

TARTU ÜLIKOOL
LOODUS- JA TÄPPISTEADUSTE VALDKOND
Füüsika Instituut

Roman Kulašenkov

Panoraamröntgenseadmete tunnussuurused ja patsiendidoos

Füüsika õppekava bakalaureusetöö (12 EAP)

Juhendaja(d): Kalle Kepler

Anatoli Vladimirov

Kaitmisele lubatud

Programmijuht

allkiri, kuupäev

Tartu 2016

Panoraamröntgenseadmete tunnussuurused ja patsiendidoos

Töö eesmärgiks oli võrrelda kahe erineva dentaalse panoraamröntgenseadme kiirgussaagist ja patsiendidoosi. Selle eesmärgi saavutamiseks mõõdeti kahe panoraamseadme – Eesti raviasutustes enam levinud seadme Instrumentarium OP200 ja uut tüüpi detektoriga seadme Ajat ART+ kiirgusparameetreid, ning hinnati ka nende vastavust Euroopa patsiendiohutuse nõuetele. Samuti oli ülesandeks kontrollida, kas on põhjendatud vanade seadmete vahetus uutega.

Tulemuseks saadi, et mõlemad süsteemid vastavad Euroopa ohutuse nõuetele.

Neid kahte panoraamradiograafi omavahel võrreldes, tuli välja, et patsient võib saada kuni 2 korda rohkem kiirgusdoosi kasutades ART+ süsteemi, sõltuvalt tema suurusest. Teiseks, OP200 peaks tagama parema pildi kontrastsuse võrreldes seadmega ART+.

Järgnevalt tuleks hinnata kujutise kvaliteeti, sest ilma selleta ei saa seletada, kas niisugune doosi erinevus on põhjustatud pildireseptori ehitusest või lihtsalt halvemast optimeerimisest.

Dentaalne panoraamröntgenülesvõtte, patsiendidoos, toimimisinäitajate kriteeriumid

CERCS kood: T115 Meditsiinitehnika

Characteristics of panoramic X-ray equipment and patient dose

Objective of the present work was to compare radiation output and patient dose of two different panoramic radiographs: nowadays being in use in Estonian clinics Instrumentarium OP200 and new Ajat ART+ radiograph, that is equipped with detector of new original type. The purpose of the work was to control safety of both radiographs and to find out does replacement of devices being in use with new ones is worth it.

In the end, results show that both systems are in compliance with European guidelines on radiation protection in dental radiology. Comparison of these two radiographs gave following results: using ART+ system patient gets up to 2 times bigger dose of radiation, than using other radiograph. The difference between two doses depends on size of patient. The second result is expectation that OP200 radiograph provides better contrast of radiographic image than ART+ model. This leads us to further work of estimating image quality, because we cannot explain if that difference in doses are caused by detector structure or just by worse optimization.

Dental panoramic radiography, patient dose performance criteria

CERCS code: T115 Medical technology

Sisukord

Sissejuhatus	4
2. Kirjanduse ülevaade	5
2.1. Panoraamröntgenseadme talitlusprintsip	5
2.2. CCD- ja CMOS-andurid.....	7
2.3. Röntgentoru	8
2.4. Röntgenkiirguse omadused	9
3. Metoodika.....	11
3.1. Uuritavad röntgenseadmed.....	11
3.2. Mõõtevahendid.....	12
3.3. Mõõdetavad suurused.....	13
3.4. Töö käik.....	15
4. Tulemused	17
5. Arutelu ja järeldused.....	20
Kokkuvõte	22
Summary	23
Kasutatud kirjandus.....	24

Sissejuhatus

Panoraamröntgenseade on radiograaf, mis võimaldab saada kujutise kõverpinnal, mis on võetud teatud kaugusel patsiendi sees. Tavaliselt kasutatakse neid seadmeid hambaravis, kui on vaja saada pilt kogu lõualuust koos hammastega diagnostika või ravi eesmärgil. Kuna panoraamröntgenseadme töö põhineb röntgenkiirgusel, tuleb arvestada, et selline kiirgus võib olla ohtlik, kuna tegemist on ioniseeriva kiirgusega, mis võib olla inimesele erinevate kiirguskahjustuste põhjuseks. Selleks, et mitte patsiendi tervist liigselt ohtu seada, tuleb rangelt jälgida kiirgusohutuse nõudeid. Täiesti röntgenkiirgusest loobuda ei saa, kuna just see kiirgus on võimeline läbistada inimeste kudesid ja võimaldab saada patsiendi sisemistest struktuuridest kujutise. Sellest tuleneb oluline väljakutse röntgenseadme projekteerijatele. Eesmärgiks on saada piisavalt hea kvaliteediga, st terav ja sobiva kontrastsusega, radioloogile arusaadav pilt, kasutades nii vähe kiirgust, kui võimalik, et vähendada patsiendi poolt saadavat kahjulikku kiirgusdoosi.

Soome firma Ajat, mis tegeleb panoraamröntgeni tootmisega, on välja töötanud uue mudeli ART+, mis kasutab uue tehnoloogiaga pildireseptorit kaadmium telluriidi (CdTe) baasil. Tootja poolt avaldatud info põhjal peaks sellisest materjalist tehtud pildireseptor võimaldama oluliselt vähendada kiirgusdoosi, mida saab patsient röntgenuuris, kui ka parendada kujutise kvaliteeti. CdTe-anduri tehnoloogia erineb tavalisest panoraamröntgenseadme detektorist selle poolest, et võimaldab otse muundada röntgenkiirguse elektrisignaals. Sellisel juhul jäetakse vahele faas, kus röntgenkiirgus esialgu muundatakse valguseks, ning alles pärast seda muundatakse valgussignaali elektriliseks signaaliks. See tähendab, et vabanetakse kõikidest moonutustest, mis saavad tekkida optilises süsteemis.

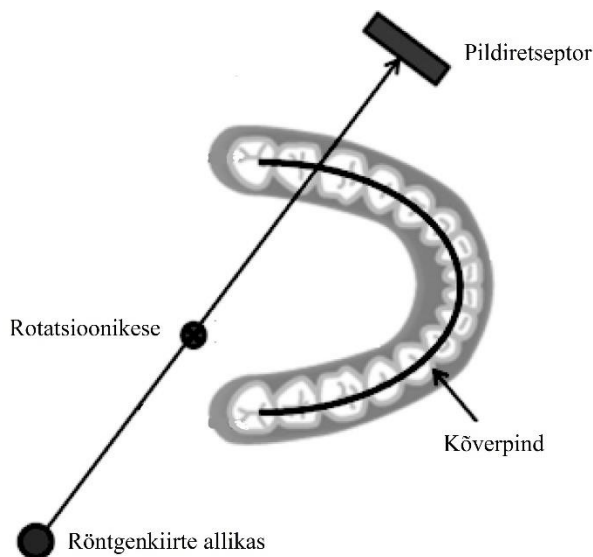
Selle töö eesmärk on mõõta kaht erinevat panoraamröntgenseadet, Instrumentarium OP200 ja Ajat ART+, iseloomustavaid suurus, nagu kiirgussaagis ja doospindala. Pärast seda võrreldakse neid tulemusi ja antakse hinnang nende toimimisenäitajate vastavusele Euroopa patsiendiohutuse nõuetele.

2. Kirjanduse ülevaade

2.1. Panoraamröntgenseadme talitlusprintsiibid

Vaatamata sellele, et meditsiinitehnika turul eksisteerib palju panoraamröntgenseadmete mudeleid, kõik töötavad nad üldiselt järgmise kolme põhimõtte järgi [1, 2].

1. Röntgenkiirte allikas (röntgentoru) keerleb ümber patsiendi pea. Kiirgus on piiratud kitsaks vertikaalseks kiirtekimbuks kollimaatoriga, mis asub röntgentoru ees.
2. Pildireseptor (film, fosfoorplaat) koos kassetihoidjaga liigub samal ajal teisel pool patsiendi pead. Pildireseptor liigub röntgenkiirte allikaga vastassuunas. Kassetihoidja ees on kitsas kollimeerimispilu, mis võimaldab pildireseptoril vastu võtta ainult väikese osa kogu kiirtevihust.
3. Kassetihoidja liikumiskiirus kollimeerimispilu suhtes on kooskõlas kiirtekimbu liikumiskiirusega. Täisdigitaalne pildireseptor ei liigu kollimeerimispilu suhtes, pildihõive toimub pöörleva kiirte kimbu suhtes paigalseisval pildireseptoril.



Joonis 1. Panoraamröntgenseadme skeem.

Nii röntgenkiirte allikas, kui ka kassetihoidja keerlevad ühe ja sama punkti ümber. Seda punkti nimetatakse rotatsioonikeskmeks. Lisaks liigub suurema osa panoraamröntgenseadmete korral rotatsioonikeske kulgevalt trajektooriga, mis sõltub allika ja pildireseptori liikumisest.

Kuna nii kiirgusallikas, kui ka kassetihoidja on alati liikumas, siis mõned piirkonnad pildil võivad

olla moonutatud. Ainult nendes punktides, mis asuvad väga kitsal kõverpinnal patsiendi pea sees, on kujutis juba algusest peale terav.. Kõik teised punktid, mis asuvad mingil kaugusel sellest pinnast, on kujutatud pildil lühikeste nihetena. See on põhjustatud erinevusest röntgeni kiirte kimbu liikumiskiiruse ja kassetihoidja kiiruse vahel. Seetõttu, moonutus puudub ainult kõverpinna punktidel.

Mida kaugemal on koe mingi punkt kõverpinnast, seda ähmasem on selle kujutis radiograafia pildil. Kui väikesed moonutused ja ähmasused pildil võivad olla vastuvõetavad, siis mõned struktuurid, mis asuvad väga kaugel kõverpinnast, ei ole üldse nähtavad, kuna moonutus on liiga suur. On vaja arvestada, et kõikidest moonutustest ei ole võimalik radiograafias vabaneda. Igal juhul see tähendab, et koe paksus, mida saab tõepäraselt piisavalt hea nähtavuse ja täpsusega pildistada, on piiratud. Vastavat koe kihti nimetatakse tomograafiliseks kujutiskihiks. Ideaalsel juhul on patsient positsioneeritud nii, et kõik tema hambad ja lõualuud asuvad selles kihis.

Tegelikult nii kujutiskihi asend kui ka kontuur on erinevad sõltuvalt panoraamseadme konstruktsioonist. Kassetihoidja kiirus mõjutab kujutiskihi asukohta. Kaugus rotatsioonikeskme ja kõverpinna vahel ning röntgenkiirtekimbu laius mõjutavad kujutiskihi paksust.

Panoraamröntgenseadme tootjad saavad muuta kujutiskihi paksust, asukohta ning kontuuri, kombineerides sobivalt eelnimetatud parameetreid. Mõned panoraamröntgenseadme mudelid annavad operaatorile võimaluse ise muuta kujutiskihi asukohta ning paksust selleks, et kohandada seadet erineva suurusega patsiendile.

Struktuurid, mis jäävad kujutiskihti, või asuvad selle kõrval, ehk kassetihoidja ja rotatsioonikeskme vahele, ilmuvad radiograafilisel pildil erineva täpsusega, aga õiges asukohas. Need on „tõelised“ kujutised. Ja siiski, mõned objektid, mis ei kuulu kujutiskihti, saavad ikka ilmuda kujutisel. Need on punktid, mis asuvad rotatsioonikeskme ja kiirgusallika vahel mõnel hetkel ekspositsiooni jooksul. Selles kohas objekt, mis on kaugel kujutiskihist, jääb kujutisele ebateravalt. Suur kaugus kujutiskihist tähendab ka seda, et radiograafilisel pildil ilmuvad need objektid kaugemal nende esialgse asukohast. Kõige huvitavam on see, et see objekt võib ilmuda kujutise vastaspoolel selle esialgsest asukohast. Kujutise objekte, mis on väga ähmased, ja mis on vales kohas, nimetatakse „varikujutisteks“.

Veel, mõned objektid saavad ilmuda kujutisel kaks korda. Need on „topeltkujutised“. Need on punktid rotatsioonikeskme ja kassetihoidja vahel, mis saavad skaneerimisel kaks korda erinevate projektsiooni all ekspositsiooni. Need kujutised ei ole nii ähmased, nagu „varikujutised“

2.2. CCD- ja CMOS-andurid

CCD-andur

CCD (ingl *Charge-Coupled Device*) [3] - laengsidestusseadis on optoelektroniline optoelektroniline kiirgusvastuvõtja, mis on võimeline transportima elektrilaenguid. Vastav tehnoloogia töötati välja 1969. aastal andmete säilitamiseks. Aga sellel eesmärgil ei leidnud see tehnoloogia kasutust. Selle printsiibile oli leiti kasu laengute transportimisel.

Seadise töö põhineb sisemisel fotoefektil. Ränikristalli aatomid asuvad diskreetsetel energeetilistel tasemetel. Energeetiliselt madalamat tsooni nimetatakse valentstsooniks, energeetiliselt kõrgemat aga juhtivustsooniks. Algseisundis asub suurem osa elektronidest valentstsoonis, aga nad võivad alati pääseda kõrgemale tasemele, kui need saavad piisavalt energiat mingist välisest allikast. CCD-anduri jaoks võivad selliseks allikaks olla nii valgus, kui ka mingi soojusallikas (mis tavaliselt põhjustab pildil müra). Pärast vajaliku energia saamist tekivad juhtivustsoonis vabad elektronid ja valentstsoonis positiivselt laetud „augud“. Need eraldatakse, rakendades pinget, ja hoitakse mälu pesas fotodiodi all. Pärast seda kõik need laengud juhitakse, kasutades paljusid vertikaalseid ja horisontaalseid nihutusjuhte tsentraalsele analoog-digitaalmuundurile. Laengu liikumine toimub pärast elektroodidele pinge andmist.

Seadist, mis põhineb sellisel valguse mõjul aktiivsetes pikslites tekkinud laengute nihutamise ja väljastamise printsiibil, nimetatakse CCD- anduriks (ehk CCD-sensoriks).

CMOS-andur

CMOS (ingl *Complementary Metal Oxide Semiconductor*) [4] – on kindla elektrilise lülituse nimetus. CMOS-andur (ehk CMOS-sensor) ju on teine võimalus valguse konverteerimiseks elektriliseks signaaliks. Selle töö põhineb ka sisemisel fotoefektil. Selle erinevus CCD-andurist on informatsiooni transportimise viisis. Selles süsteemis on kondensaator ühendatud iga individuaalse fotodiodiga, mis on laetud sellele langenud valguse toimel. Indutseeritud pinge on proportsionaalne intensiivsuse ja ekspositsiooniajaga. Erinevus CCDst on selles, et kõik elektronid, mis tekkisid ekspositsiooniaja jooksul, on kogutud mitte ainult ühe võimendiga, vaid igale pildielemendile on pühendatud eriline võimendi. See võimendi määrab otseselt saavutatud tulemuse analoogsignaalina mingi kindla pingega. See tähendab, et iga piksli signaal saab olla loetud individuaalselt ilma nihutamiseta, nagu see on CCD-anduris.

Andurite võrdlus

Kokkuvõtteks, kui võrrelda neid kahte tüüpi andureid, saab öelda, et CMOS-andurid töötlevad informatsiooni kiiremini, ehk väljastavad kiiremini signaali, tänu mitmele võimendile, aga mitte ainult ühele, nagu CCD-süsteemis. See suurendab kaamera kaadrisagedust. Otsene juurdepääs igale individuaalsele pikslile suurendab kogu detektori tundlikkust ning vähendab optilist moonutust. Samuti tarvitavad CMOS-andurid oluliselt vähem energiat. Veel on nende eelis CCD-andurite ees elektroonika kompaktsus .

CCD-andurid omakorda pakuvad lihtsamat konstruktsiooni, mis võimaldab neid odavamalt toota. Samuti fakt, et süsteemis on ainult üks analoog-digitaalmuundur, tagab pildi parema homogeensuse.

2.3. Röntgentoru

Röntgenkiirgus saadakse, rakendades röntgentoru katoodi ja anoodi vahele kõrgepinge, mis kiirendab katoodilt pärit termoelektrone anoodile, kus need pidurdatakse. Anoodile jõudvad elektronid astuvad vastastikmõjusse anoodi materjaliga. Anoodilt, mis on mingi nurga all kaldu, kiirgub röntgenkiirgus paljudesse suundadesse. Osa kiirgusest lastakse läbi kollimaatori, kuhu lisatakse ka filter, röntgentorust välja. Anood ja katood on paigutatud vaakumtorusse, selleks et õhu osakesed ei takistaks kiirete elektronide liikumist märklauani (sihtmärgini). Termoelektronide tekkeks katoodi kuumutatakse. Selleks lastakse läbi kütteniidi elektrivool. [5]

Kuna elektronid suunatakse anoodile üsna väikesesse piirkonda, siis on suureks probleemiks selle ebahütlane kuumenemine ning sellest tingitud pragunemine ja anoodi katva aine aurustumine, mis toob kaasa kiirgusefektiivsuse vähenemise. Paljudel juhtudel, eriti kui on tarvis intensiivsemat kiirgust, kasutatakse lahendusena pöörlevat anoodi, mis jaotab soojust ühtlasemalt suurema pinna peale.

Vaakumtoru koos oma sisuga on ümbritsetud õliga, mis on omakorda ümbritsetud suurema korpusega. Korpus toetab, isoleerib ning kaitseb sisemust väliskeskkonna eest. Õli eesmärk on pakuda elektrilist isolatsiooni ning soojusjuhtivust. Õli vähendab ka temperatuuri ning niiskuse mõju toru tööle. Üldiselt on korpuses ka lõõts, mis reageerib õli soojuspaisumisele ning ülekuumenemise ehk liigse õli paisumise korral suudab seade toru jahenemiseni välja lülitada. Korpus on

varjestatud pliiga, et maksimaalselt neelata vales suunas liikuvat kiirgust. Korpuses peab olema ka varjestamata ava, kust läheb läbi kasulik kiirgus.

Röntgentorus kasutatavad detailid peavad olema äärmiselt vastupidavad erinevatele tingimustele. Eelkõige anood peab taluma kõrgeid temperatuure, suuri temperatuurikõikumisi ning ka tugevat kesktõmbekiirendust. Anoodi piires võivad olla temperatuurigradiendid suuremad kui 1800 °C/cm. Üldiselt kasutatakse anoodis katematerjaliks erinevaid volframi sulameid, südamikuks suure soojusmahtuvusega molübdeeni ning soojusjuhtivuse eesmärgil osalise kattena ka vaske.

2.4. Röntgenkiirguse omadused

Röntgenkiirguse omadused sõltuvad väga paljudest parameetritest, näiteks rakendatud pingest, anoodi märklaua materjalist ja filtratsioonist.

Kuna kiirguse hulk on otseselt seotud anoodile langevate elektronide arvuga, siis kiirgusdoos on suuresti sõltuv röntgentoru voolutugevusest ning voolu kestusest ehk ekspositsioonijast. Mida kauem ning mida suuremat voolu läbi kütteniidi lasta, seda rohkem katood kuumeneb ning võimaldab elektriväljal elektrone minema kanda. Teisisõnu, nii saadakse suurem röntgentoru vool ja intensiivsem kiirgus. Teine tähtis parameeter on anoodi ja katoodi vaheline pinge, mille suurusest sõltub katoodi lähedasest elektronpilvest elektronide väljatõmbamine ning edasine kiirendamine. Kõrge pingega saab niisiis suhteliselt rohkem ning kõrgema energiaga elektrone.

Anoodil tekkinud röntgenkiirgus koosneb tinglikult kahest komponendist: pärss- ehk pidurduskiirgusest ning karakteristlikust kiirgusest. Pärsskiirguse põhjustab footonite teke kiirete elektronide pidurdumisel anoodi materjalis. Pärsskiirguse spekter on pidev. Selle spektri kuju sõltub kiirendava potentsiaali suuruselt ning pidurdava aine aatomnumbrist. Karakteristlik kiirgus tekib, kui anoodile langev elektron põrkub mõne orbitaalelektroniga ning lööb ta oma elektronihist välja. Mõni kõrgemal tasemel olev elektron võib seega üle minna madalamale energiatasemele ning seejuures kiirata footoni. Karakteristliku kiirguse spekter on diskreetne, sõltudes elektronkihtide seoseenergiate vahest. Pärsskiirguse spekter on pidev, mille kuju sõltub suuresti vaid pidurdava aine omadustest. Kogu kiirgusspekter on nende kahe spektri summa.

Kuna pärsskiirgus, mis moodustab üldiselt suurema osa kiirgusest, on pidev, siis selle hulgas on väga palju väikese energiaga footoneid. Patsiendi läbivalgustamisel sellised footonid aga

enamasti neelduvad, mistõttu need on ohuks patsiendile. Selle probleemi lahendamiseks kasutatakse filtratsiooni. Filtriiks on tavaliselt kollimaatori ette paigutatud vasest või alumiiniumist plaat, mis neelab enamiku väikese energiaga kiirgusest, kuid suurema energiaga footonid suudavad sellest enamasti läbi tungida. Selline meetod nõuab pealtnäha rohkem energiat, kuid vähendab kiirgusohtu patsiendile. Peale otsese filtratsiooni neeldub väike osa kiirgusest ka vaakumtorus ning seda ümbritsevas õlis.

3. Metoodika

3.1. Uuritavad röntgenseadmed

Selle töö eesmärk on võrrelda omavahel nii kahe panoraamradiograafi röntgentoru kui ka pildireseptori omadusi omavahel. Tartu Ülikooli Kliinikumis uuriti panoraamröntgenseadet Instrumentarium OP200 C ja Tartu Tervishoiu Kõrgkoolis panoraamröntgenseadet Ajat ART+.

a) Panoraamröntgenseade ART Plus C (Ajat, Espoo, Soome)

See seade saab röntgentorule anda pinget 61-85 kV, ning elektrivoolu 4-10 mA. ART+ pildireseptoris kasutatakse kaadmiumtelluriidi (CdTe) baasil CMOS-andurit (anduri pindala

145x5.6 mm, piksli suurus 100 μm x 100 μm). [6]



b). Panoraamröntgenseade OP200 D

(Instrumentarium Dental, Tuusula, Soome).

On varustatud röntgentoruga Toshiba D-051S

(filtratsioon 2.5 mm Al, anoodi nurk 5°), mille

võimsust saab reguleerida nii pinge muutmisega

piirides 57-85 kV, kui ka elektrivoolu muutmisega

vahemikus 2-16 mA, ning pildireseptor amorfse

räni baasil, ehitatuna CCD tehnoloogiat kasutades

(Sensori pindala -----mm, piksli suurus 48 μm x 48 μm). [7, 8]

Joonis 2. Panoraamröntgenseade OP 200.

3.2. Mõõtevahendid

a) Mõõtesüsteem Barracuda (RTI Electronics, Mölndal, Rootsi)

Seade on mõeldud röntgenkiirguse analüüsiks. Selle seadmega on võimalik mõõta järgmisi kiirgusparameetreid: doos, doosikiirus, doos/impulss, toru vool, ekspositsiooni kestus, toru laeng (mAs), signaalide lainekuju ja muu, mis selles töös ei ole olulised. [9]

b) Doosidetektor R100 (RTI Electronics, Mölndal, Rootsi)

Pooljuhtandur Barracuda süsteemile, mis on mõeldud väikse võimsusega dooside mõõtmiseks. Aktiivse detektori pindala 10 mm x10 mm. Neeldumisdooside vahemik, mida saab mõõta on 0.1 nGy–100 kGy. Selle anduri mõõtmiste põhiviga on 5% näidust. [10]

c) Mitmefunktsionaalne doosidetektor MPD (RTI Electronics, Mölndal, Rootsi)

Universaalne andur, mis on võimeline mõõtma röntgentorupinget, ekspositsiooniaega, doosi, doos/impulss, kiirgusallika filtratsiooni ja muud. Põhiviga on 5%. [9]

d). DAP-meeter Model 840A. (Gammex-RMI, Middleton, USA)

Spetsialiseeritud seade, mõeldud doospindala (DAP) mõõtmiseks. Mõõtepiirkond on 1 mGy*cm² – 100 kGy*cm². Ristkülikukujuline ionisatsioonikamber, aktiivse pindalaaga 140 mm x140 mm. Kambri filtratsioon on < 0.5 mm Al. [11]

e). Radiograaf YSIO (Siemens Healthcare, Erlangen, Saksamaa)

Digitaalne radiograaf. Varustatud röntgentoruga, maksimaalse pingega 150 kV. Traadita pildireseptor koosneb CsI stsintillaatorist ja a-Si lameekraanist (3000 x 2372 pikslit, piksli suurus 148 µm). Generaator võimsusega 80 kW. [12, 13]

3.3. Mõõdetavad suurused

a) Kiirgussaagis

Esimene parameeter, mille põhjal saab võrrelda kahte panoraamröntgenit, on kiirgussaagis. Kiirgussaagis näitab, kui suur kiirgusdoos kiiritab röntgentoru, kui läbi röntgentoru lasta ühikuline elektrivool ühe sekundi jooksul. Teiste sõnadega, kiirgussaagise põhjal saab võrrelda, kui suure doosiga kiiritab kumbki kahest röntgenseadmest etteantud kaugusel.

$$\text{Kiirgussaagise definitsioon: } Y = \frac{D}{I \cdot t} \quad (1)$$

kus Y on kiirgussaagis, D – doos, I – voolutugevus, t – ekspositsiooniaeg

$$\text{Kuna } \frac{D}{t} = D_{\text{kiirus}} \quad (2)$$

kus D_{kiirus} on doosikiirus (ingl *Exposure rate*), saame definitsioonist valemi

$$Y = \frac{D_{\text{kiirus}}}{I} \quad (3)$$

Hoides voolu konstantsena, saame hinnata kiirgussaagise sõltuvust anoodi ja katoodi vahelisest pingest.

i) Kaugus

Kuna erinevate panoraamröntgenite korral kaugused kiirgusallika ja pildireseptori vahel on erinevad erineva konstruktsiooni tõttu, tuleb normeerida need andmed ühele kaugusele. Selles töös normeerimine toimus 50 cm kaugusele. (Selle väärtus oli valitud keskmisena mõlema panoraamröntgenseadme fookus-retseptor-kaugusest FRD (ingl *Focus Retseptor Distance*): 51.3 cm ART ja 48.7 cm OP200 jaoks.). Kuna kiirguse ja kauguse vahel on pöördruutsõltuvus, saame

$$\text{kiirgussaagise normeerida, kasutades järgmist suhet. } Y_2 = Y_1 \cdot \left(\frac{FDD}{FRD} \right)^2 \quad (4)$$

kus FDD – on normeerimise kaugus (fookus-detektor-kaugus)

ii) Vool

Panoraamröntgenseade OP200 oli eelprogrammeeritud nii, et selle seadme puhul pole võimalik muuta ainult pinget eraldi. Seetõttu, kui me tahta hoida voolu konstantsena, tuleb teha normeerimine voolu järgi. Selleks lisandus mõõteseria, kus konstantse pinge korral muutes

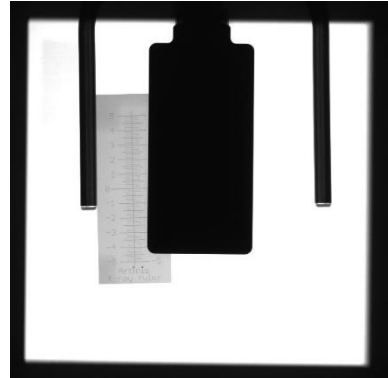
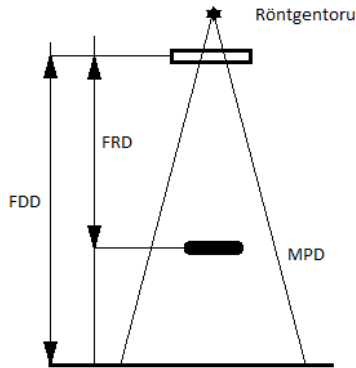
voolu mõõdetakse doosikiirust, mis pärast arvutatakse ümber kiirgussaagiseks.

b) Doospindala DAP

Teine oluline panoraamröntgeni karakteristik on doospindala DAP (ingl *Dose Area Product*). See on suurus, mis kasutatakse kiirguriski hindamisel. See suurus on defineeritud kiirtekimbu ristlõikepindala ja pindalaga samal kaugusel mõõdetud doosi (pealelangeva õhukerma) korrutisena. Panoraamülesvõtte korral iseloomustab DAP, kui suure pealelangeva õhukerma saab patsient (st mõõdetuna ilma patsiendita või hajutava fantoomita).

i) DAP-meetri kalibreerimine

DAP-meetri kalibreerimiseks kasutasime radiograafi Siemens YSIO. Selles seadmes me saame valida ja mõõta nii kiirgusvoo ristlõikepindala kui ka kiirgusdoosi, st kõik, mis on vaja DAPi arvutamiseks. Kalibreerimiseks kinnitati DAP-meeter kollimaatori külge ja mõõdeti doosidetektoriga MPD (ingl *Multi Purpose Detector*) doos teatud kaugusel radiograafi kiirgusvoos.



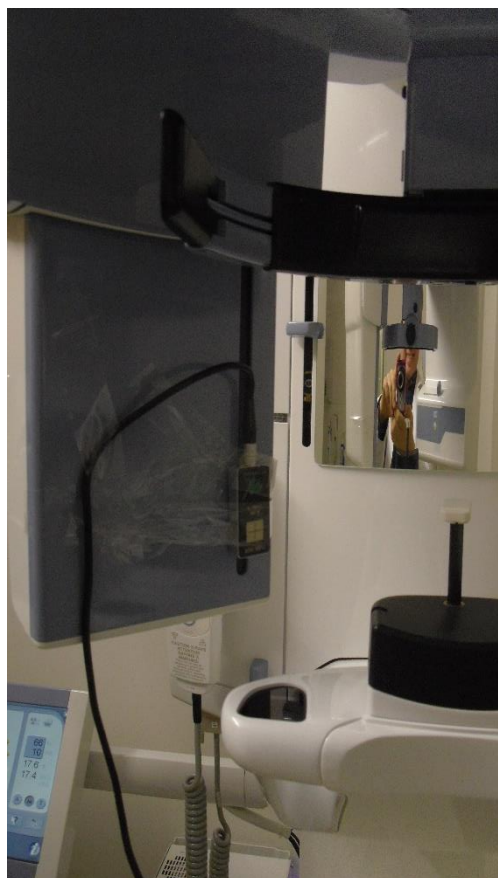
Joonis 3. Radiograafiga DAP-meetri kalibreerimine: vasakul skemaatiline külgvaade, paremal saadud kujutis pealtvaates.

Nüüd, hoides kiirgusvoo pindala konstantsena, tehti seeria doosimõõtmisi. Saame kaks kõverat: esimene on radiograafiga inditseeritud DAPi väärtus pingest sõltuvana, teine on arvutatud, kasutades MPD-ga mõõdetud väärtusi. Teine mõõdetud kõver normeeritakse, kasutades doosi pöördruutsõltuvust kaugusest. Nendest andmetest saame arvutada kalibreerimisteguri jagades arvutatud (tegeliku) DAPi väärtuse DAP-meetri poolt inditseeritud näiduga.

b) DAP

Kuna DAP huvitab meid sellepärast, et me tahame võrrelda doosi, mille saab patsient, siis selle mõõtmised me tegime ainult mõlema panoraamseadme eelprogrammeeritud režiimides, nii nagu need olid eelnevalt häälestatud erineva suurusega patsientide (nt laps, väike täiskasvanu, keskmine täiskasvanu, suur täiskasvanu) jaoks. Need väärtused mõõdeti täisekspositsiooni kohta, korrigeerides tulemust DAP-meetri kalibreerimisteguriga, mis oli saadud eelmises punktis kirjeldatud viisil.

3.4. Töö käik



a). Kiirgussaagise mõõtmised.

Alustades tööd panoraamröntgenseadmega, kinnitati detektor R100 panoraamseadme pildiretseptori kollimeerimispilu ette. Järgnevalt tehti röntgenseadmega skaneering. Kuna võis eeldada, et doosikiirus on ühtlane, siis pole vaja oodata, kui seade teeb täisekspositsiooni. Edasi tehti mõõtmisi kolmes seerias. Esimene – muutes ainult pinget anoodi ja katodi vahel. Teine – muutes ainult röntgentoru voolu. Kolmas – kasutades tootja poolt eelprogrammeeritud režiimierineva suurusega patsiendile. Tulemuseks saadi vastavad doosikiiruse väärtused. Protseduur viidi läbi mõlema panoraamseadega.

Joonis 4. R 100 anduri paiknemine.

b) DAP-meetri kalibreerimine

Mõõdetud ja tegelikku DAPi väärtust teades sai arvutada kalibreerimisteguri järgmise valemi abil:

$$\text{Kalibreerimistegur} = \frac{\text{DAP}_{\text{tegelik}}}{\text{DAP}_{\text{mõõdetud}}} \quad (5)$$

Kiirusallikana kasutati radiograafi Siemens YSIO Tartu Tervishoiu Kõrgkoolis. Röntgenkiirguse voog kollimeeriti teatud pindalale, pannes selsse voosse RTI Barracuda dosimeetri. Kujutisel mõõdetud pindala ja mõõdetud doosi põhjal saab arvutada DAPi väärtuse.



c) DAPi mõõtmised

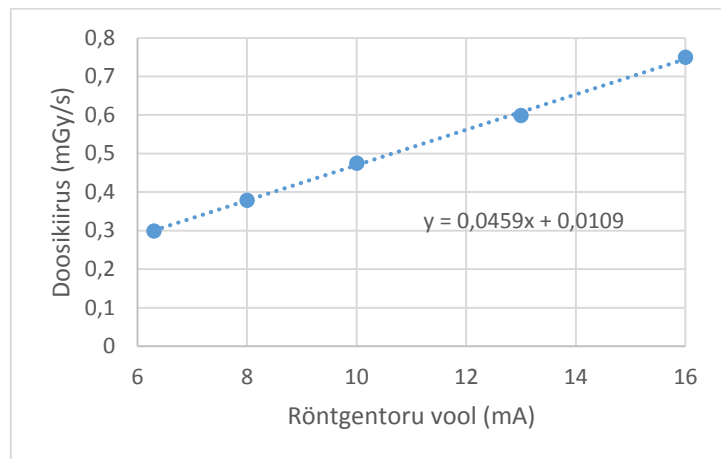
Võrreldes kiirgussaagise mõõtmisega vahetati mõõteseadmed: Barracuda süsteemi ja detektori R100 asemel kasutati nüüd Gammex-RMI DAP-meetrit. Mõõtmised tehti ainult tootja poolteelprogrammeeritud režiimides.

Joonis 5. Gammex-RMI DAP-meetri paiknemine.

4. Tulemused

1) Kiirgussaagis

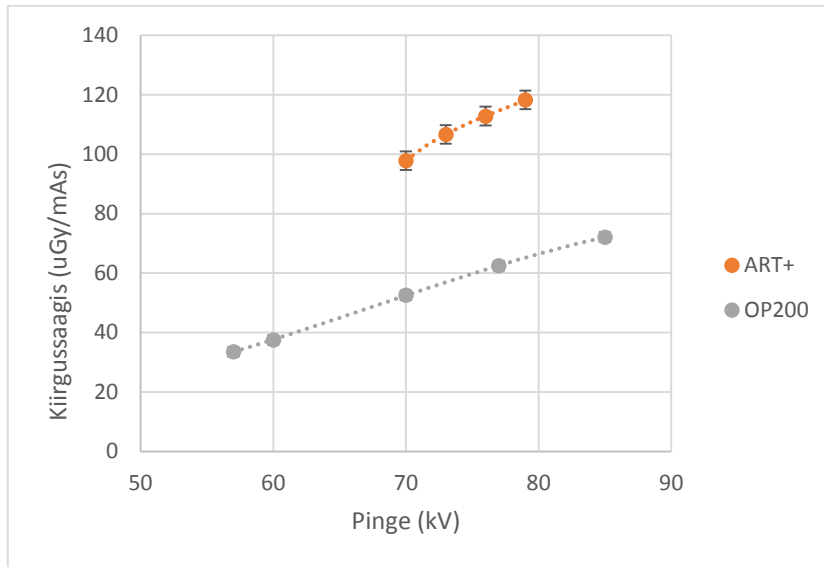
Esimene samm, mis tehti kiirgussaagise võrdlemiseks, oli normeerimine ühele kaugusele. Järgmiseks oli OP200 kiirgussaagise normeerimine voolu järgi. Selleks mõõdeti sõltuvuse, mis on esitatud joonisel 5:



Joonis 6. Panoraamröntgeni OP200 doosikiiruse sõltuvus röntgentoru voolust.

Saades lineaarse sõltuvuse OP200 kiirgussaagise ja voolu vahel, saame leida selle seadme kiirgussaagise väärtused, eeldades et hoiaime voolu konstantsena 6.3 mA. (Selline voolu väärtus oli valitud mugavuse mõttes, kuna ART+ röntgenseadme kõik eelprogrammeeritud režiimid kasutavad seda voolu väärtust).

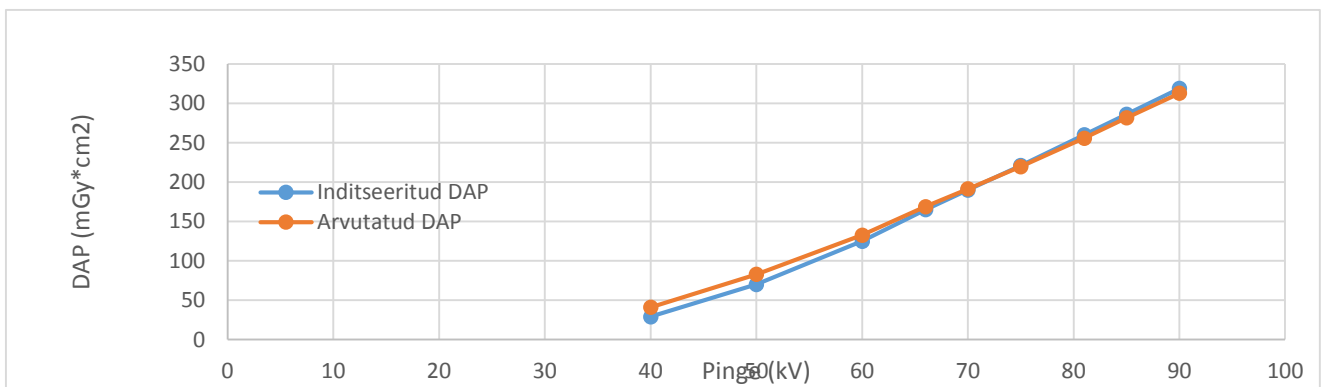
Pärast seda, kui meil on kiirgussaagise väärtused nii ART+ kui ka OP200 seadme jaoks normeeritud, saame neid võrrelda. Selleks panime ühele graafikule väärtused, mis iseloomustavad mõlema röntgentoru kiirgussaagiseid:



Joonis 7. Kahe erineva panoraamröntgenseadme kiirgussaagise sõltuvus pingest normeerituna kaugusele 50 cm kiirgusallika ja detektori vahel, ning 6.3 mA röntgentoru voolu.

2). DAP

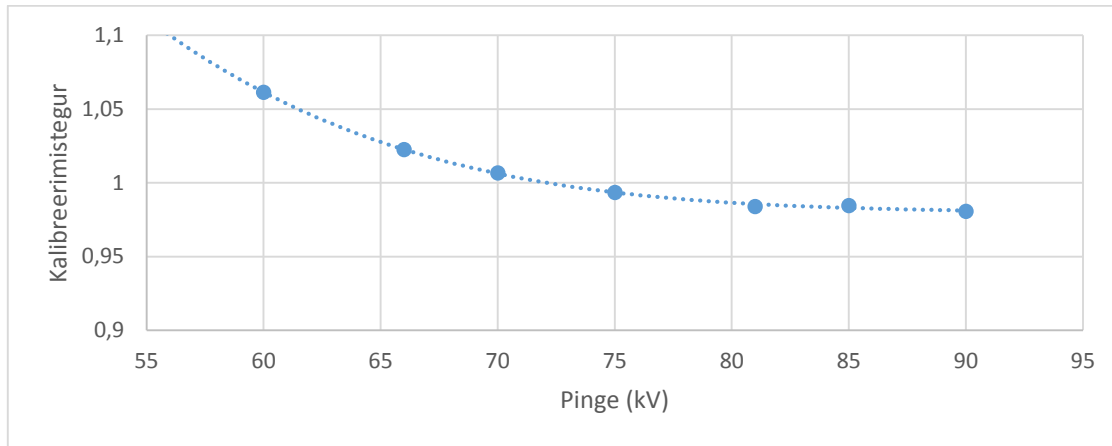
Enne, kui kasutada mõõdetud DAPi väärtusi, tuleb need korrigeerida, et saada täpsemad tulemused.



Joonis 8. DAP-meetri kalibreerimiskõverad.

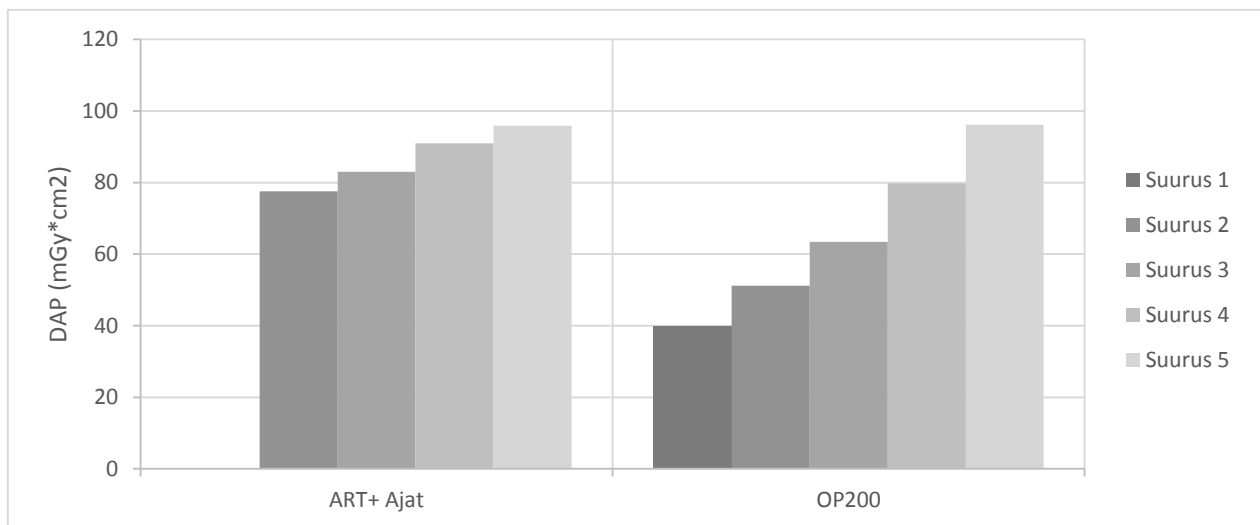
Mõõdetud andmete põhjal saab arvutada kalibreerimiskoeffitsiendid, mis näitavad erinevust mõõdetud ja tegeliku DAPi väärtuse vahel, ning hinnata määramatust otsese DAPi mõõtmise jaoks.

Määramatuse hinnanguks saab võtta kalibreerimisteguri erinevuse arvust 1.



Joonis 9. DAP-meetri kalibreerimistegur 10 mA*s korral.

Teades seda koefitsienti, saab võrrelda DAPi mõõtmisi erinevatel seadmetel. Kuna seadmel Ajat on 4 eelprogrammeeritud režiimi, aga seadmel OP200 on neid 5, siis me ei saa otseselt neid võrrelda, kuna me ei tea, kas nad on mõeldud samale patsiendisuurusele. Sellel juhul me ei saa neid panna ühele teljele, kuna meil ei ole andmeid, kuidas nad on korreleeritud. Kaudselt saame siiski tulemusi võrrelda.



Joonis 10. Kahe erineva panoraamröntgenseadme DAPi väärtused iga eelprogrammeeritud režiimi korral.

5. Arutelu ja järeldused

Kaks peamist parameetrit, mille järgi saab võrrelda kahte panoraamröntgenseadet on patsiendi poolt saadav kiirgusdoos ja pildi kvaliteet. Käesolevas töös hinnati neist ainult esimest, eeldades, et kujutise kvaliteet on tootjate poolt optimeeritud ja enam vähem sarnane.

Sellise eelduse korral, võrdleme vaid kiirgusdoosi, mille saab keskmine patsient. Esmalt tuleb kontrollida, kas need panoraamröntgenseadmed, millega me töötasime, alluvad Euroopa „Radiation Protection 136“ reeglitele. [14] Selle juhendi järgi röntgeniga kiiratud DAP ei tohi ületada $100 \text{ mGy} \cdot \text{cm}^2$. Mõõdetud DAPi graafikult on nähtav, et mõlemad seadmed töötavad piisavalt ohutult, ning isegi suurimate patsiendile mõeldud võimsused ei välju lubatud DAP piirkonnast.

Teiseks sammuks tuleb võrrelda mõlemate seadmete talitusrežiime, mis vastavad samale patsiendisuurusele. Selle ülesande lahendamisel peame kõigepealt vaatama mõlema röntgentoru kiirgussaagist. Jooniselt 7 on nähtav, et ART+ ületab tugevasti OP200 väärtusi. See tähendab, et samu algparameetreid (pinge, vool) ette andes kiirgab uus seade ART+ suurema doosi. Nüüd võrdleme mõlema panoraamröntgenseadme poolnõrgenemispaksust HVL (ingl *Half-Value Layer*), mis on materjali (tavaliselt alumiiniumi) paksus, mida peab kiirgus läbima, et selle intensiivsus väheneks 2 korda. Need andmed saadi Tartu Ülikooli Katsekoja katseprotokollidest [15]. Nende andmetel on HVL 3 mm Al (@66 kV) OP200 korral ja 2.45 mm Al (@70 kV) ART+ korral. Need andmed annavad meile informatsiooni, et footonid, mis väljuvad OP200 torust, isegi kui nendel on väiksem energia (mis on tingitud väiksemast pingest), annab see kitsama spektri, kuna filtratsioon on suurem. See tähendab, et seade OP200 piirab tugevamini nende footonite arvu, millel pole vajalikku energiat, et läbida hambakudesid. Niisugused footonid ei tee kasulikku tööd, vaid lihtsalt neelduvad inimeste pehmetes kudedes, suurendades kahjulikku doosi. Seega, me ei saa otseselt võrrelda mõlema röntgenseadme talitusrežiime, kuna sama pinge ja voolu korral kiirgavad nad erineva doosi. Kuigi me ei saa neid võrrelda elektriliste suuruste mõttes, saame seda teha, baseerudes patsiendi suhtelisele suurusele, millele need režiimid on mõeldud. On näha, et kuna maksimaalsed väärtused on põhimõtteliselt samad, väheneb seadmega OP200 tekitatud doos patsiendi suuruse vähenedes palju kiiremini, kui seadme ART+ puhul. Kõige väiksematele inimestele, ehk lastele mõeldud režiimid erinevad peaaegu 2 korda. See on põhjendatud sellega, et nende kahe panoraamröntgenseadme DAPi muutuse algoritm erineb. Kui ART+ režiimi

muutudes muudab toru pinget, siis OP200 omakorda muudab voolu. On teada, et röntgentoru pinge põhimõtteliselt määrab kujutise kontrastsuse (pildi kontrastsus sõltub otseselt torule rakendatud pingest, muutudes halvemaks pinge kasvades), kuna pinge määrab elektronide ja ka röntgenfootonite maksimaalse energia, samal ajal kui voolutugevus määrab doosi, sõltudes sellest, kui palju elektrone jõuab anoodini ja tekib footoneid ajaühiku jooksul. Elektroni energia, mis sõltub torupingest, mõjutab ka patsiendile üleantud doosi suurust, aga oluliselt vähem, kui elektronide arv ajaühikus, mis on määratud toru vooluga. Just see põhjustab joonisel 9 tulpade kõrguse erinevuse kahe panoraamröntgenseadme vahel. Lisaks tuleneb jooniselt, et OP200 garanteerib parema kontrastsuse selle tõttu, et hoiab pinget suhteliselt madalamal (võrreldes seadmega ART+). Selline järeldus omakorda viitab sellele, et pildi kvaliteet pole mõlemal juhul sarnane, mis on vastupidi meie eeldusele. See püstitab probleemi, et tuleks kontrollida veel kujutise kvaliteedi.

Kuna kujutise kvaliteedi hindamine ei mahtunud käesoleva töö raamidesse, jääb see ülesanne järgmistele uuringutele.

Kokkuvõte

Radiograafias otsitakse alati mõistlikku tasakaalu kujutise kvaliteedi ja patsiendidoosi vahel. Selles töös keskenduti doosi uurimisele, kuna see on oluliselt lihtsam ülesanne.

Töö eesmärgiks oli võtta uurimise alla kaks erinevat dentaalset panoraamröntgenseadet: praegu paljudes Eesti ravimiasutustes kasutusel olev Instrumentarium OP200 ja uut tüüpi detektoriga seade Ajat ART+, et kõigepealt kontrollida kas nad vastavad patsiendiohutuse nõuetele. Samuti, tahati kontrollida, kas on põhjendatud vanema tehnoloogia vahetus uuega.

Tulemuseks saadi, et mõlemad süsteemid vastavad Euroopa ohutuse nõuetele, ning isegi oma maksimaalsetes töörežiimides ei ületa norme. See tähendab, et nad on piisavalt ohutud patsiendile.

Kui juba võrrelda neid kahte panoraamradiograafi omavahel, tuleb välja, esiteks, et patsient võib saada kuni 2 korda rohkem kiirgusdoosi kasutades ART+ süsteemi, sõltuvalt tema suurusest. Mida väiksem on patsient, seda suurem on erinevus saadud doosis. Seda näitavad mõlemad mõõtmised: nii doospindala, kui ka kiirgussaagise omad.

Teiseks, OP 200 peaks andma parema kontrastsuse tehtud pildil, võrreldes ART+ kujutisega. Samuti järeldub, et Ajati panoraamröntgenseade filtreerib kiirgust vähemini, kui selle Instrumentariumi analoog. Kõik see suunab vajadusel kontrollida lisaks kujutise kvaliteeti, sest ilma selleta ei saa seletada, kas niisugune doosi vahe on põhjustatud detektori ehitusest või lihtsalt halvast optimeerimisest.

Aga kui tuleb välja, et Ajati ART+ panoraamröntgenseadme tulemused näitavad sarnast või isegi halvema resultaati, siis asendada OP200 uue seadmega ART+ pole nähtavasti mõistlik.

Summary

There are always attempts to find a balance between quality of image and dose, which is absorbed by patient. In this work we tried to focus on studying the dose part, as it is much simpler to do.

The whole our work is built around two different panoramic radiographs: nowadays being in use in Estonian clinics Instrumentarium OP200 and new Ajat ART+ radiograph, that is equipped with detector of new original type. The purpose of our work was to control safety of both radiographs and to find out does replacement of devices being in use with new ones is worth it.

In the end, results show that both systems are toed with European guidelines on radiation protection in dental radiology. Even using their maximum modes, inducted doses do not exceed established limits. That means both devices are enough safe for patients.

Another part of our work is to compare two panoramic radiographs to each other. The first result of that comparison is significant difference in doses. Using ART+ system patient gets up to 2 times bigger dose of radiation, than using other radiograph. The difference between two doses depends on size of patient. The lesser the patient the bigger is difference. Both Dose Area Product and dose yield measurement show that.

The second result is expectation that OP200 radiograph provides better contrast of radiographic image than ART+ model. Also, we got result that Ajat radiograph have less filtration of its radiation, than his Instrumentarium analogue. This leads us to further work of controlling quality of images, because we cannot explain if that difference in doses are caused by detector structure, readability of image or just worse optimization.

All in all, if rates of Ajat ART+ in that field show even or worse results than OP200, there will be no point to replace Instrumentarium panoramic equipment with new ones.

Kasutatud kirjandus

1. The Essential Physics of Medical Imaging. Jerrold T. Bushberg.
2. Practical Panoramic Radiography. William C. Scarfe, Gail F. Williamson.
<http://www.dentalcare.com/media/en-US/education/ce71/ce71.pdf>
3. Vision Doctor. CCD sensors.
<http://www.vision-doctor.co.uk/camera-technology-basics/ccd-sensors.html>
4. Vision Doctor. CMOS sensors.
<http://www.vision-doctor.co.uk/camera-technology-basics/cmos-sensors.html>
5. Coolidge X-ray tubes. Paul Frame.
<https://www.orau.org/PTP/collection/xraytubescoolidge/coolidgeinformation.htm>
6. Ajat ART Plus Operators Manual.
<http://www.akapela.ru/UserFiles/File/1%20Art%20Plus%20Operators%20Manual.pdf>
7. Orthopantomograph® OP200 D. Users Manual.
http://www.thetechgods.net/service/Manuals/instrumentarium/OP200D_and_OC200D/5139796_OP200D_OC200D_User_manual_op200d_eng_R5.pdf
8. Toshiba D-Series X-ray Tube.
<http://www.kantecare.com/x-ray-tube/toshiba-d-series-x-ray-tube.html>
9. Barracuda & QABrowser Manual.
http://rtigroup.com/content/downloads/manuals/Manuals%20Old%20Versions/Barracuda_and_QABrowser_Users_Manual_-_English.pdf
10. Dose Detector R100.
<http://rtigroup.com/accessories/detail/barracuda-dose-detector>
11. Gammex RMI
http://fluitech.com.ua/assets/files/gammex/Diagnostic_Radiology_Catalog05_06.pdf

12. Digital Radiography System Ysio.

<http://www.healthcare.siemens.com/radiography/digital-x-ray/ysio-max/technical-details>

13. Siemens Ysio

<http://www.medwow.com/med/rad-room-digital/siemens/ysio/42779.model-spec>

14. Radiation Protection N136.

<https://ec.europa.eu/energy/sites/ener/files/documents/136.pdf>

15. Tartu Ülikooli Katsekoda Katseprotokollid:

4.039.14.480-1 (Instrumentarium OP200)

4.094.14.522-1 (Ajat ART+)

Lihtlitsents lõputöö reprodutseerimiseks ja lõputöö üldsusele kättesaadavaks tegemiseks

Mina, Roman Kulašenkov (sünnikuupäev: 04.03.1994),

annan Tartu Ülikoolile tasuta loa (lihtlitsentsi) enda loodud teose

Panoraamröntgenseadmete tunnussuurused ja patsiendidoos.

mille juhendaja on Kalle Kepler.

reprodutseerimiseks säilitamise ja üldsusele kättesaadavaks tegemise eesmärgil, sealhulgas digitaalarhiivi DSpace-is lisamise eesmärgil kuni autoriõiguse kehtivuse tähtaja lõppemiseni;

üldsusele kättesaadavaks tegemiseks Tartu Ülikooli veebikeskkonna kaudu, sealhulgas digitaalarhiivi DSpace'i kaudu kuni autoriõiguse kehtivuse tähtaja lõppemiseni.

olen teadlik, et punktis 1 nimetatud õigused jäävad alles ka autorile.

kinnitan, et lihtlitsentsi andmisega ei rikuta teiste isikute intellektuaalomandi ega isikuandmete kaitse seadusest tulenevaid õigusi.

Tartu, 26.05.2016