournals.org/content/32/3/139

Shock, J. (9.4.2020). *Photon counting eplained*. Direct Conversion. https://directconversion.com/insight/photon-counting/

STUK. (19.8.2016). *Säteilyn käyttökohteita*. Säteilyturvakeskus. https://www.stuk.fi/aiheet/mita-sateily-on/sateilyn-kayttokohteita

STUK. (23.9.2020). *Isotooppilääketiede*. Säteilyturvakeskus. https://www.stuk.fi/aiheet/sateily-terveydenhuollossa/isotooppilaaketiede

Subbulakshmi, C., Mohan, A., Thiruveernannan, R., Naveen, S., Gokulraj, S. (2016). Positioning errors in digital panoramic radiographs: A study. Journal of orofacial sciences, 8(1), 23. https://www.jofs.in/text.asp?2016/8/1/22/181922

Suomalainen, A., Koskinen, S. (2013). Kartiokeilatomografia ja sen kliinisen sovellukset. *Duodecim lehti, 129(10), 1037*. https://www.duodecimlehti.fi/duo10979

Säteilylaki 859/2018. https://www.finlex.fi/fi/laki/alkup/2018/2018085

Tafti, D., Maani, C. (2022). *X-ray production*. National library of medicine. https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK537046/

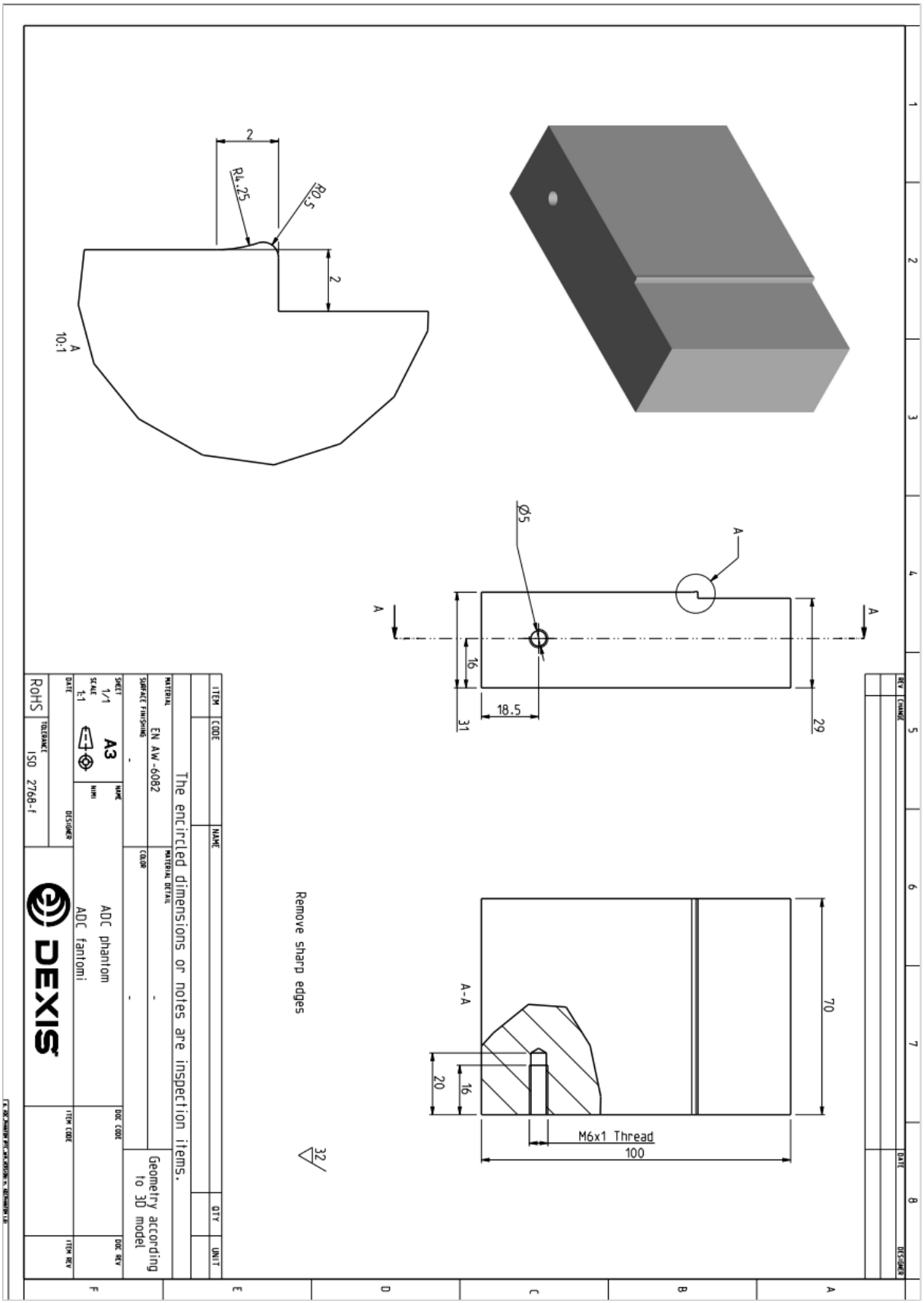
Taylor, A. (2013). *Standards: Medical devices*. University of Washington – Department of bioengineering. https://bioe.uw.edu/wp-content/uploads/2013/07/StandardsHandout_2013.pdf

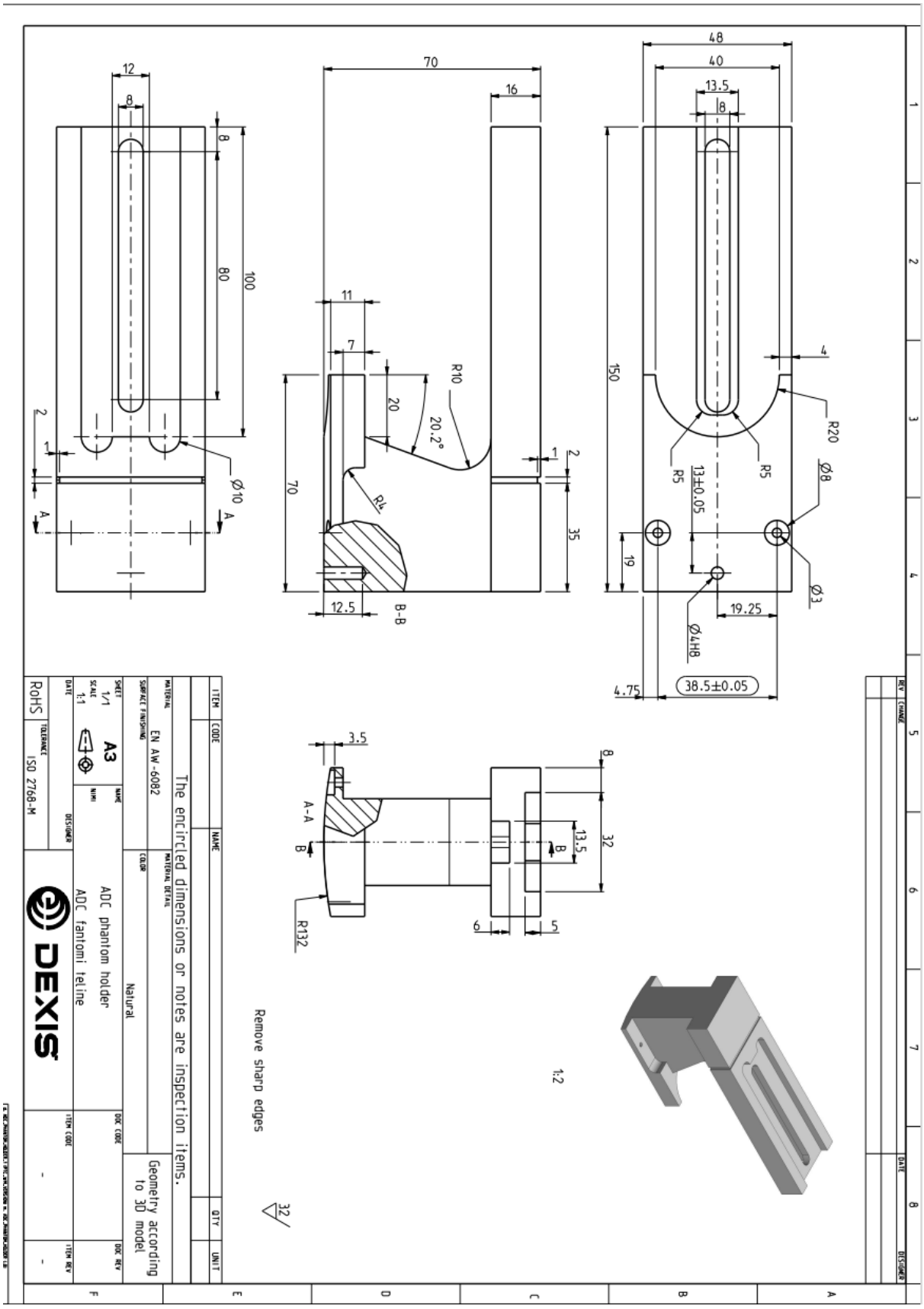
The National Institute of Standards and Technology. (19.4.2018). *What Are Imaging Phantoms?*. https://www.nist.gov/physics/what-are-imaging-phantoms

Unixray. (n.d.). CMOS-tyyppisen röntgensensorin rakenne[kuva]. https://unixray.com/cmos-flat-panel-detector-v-s-amorphous-silicon-flat-panel-detector/

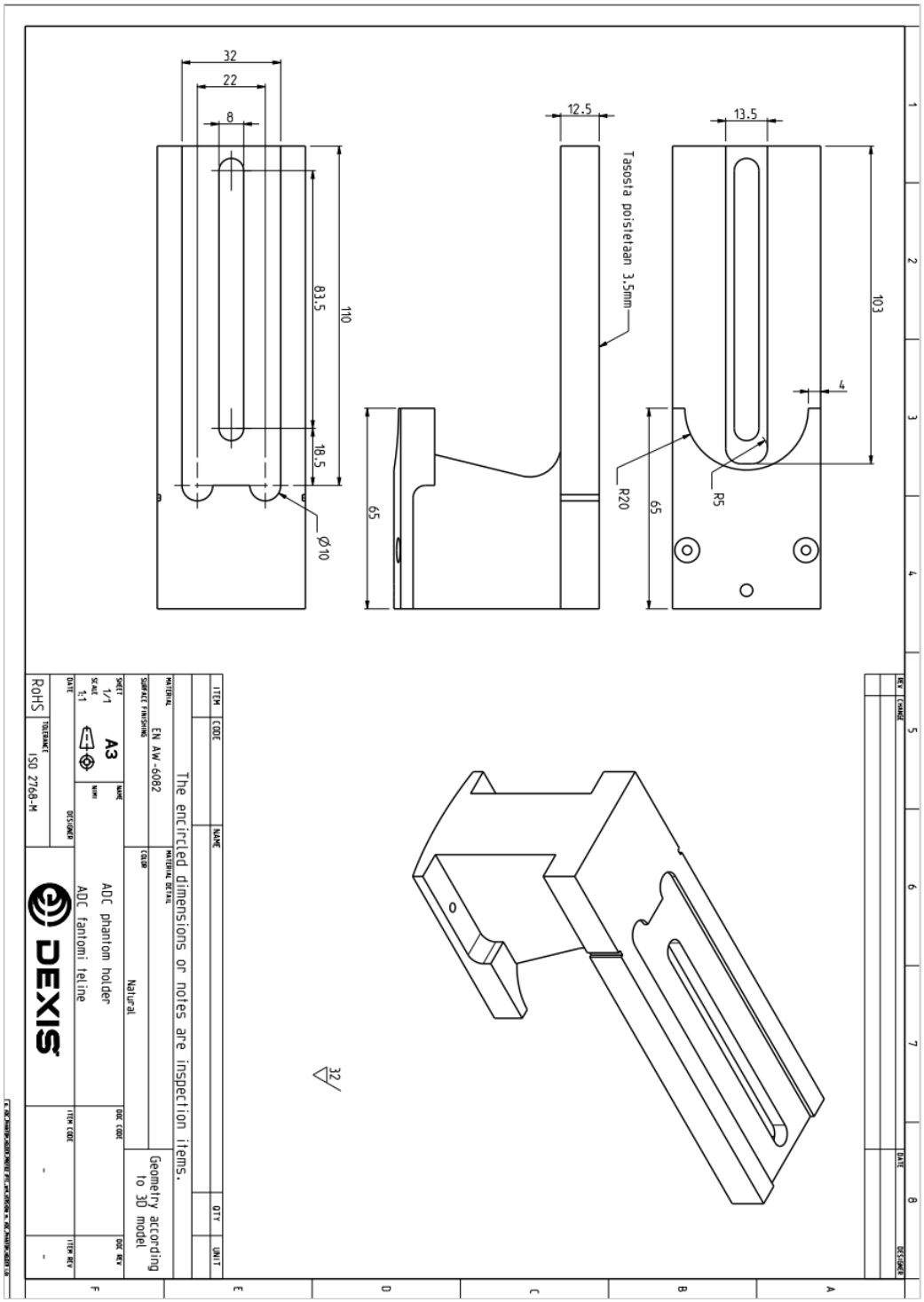
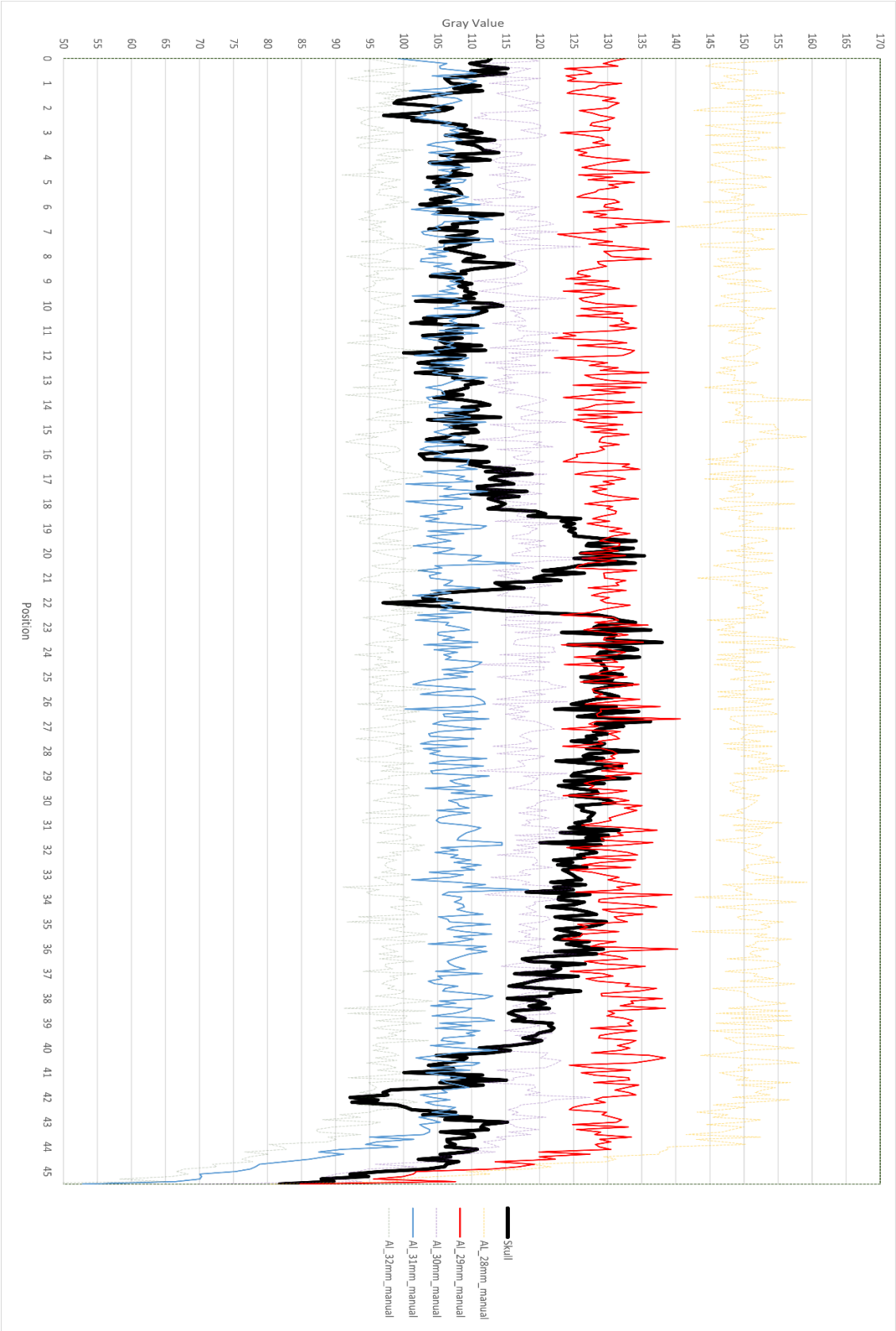
Valladares, A., Beyer, T., Rausch, I. 2020. Physical imaging phantoms for simulation of tumor heterogeneity in PET, CT, and MRI: An overview of existing designs. *Medical physics, 47(4), 2023.* https://doi.org/10.1002/mp.14045

Liite 1: Fantomin ja kiinnikkeen ensimmäisen version työkuvat




48
40
13.5
8
150
4
R20
R5
R5
13±0.05
Ø8
Ø3
19
19.25
Ø4H8
4.75
38.5±0.05
70
16
11
7
R10
20
20.2°
R4
70
12.5
B-B
1
2
35
12
8
8
80
100
Ø10
A
A
3.5
A-A
B
B
13.5
32
8
6
5
R132
1:2
Remove sharp edges
32
The encircled dimensions or notes are inspection items.
ITEM
CODE
NAME
QTY
UNIT
MATERIAL
EN AW -6082
SURFACE FINISHING
MATERIAL DETAIL
COLOUR
Natural
SHEET
1/1
A3
SCALE
1:1
DATE
NAME
NIMI
DESIGNER
ADC phantom holder
ADC fantomi teline
DOC CODE
Geometry according to 3D model
DOC REV
ITEM CODE
-
ITEM REV
-
RoHS
TOLERANCE
ISO 2768-M
DEXIS
REV
CHANGE
DATE
DESIGNER

Liite 2: Kiinnikkeen toinen versio



Liite 3: Yhdistetty kuvaaja