

TALLINNA TEHNIKAÜLIKOOL
Infotehnoloogia teaduskond

Anni Borkvel A153408

**DOOSIANDMETE KOGUMINE JA
ANALÜÜS LASTE
KOMPUUTERTOMOGRAAFIAS**

Magistritöö

Juhendaja: Kalle Kepler
PhD

Tallinn 2018

Autorideklaratsioon

Kinnitan, et olen koostanud antud lõputöö iseseisvalt ning seda ei ole kellegi teise poolt varem kaitsmisele esitatud. Kõik töö koostamisel kasutatud teiste autorite tööd, olulised seisukohad, kirjandusallikatest ja mujalt pärinevad andmed on töös viidatud.

Autor: Anni Borkvel

21.05.2018

Annotatsioon

Käesoleva magistritöö eesmärk on koguda ja analüüsida doosandmeid erinevates laste kompuutertomograafia uuringutes patsiendi vanuse, kaalu ja mõõtmete järgi. Töö keskendub pea, rindkere ja kõhu-vaagna piirkonna uuringute analüüsile.

Uuringuandmete vormi alusel koguti vajalikud doosandmed ja patsientide andmed nagu vanus ja kaal. Seejärel mõõdeti ja analüüsiti pildiserverisse salvestatud pildiseeriaid ning määrati erinevate uuringuprotokollide lõikes doosikõverad (CTDIvol ja DLP sõltuvus patsientide vanusest ja kaalust). Retrospektiivselt hinnati ja määrati aastal 2012 kogutud andmete põhjal analoogsed doosikõverad ja võrreldi neid 2017. aasta näitajatega. Metoodiliselt võrreldi ja analüüsiti doosikõverate erinevaid esitusviise ning anti hinnang nende praktilise kasutatavuse kohta.

Töö tulemusena määrati pea uuringutele kohalikud referentsväärtused 2012. aasta ja 2017. aasta doosandmete põhjal. Määratud referentsväärtusi võrreldi omavahel ja teiste vastavate publitseeritud referentsväärtustega. Veenduti, et rindkere piirkonna uuringute puhul tuleb suurus-spetsiifilise doosihinnangu arvutamisel eelistada vesi-ekvivalentset diameetrit efektiivsele diameetrile. Tõdeti, et peamiseks takistuseks kohalike ja riiklike referentsväärtuste määramisel saab Eestis tõenäoliselt olema uuringute vähesus.

Lõputöö on kirjutatud eesti keeles ning sisaldab teksti 37 leheküljel, 4 peatükki, 16 joonist, 4 tabelit.

Abstract

Collecting and analysing patient dose data in paediatric computed tomography

The aim of presented master's thesis is to collect and analyse patient dose data of different paediatric computed tomography (CT) examinations in terms of patient's age, weight and measurements. Most common paediatric computed tomography examinations were analyzed: scans of head, chest and abdomen.

Using specially designed survey forms, the required dose data and patient data, such as age and weight, were collected. The image series stored in the image server were then measured and analyzed and dose curves (CTDI_{vol} and DLP as a function of patient's age and weight) were determined for different examination protocols. Retrospectively, dose data from 2012 was analysed and similar dose curves were determined. Comparison between different dose curves was made and their practical applicability was assessed. It was found that for patients grouping, weight is more appropriate than age.

Results confirmed that water equivalent diameter (D_w) should be preferred over effective diameter when calculating size-specific dose estimate for a chest CT. The value of D_w should be determined from full field of view axial CT images, if possible, but measurements can also be done on CT localizer radiograph. As a result of the work, two sets of local diagnostic reference values were determined for head CT examinations. One set of the DRL values was based on a data collected in 2012 and other set was based on a data collected in 2017. Proposed diagnostic reference values were compared to other published reference values.

The thesis is in Estonian and contains 37 pages of text, 4 chapters, 16 figures, 4 tables.

Lühendite ja mõistete sõnastik

AAPM	<i>American Association of Physicists in Medicine</i>
ACC nr	<i>Accession number</i> , ligipääsunumber
ALARA	<i>As low as reasonably achievable</i> , nii madala doosiga kui mõistlikult saavutatav – ioniseerivat kiirgust kasutavate protseduuride teostamise ohutusprintsip
AP	<i>Anterior- posterior</i> , anteroposterioorne – märgib eest taha projektsiooni (kiirtekimbu) suunda ja selles suunas mõõdetud patsiendi diameetrit
ATCM	<i>Automated Tube Current Modulation</i> , automaatne toruvoolu modulatsioon
Care kV	Automaatne torupinge muutmine patsiendist lähtuvalt
CTDIvol	<i>Volumetric Computed Tomography Dose Index</i> , volumeetriline doosiindeks. Kvantitatiivne suurus diferentsiaalse patsiendidoosi väljendamiseks kompuutertomograafias; ühik: 1 mGy
DLP	<i>Dose Length Product</i> , doospikkus. Kvantitatiivne suurus integraalse patsiendidoosi väljendamiseks kompuutertomograafias; arvuliselt on võrdne ruumkeskmistatud kompuutertomograafiaindeksi (CTDIvol) ja skaneeringu pikkuse (skannulatus) korrutisega; ühik: 1 mGy*cm
DRV	<i>Diagnostic Reference Level (DRL)</i> , diagnostiline referentsväärtus. Diagnostilises kiiritusprotseduuris patsiendidoosi väärtus, mis leitakse erinevate haiglate (või seadmete) vastavate keskmiste doosiandmete jaotuselt, ja mida kasutatakse doosi optimeerimisel; üldise tava kohaselt kasutatakse referentsväärtusena selle jaotuse kolmandat kvartiili
EDRV	Euroopa diagnostiline referentsväärtus
Efektiivdoos	Vastavate koefaktoritega korrutatud kudede keskmiste ekvivalentdooside summa; ühik: 1 Sv (siivert) = 1 J/kg; efektiivdoosi väärtus iseloomustab kiirgusriski inimorganismile tervikuna
Efektiivne diameeter, D_{ef}	Sellise ringi diameeter, mille pindala on ekvivalentne patsiendi ristlõike pindalaga
Elundidoos	Elundi või koe keskmine ekvivalentdoos
FFOV	<i>Full Field of View</i> , vaateväli kogu kiiritatud ala ulatuses

FOV	<i>Field of View</i> , vaateväli
ICRP	<i>International Commission on Radiological Protection</i> , rahvusvaheline kiirguskaitsekomitee
ICRU	<i>International Commission on Radiation Units and Measurements</i> , rahvusvaheline kiirgusmõõtmiste komitee
Kernel	Filter/mask mida rakendatakse pilditöötuses igale üksikule pikslile; iga piksel ning selle naabruses paiknevad pikslid korrutatakse läbi tegureid sisaldava kernelmaatriksiga ning piksli väärtus asendatakse korrutiste summaga
Kollektiivdoos	Kollektiivne efektiivdoos, mis väljendab koguriski teatud kiiritust saanud elanikkonnarühmadele; arvutatakse kiiritust saanud isikute arvude (elanikkonnarühmade suuruste) ja vastavate keskmiste kiirgusdooside korrutiste summana
KT-arv	Pildimaatriksi piksli numbriline väärtus, mis on võrdeline kuvatava vokslite materjali lineaarnõrgestusteguriga. Väljendatakse Hounsfieldi ühikutes (HU)
LAT	Lateraalne ehk küljelt küljele projektsiooni suund ja selles suunas mõõdetud patsiendi diameeter
LDRV	<i>Local DRL</i> , kohalik diagnostiline referentsväärtus
NDRV	<i>National DRL</i> , riiklik diagnostiline referentsväärtus
PiDRL	<i>European Diagnostic Reference Levels for Paediatric Imaging</i> , Euroopa projekt, mis uurib DRV-de määramist lasteuuringutele
ROI	<i>Region of Interest</i> , huvipiirkond
Saavutatav tase	<i>Achievable level</i> , minimaalne kiirgusdoos, mis on saavutatav kaasaegsel tehnoloogial põhineva parima tava tingimustes. Enamasti on tegemist doosiväärtusega, mis on erinevate haiglate vastavate keskmiste väärtuste jaotuse teine kvartiil (50. protsentiil)
SSDE	<i>Size-Specific Dose Estimate</i> , suurus-spetsiifiline doosihinnang
Standardfantoom	Peafantoom diameetriga 16 cm ja kehafantoom diameetriga 32 cm (fantoom, millel põhineb CTDI _{vol} arvutus)
Vesi-ekvivalentne diameeter, D _w	Sellise veega täidetud silindri või vesiekvivalentsest materjalist silindri diameeter, milles neeldunud kiirgus on võrdne patsiendis neeldunud kiirgusega

Sisukord

Sissejuhatus	10
1 Kirjanduse ülevaade	11
1.1 Diagnostilistest referentsväärtustest üldiselt	11
1.2 Diagnostiliste referentsväärtuste uuendamine ja rakendamine	13
1.3 Diagnostiliste referentsväärtuste määramiseks sobivad füüsilised suurused....	14
1.4 Referentsväärtuste esitamise viisid.....	15
1.5 Suurus-spetsiifiline doosihinnang.....	17
1.6 Patsientide grupeerimine	23
2 Metoodika.....	25
2.1 Pea piirkonna uuringud.....	27
2.2 Rindkere uuringud	28
2.3 Kõhu-vaagna piirkonna uuringud.....	29
3 Tulemused	31
3.1 Pea piirkonna uuringute tulemused	31
3.2 Rindkere piirkonna uuringute tulemused	34
3.3 Kõhu-vaagna piirkonna uuringute tulemused.....	37
4 Tulemuste analüüs ja järeldused.....	40
4.1 Peauuringute tulemuste analüüs	40
4.2 Rindkere uuringute tulemuste analüüs	42
4.3 Kõhu-vaagna piirkonna uuringute tulemuste analüüs	43
Kokkuvõte	45
Kasutatud kirjandus	46
Lisa 1 – Doosandmete kogumise vorm	48
Lisa 2 – Konversioonifaktorid.....	49

Jooniste loetelu

Joonis 1. Soomes kehtiv kopsu KT-uuringu DRV-kõver lastel.	16
Joonis 2. SSDE leidmiseks kasutatavad geomeetrilised mõõtmed.	18
Joonis 3. Efektiivse ja vesi-ekvivalentse diameetri erinevus	20
Joonis 4. ROI valimine.	21
Joonis 5. CTDIvol sõltuvus patsiendi vanusest pea piirkonna uuringutel.....	32
Joonis 6. DLP sõltuvus patsiendi vanusest pea piirkonna uuringutel.....	32
Joonis 7. CTDIvol sõltuvus patsiendi kaalust pea piirkonna uuringutel.	33
Joonis 8. DLP sõltuvus patsiendi kaalust pea piirkonna uuringutel.	33
Joonis 9. CTDIvol sõltuvus patsiendi vanusest rindkere piirkonna uuringutel.....	34
Joonis 10. DLP sõltuvus patsiendi vanusest rindkere piirkonna uuringutel.....	35
Joonis 11. CTDIvol sõltuvus patsiendi kaalust rindkere piirkonna uuringutel.	35
Joonis 12. DLP sõltuvus patsiendi kaalust rindkere piirkonna uuringutel.	36
Joonis 13. CTDIvol sõltuvus patsiendi vanusest kõhu-vaagna piirkonna uuringutel.....	37
Joonis 14. DLP sõltuvus patsiendi vanusest kõhu-vaagna piirkonna uuringutel.	38
Joonis 15. CTDIvol sõltuvus patsiendi kaalust kõhu-vaagna piirkonna uuringutel.	38
Joonis 16. DLP sõltuvus patsiendi kaalust kõhu-vaagna piirkonna uuringutel.....	39

Tabelite loetelu

Tabel 1. TÜ Kliinikumis 2012. ja 2017. aasta andmete põhjal määratud DRV-d.....	31
Tabel 2. Keskmise D_w ja D_{ef} erinevus.	36
Tabel 3. 2017. aasta andmete põhjal määratud DRV-de võrdlus teiste publitseeritud DRV-dega.	40
Tabel 4. CTDIvol väärtusele vastavad konversioonifaktorid.....	49

Sissejuhatus

Patsiendidoosid võivad laste sama tüüpi kompuutertomograafia (KT) uuringute lõikes varieeruda mitmekordselt nii asutusesiseselt kui ka erinevate haiglate vahel, mistõttu osutub vajalikuks ühtse doosi optimeerimise meetodika välja töötamine. Üheks hinnatumaks doosioptimeerimise vahendiks peetakse diagnostilisi referentsväärtuseid (DRV). DRV-de määramine ja rakendamine ei ole oluline ainult doosi optimeerimise seisukohast, vaid aitab ka standardiseerida laste KT-uuringute doosiandmete kogumist ja analüüsimist.

Pediaatriliste patsientide seas on võrreldes täiskasvanutega väga suur varieeruvus kaalu, koetiheduse ja kehamõõtmete osas ning seetõttu ei saa rakendada DRV-de määramisel täiskasvanute uuringutega sarnast meetodikat. Kirjanduse andmetest võib leida arvukalt erinevaid viise DRV-de määramiseks ja patsientide grupeerimiseks, mistõttu on ka erinevates riikides kehtestatud DRV-de puhul kasutatud erinevaid meetodikaid ja ei ole omavahel üheselt võrreldavad.

Eestis ei ole seni laste KT-uuringute DRV-sid määratud, ehkki EL direktiiv 2013/59/Euratom kohustab igat liikmesriiki seda tegema. Hetkel puuduvad üldtunnustatud täpsed juhised nende määramiseks vajalike andmete kogumise, töötlemise ja analüüsimise kohta. Sellest lähtuvalt on uurimistöö eesmärgiks koguda ja analüüsida doosiandmeid erinevates laste KT-uuringutes patsiendi vanuse, kaalu ja mõõtmete järgi ning seejärel uuringuid analüüsida erinevate DRV-de määramise meetodikast lähtuvalt. Uurimistöö aitab selgitada välja laste KT-uuringute DRV-de määramise kitsaskohad ja takistused ühe haigla näitel.

1 Kirjanduse ülevaade

1.1 Diagnostilistest referentsväärtustest üldiselt

Mitmed Euroopas läbi viidud uurimused on näidanud, et patsiendidoosid võivad sama tüüpi uuringute puhul erinevates tervishoiuasutustes erineda mitmekordselt, mis viitab dooside optimeerimise ja ühtse kvantitatiivse võrdlusmeetodi kehtestamise vajadusele [1]. DRV-sid loetakse hea radioloogilise tava raames üheks tunnustatumaks abivahendiks kvaliteeditagamisel ja oluliseks kiirgust kasutavate protseduuride optimeerimise vahendiks [2] [1]. EL direktiivi 2013/59/Euratom kohaselt on iga liikmesriik kohustatud sätestama, regulaarselt kontrollima ja kasutama DRV-sid [3]. Lasteradioloogias, eelkõige suurema kiirguskoormusega kompuutertomograafias (KT), kasutatavate kiirgusdooside optimeerimisele on pööratud järjest suuremat tähelepanu: rahvusvahelise kiirguskaitsekomitee ICRP juhendites (viimati ICRP Publication 121 (2013)), Euroopa kiirgusohutuse direktiivides 97/43/Euratom ja 2013/59/Euratom, Euroopa Liidu uurimisprojektis PiDRL, USAs Image Gently projektis [2] [4] [3] [5].

Diagnostiline referentsväärtus on patsiendidoosi väärtus, mis leitakse erinevate haiglate vastavate keskmiste väärtuste jaotuselt ning enamasti esitatakse referentsväärtusena selle jaotuse kolmas kvartiil (ehk 75. protsentiil) [2] [1] [6]. DRV definitsioonist lähtub, et 75% KT-kabinettidest suudab töötada määratud väärtusest madalamal ning seega annab ülejäänud 25%-le märku, et doosi optimeerimise eesmärgil vajavad nende töövõttes parandamist või seadmed uuendamist [1]. DRV-de pidev ületamine radioloogiaosakonnas vajab kohest asutusesisest sekkumist põhjuste väljaselgitamise ja puuduste parandamise näol [2] [1]. Ka juhul, kui referentsväärtuseid ei ületata, on siiski vajalik jätkata püüdlust optimaalsemate dooside suunas ning seetõttu on mõnes riigis määratud DRV kõrval ka saavutatava taseme väärtus. Saavutatav tase põhineb enamasti doosijaotuse teisel kvartiilil ehk 50. protsentiilil [2] [7].

DRV annab võimaluse tuvastada pildikvaliteedi seisukohast põhjendamatult kõrgete dooside kasutamist, ning hoolitseb, et patsiendidoosid on kooskõlas ALARA (*as low as*

reasonably achievable) printsiibiga. Doosi optimeerimise eesmärgiks on vältida liiga kõrgeid doosiväärtuseid, mis annavad suurepärase pildikvaliteedi olukorras, kus uuringu näidustus ei eelda nii head pildikvaliteeti (kõrgem doos ei lisa uuringule diagnostilist väärtust) [2]. Pildikvaliteet ei pea olema ideaalne vaid peab täitma minimaalseid nõudeid uuringu eesmärgiks olnud kliinilisele küsimusele vastamiseks. Kuna erineva näidustusega uuringud eeldavad erinevat pildikvaliteeti, siis peavad ka DRV-d olema sama piirkonna, kuid erineva näidustusega uuringutele erinevalt defineeritud. See tähendab, et iga määratud DRV vastab kindla näidustusega KT-uuringule. Näiteks pea trauma uuringul on doos oodatavalt kõrgem kui ajuvatsakeste suuruse hindamise eesmärgil tehtud uuringu doos [2] [8] [9]. Seega peab DRV-de määramise käigus paralleelselt doosiandmete kogumisega hindama ka pildikvaliteeti [2].

Lisaks on vaja salvestada muud uuringuid iseloomustavad andmed (seadme tüüp, ekspositsiooni parameetrid jm), mis võimaldavad sügavamalt analüüsi referentsväärtuste määramisel ja hilisemal vastava protseduuri optimeerimisel. DRV määramiseks vajalike andmete hulk on suhteliselt suur ja eelistada tuleks automaatset andmete kogumist, töötlemist ja salvestamist, et vähendada võimalikke vigu ning vältida kliinilise personali liigset koormamist [2].

ICRP (ICRP 2001, 2007a) soovitude kohaselt ei ole DRV näol tegemist reguleeriva, vaid pigem nõuandva meetmega, mis annab igale raviasutusele võimaluse objektiivselt võrrelda oma tava teiste asutuste tavaga [2]. DRV ei ole mõeldud ühe konkreetse patsiendi doosi optimeerimiseks ning seega ei sea individuaalselt piiranguid ühegi patsiendi või konkreetse uuringu doosile [2] [7].

Seni on diagnostilisi referentsväärtuseid edukalt määratud ja kasutatud täiskasvanud patsientide uuringute optimeerimiseks. Pediaatriliste patsientide keskmist doosi ei saa aga võrrelda täiskasvanute uuringute jaoks leitud DRV-dega ning samuti ei saa laste puhul rakendada sama DRV-de määramise metoodikat. Kuna lapsed on kiirguse suhtes tundlikumad ja nende oodatav eluiga peale uuringut on pikem kui täiskasvanud patsientidel, siis peaks pediaatriliste uuringute kiirguse optimeerimine olema erilise tähelepanu all [2]. Seetõttu töötati PiDRL projekti raames välja juhendi kavand laste diagnostiliste kiiritusprotseduuridega seotud andmete kogumiseks ja kiirgusdooside DRV-de määramiseks. PiDRL-i juhend plaanitakse lähitulevikus avaldada Euroopa Komisjoni ametliku kiirgusohutusjuhendina sarjas CEC Radiation Protection [2].

DRV-de seadmisel peaks eesmärgiks võtma suurema kollektiivdoosiga uuringute optimeerimise, see tähendab kõige sagedamini teostatavad ja kõrge individuaaldoosiga uuringud [2] [1]. KT-s on nendeks pea, rindkere ja kõhu piirkonna uuringud [2] [7]. DRV määramiseks on vajalik saada igast KT-kabinetist või haiglast statistiliselt olulise hulga uuringute doosandmed. Minimaalselt on vaja iga uuringutüübi ja patsiendigrupi kohta koguda 10 patsiendi doosandmed [2] [1] [7].

Esineb mitmeid probleeme laste KT-uuringute DRV-de määramisel ja kasutamisel. Pediaatriliste patsientide uuringute arv on väiksem kui täiskasvanutel ja patsiendidoosi väärtused varieeruvad märkimisväärselt sõltuvalt patsiendi vanusest, mõõtmetest või kaalust. DRV väärtused tuleks seega määrata mitmele erinevale kaalu-, suurus- või vanusegrupile [2]. Selgelt defineeritud metoodika puudumine nende gruppide moodustamiseks tekitab olukorra, kus riikide tasandil on grupid defineeritud erinevalt ja DRV-de võrdlemine ei ole alati võimalik. Raskendatud on DRV määramiseks või kehtiva DRV-ga võrdlemiseks statistiliselt olulise valimi moodustamine, kui valim on jagatud kaalu, vanuse või suuruse järgi alagruppideks ja igasse neist alagruppidest peab leidma piisaval hulgal patsiente [2] [9]. Kui kehtiv DRV on esitatud diskreetsete väärtustena vanusest sõltuvalt, siis tuleb ühe vanuserühma kohta koguda vähemalt 10 patsiendi doosid, leida nende keskmine ja seda väärtust võrrelda kehtiva DRV-ga [7].

DRV-de määramist raskendab ka KT-tehnoloogia kiire areng. Üldiselt on erineva põlvkonna KT-skannerid doosi optimeerimise võimaluste osas erineva võimekusega, mistõttu võib osutuda vajalikuks eraldi DRV-de seadmine uuema ja vanema generatsiooni seadmetele. Kuna selline lähenemine on keerukas, siis praktikas määratakse DRVd siiski kõikide põlvkondade seadmeid kaasates. KT-seadmete pideval arengul on mõju patsiendidoosile ja seetõttu on vajalik sage DRV-de uuendamine [2].

1.2 Diagnostiliste referentsväärtuste uuendamine ja rakendamine

DRV-sid peab uuendama regulaarselt. Riiklikud DRVd tuleks üle vaadata ja uuendada vähemalt iga 5 aasta tagant [2]. Regionaalsed DRVd tuleb uuendada vähemalt iga 3 aasta tagant ja siis, kui on märkimisväärsed muutused seadmetes või töövõtetes, mis potentsiaalselt mõjutavad patsiendidoosi [2] [7]. Riiklikuid DRV-sid peaks võrdlema kehtivate Euroopa DRV-dega (kui need on kehtestatud) kohe peale riiklike DRV-de

kehtestamist või uuendamist. Kui riiklikud DRVd ületavad Euroopa referentsväärtusi, siis tuleb analüüsida edasisi doosi optimeerimise võimalusi [2].

Regionaalsete DRV-de (LDRV- *Local* DRV) määramiseks peaks kaasama doosiuuringusse kõik konkreetses haiglas või haiglate rühmas kasutuses olevad kompuutertomograafid [2]. Riiklikud DRV-d (NDRV- *national* DRV) põhinevad riiklikel doosiuuringutel, kuhu on kaasatud esinduslik osa riigi raviasutusi (või KT-seadmeid), erinevate tootjate seadmeid ja erinevaid tööpraktikaid [2] [1]. Riiklike DRV-de leidmiseks kogutakse erinevate raviasutuste doosijaotuse mediaanid või keskmised iga uuringu ja patsiendigrupi kohta. Seejärel leitakse kolmas kvartiil nendest keskmistest või mediaanväärtustest [2] [10]. Euroopa DRV (EDRV) põhineb kindla näidustusega uuringu NDRV-de jaotuse mediaanil (50. protsentiil). Põhjus, miks on EDRVde aluseks võetud NDRVde mediaan ja mitte kolmas kvartiil, seisneb selles, et NDRVd juba esindavad patsiendidoosi 75. protsentiili [2].

Ühe haigla või haiglate rühma patsiendidoose peaks kohalike või riiklike DRV-dega võrdlema vähemalt korra aastas. Referentsväärtusega võrreldakse iga haigla ja patsiendigrupi kohta vähemalt 10 patsiendi doosijaotuse mediaaniga. Kui DRV on esitatud referentskõverana, siis piisab 10 patsiendi doosianndmetest ühe referentskõvera kohta tingimusel, et patsiendid esindavad variatsiooni nende grupeerimise aluseks olnud parameetrist. Automaatne andmete kogumine võimaldab lihtsamat ja sagedasemat doosianndmete võrdlemist [2].

1.3 Diagnostiliste referentsväärtuste määramiseks sobivad füüsikalised suurused

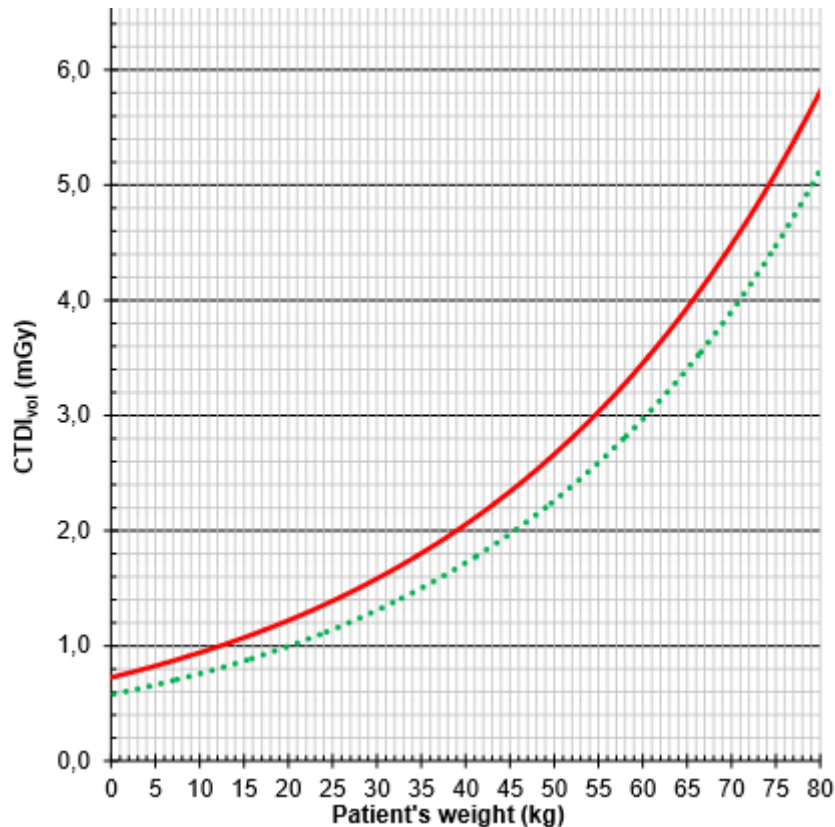
DRV-de määramiseks vajalikud andmed peavad olema lihtsalt mõõdetavad suurused või KT tööjaamas salvestatavad ning eelistatult automaatselt analüüsitavad parameetrid. Efektiivdoos ja elundidoos ei ole DRV-ks sobivad suurused, sest nende leidmine on keerukas. Kompuutertomograafias on DRV-ks sobivad suurused KT volumeetriline doosiindeks CTDIvol ja doospikkus DLP ning samuti nn suurus-spetsiifiline doosihinnang SSDE (ingl *size-specific dose estimate*) [11], mis põhineb CTDIvol väärtusel, kuid mis arvestab ka patsiendi suurusega [2].

Alates 2002. aastast on kohustuslik, et KT skanneri juhtekraanil kuvatakse enne ja pärast uuringut CTDIvol ja DLP väärtused [11]. CTDIvol on standardiseeritud suurus, mille abil võrrelda omavahel erinevate kompuutertomograafide uuringuprotokolle ja hinnata doosi standardfantoomi jaoks. Doospikkus DLP saadakse, korrutades CTDIvol skaneeritava ala pikkusega ja DLP väljendab seega standardfantoomi doosi kogu skaneerimisulatus (skannulatus) kohta [11] [1]. CTDIvol ja DLP on sõltuvad skaneerimisparameetritest nagu toruvool, pinge, tomostatiivi pöörlemiskiirus, skaneeringu samm ja kasutatav liblikfilter, aga on otseselt sõltumatud patsiendi suurusest (kaudselt siiski sõltudes doosiautomaatika kaudu). CTDIvol on arvutatud kas pea- või kehafantoomi jaoks, mille diameetrid on vastavalt 16 ja 32 cm. Seega annavad CTDIvol ja DLP informatsiooni skanneri väljundi kohta väga spetsiifiliste standardiseeritud tingimuste korral, kuid neid suurusid kasutatakse ka patsiendidoosi asemikuna. Patsiendisoois sõltub aga lisaks skanneri kiirgusväljundile ka patsiendi suurusest. Seega patsiendi suurust kirjeldavate andmete kogumine on täpseks patsiendidoosi hindamiseks kompuutertomograafias olulise tähtsusega [12].

1.4 Referentsväärtuste esitamise viisid

DRV-de määramiseks on kasutusel erinevaid meetodeid: diskreetsed väärtused vanusest lähtuvalt, pidev funktsioon vanusest, pidev funktsioon kehakaalust, pidev funktsioon diameetrist/suurusest ja SSDE (*Size-Specific Dose Estimate*) meetod [2]. Kõige rohkem on referentsväärtuste seadmisel kasutatud pediatriliste patsientide vanuse järgi kategoriseerimist [2] [10] [13].

Seni on laste DRV-sid määratud enamasti vaid vanuserühmade kaupa, mis ei ole kõige objektiivsem viis doose hinnata ja optimeerida, kuna lapsed võivad ühes konkreetses vanuserühmas olla väga erineva kaaluga, millele vastavad erinevad doosid. PiDRL-i juhendis soovitatakse võtta DRV-de määramise aluseks patsiendi kaal [2]. Kaalu põhjal on laste DRV-d määratud vaid Soomes, kus on kehtestatud rindkere ja kõhu KT-uuringute jaoks vastavate dosimeetriliste suuruste (CTDIvol ja DLP) referentsväärtused funktsioonina patsiendi kaalust (st vastava kõvera/analüütilise valemi kujul) (Joonis 1) [8] [9] [7].



Joonis 1. Soomes kehtiv kopsu KT-uuringu DRV-kõver lastel: CTDI_{vol} sõltuvus patsiendi kaalust. Punane pidevjoon märgib DRV-d (75. protsentiil) ja roheline punktiirjoon saavutatavat taset (50. protsentiil) [7].

Goske jt (2013) on analüüsinud doosi sõltuvust patsiendi diameetrist kõhu ning kõhu ja vaagna uuringutel. Tulemused esitati pideva funktsioonina patsiendi läbimõõdust sõltuvalt [14]. Shrimpton jt (2014) on kogunud üleriigilise uuringu raames KT doosiandmeid Suurbritannias. Tulemuste põhjal määrati laste pea KT-uuringute riiklikud DRV-d diskreetsete väärtustena sõltuvalt vanusest [15]. Soomes on riiklikud DRV-d määratud laste pea, kopsude, kõhu ja torso KT-uuringute jaoks. Pea KT-uuringute jaoks on referentsväärtused määratud diskreetsete väärtustena vanusegrupist sõltuvana, kuid kopsude, kõhu ja torso uuringute DRV-d on määratud pideva funktsioonina lapse kaalust [2] [9] [7].

Soomes on referentsväärtuste määramise erinevaid meetodeid analüüsitud mitmes uuringus. Järvinen jt (2011) ning Järvinen jt (2015) on soovitanud eristada DRV-de määramisel sama piirkonna erineva näidustusega uuringud (pea trauma uuringul on doos oodatavalt kõrgem kui ajuvatsakeste suuruse hindamise eesmärgil tehtud uuringu doos). Mõlemas uuringus on kehapiirkonna uuringute DRV-d esitatud eksponentsiaalse DRV kurvina, kus CTDI_{vol} ja DLP on esitatud funktsioonina patsiendi kehakaalust [8] [9].

DRV-sid saab esitada ka DRV analüütilise kõverana, kus on esitatud CTDIvol, DLP või SSDE sõltuvus patsientide grupeerimise aluseks olnud parameetrist (näiteks DLP sõltuvus kaalust) juhul, kui esineb korrelatsioon doosi ja valitud parameetri vahel. Selline lähenemine on kasulik, kui valim on väike ning on raske leida piisavalt andmeid igasse diskreetsesse patsientide gruppi [2].

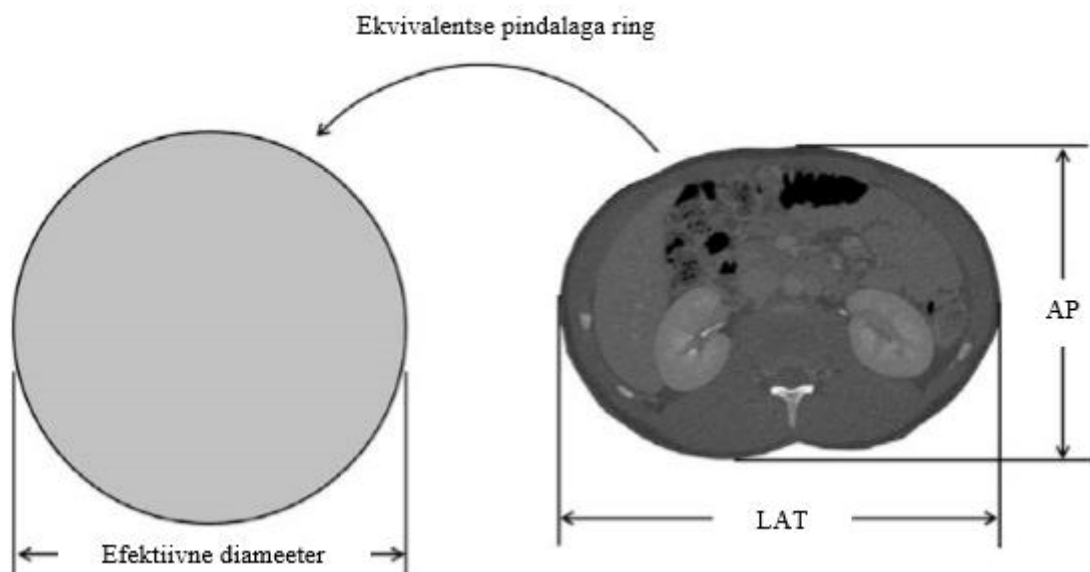
On oluline märkida, et Soome referentsväärtuste määramisel on registreeritud CTDIvol ja DLP väärtused, mis vastavad ühele skaneeringule (pildiseeriale) valitud vaateväljas. See tähendab, et kui ühe uuringu käigus on tehtud mitu seeriat, siis neid seeriaid käsitletakse erinevate uuringutena. Kehtestatud referentsväärtused kehtivad ainult sama seeriana tehtud uuringu kohta. Kui patsiendile on tehtud eraldi rindkere ja kõhu-vaagna piirkonna uuring, siis nendest saadud kogu patsiendidoosi ei tohi võrrelda torso uuringu DRV-ga [7].

Hwang jt (2015) on kogunud doosiandmeid Lõuna-Korea haiglates pea, rindkere ning kõhu ja vaagna uuringute kohta. Kogutud andmete põhjal on esitatud DRV-d diskreetsete väärtustena vanusest sõltuvalt. Keha piirkonna uuringute puhul on arvatud ka SSDE kasutades efektiivset diameetrit. SSDE väärtused on siiski esitatud diskreetsena vanusegruppide lõikes [16]. Jackson jt (2015) on kogunud laste KT-uuringute doosiandmeid Austraalias ja Uus-Meremaal. Kogutud andmete põhjal arvutati SSDE ning esitati kohalikud doosi referentsvahemikud [17].

1.5 Suurus-spetsiifiline doosihinnang

Kompuutertomograafi doosiautomaatikale ei ole otseselt määravaks teguriks mitte patsiendi kaal, vaid ioniseeriva kiirgusega vastasmõjus oleva koe paksus ja koostis, mis määrab neeldumise ja kvaliteetse kujutise tekke [11] [12]. Sellest tulenevalt on USA projekti Image Gently raames soovitatud kasutada laste kiirgusdooside hindamiseks ja võrdlemiseks suurus-spetsiifilist doosihinnangut SSDE (*Size-Specific Dose Estimate*), mis arvutatakse kompuutertomograafia doosiindeksi CTDIvol järgi, kasutades täiendavaid andmeid patsiendi mõõtmete ja kudedes kiirguse neeldumise kohta [5]. AAPM (*American Association of Physicists in Medicine*) on tutvustanud SSDE-meetodit raportis nr 204 [11], kus on kirjeldatud nelja erinevat geomeetrilist suurust, mille kombineerimisel CTDIvol väärtusega on võimalik anda suurus-spetsiifiline

doosihinnang. Nendeks suurusteks on anterio-posterioorne diameeter (AP), lateraalne diameeter (LAT), AP+LAT või efektiivne diameeter (Joonis 2) [11].



Joonis 2. SSDE leidmiseks kasutatavad geomeetrilised mõõtmed [11].

Efektiivne diameeter on sellise ringi diameeter, mille pindala on ekvivalentne patsiendi ristlõike pindalaga. Efektiivse diameetri leidmiseks kasutatakse valemit

$$D_{ef} = \sqrt{AP \times LAT}, \quad (1)$$

kus AP on patsiendi ristlõike anterio-posterioorne diameeter ja LAT on patsiendi ristlõike lateraalne diameeter. Patsiendi mõõtmed saadakse peale KT-uuringu teostamist, kasutades virtuaalset nihikut või joonlauda. Patsiendi AP ja/või LAT diameeter mõõdetakse kas KT planeerimisvaatelt või KT-uuringu aksiaalselt lõigult. Võimalik on ka patsiendi mõõtmed leida enne uuringut, kui KT-kabinetis on olemas sobivad mõõtevahendid [11].

SSDE arvutatakse $CTDI_{vol}$ põhjal, kasutades publitseeritud konversioonifaktoreid (Lisa 2). AAPM-i raportis avaldatud ja SSDE arvutamiseks kasutatud konversioonifaktorid on saadud eksperimentaalsete ja Monte Carlo meetodil analüüsitud andmete tulemusena [11]. SSDE arvutamiseks kasutatakse järgnevaid valemeid [11]:

$$SSDE = f_{suurus}^{16X} \times CTDI_{vol}^{16} \quad (2)$$

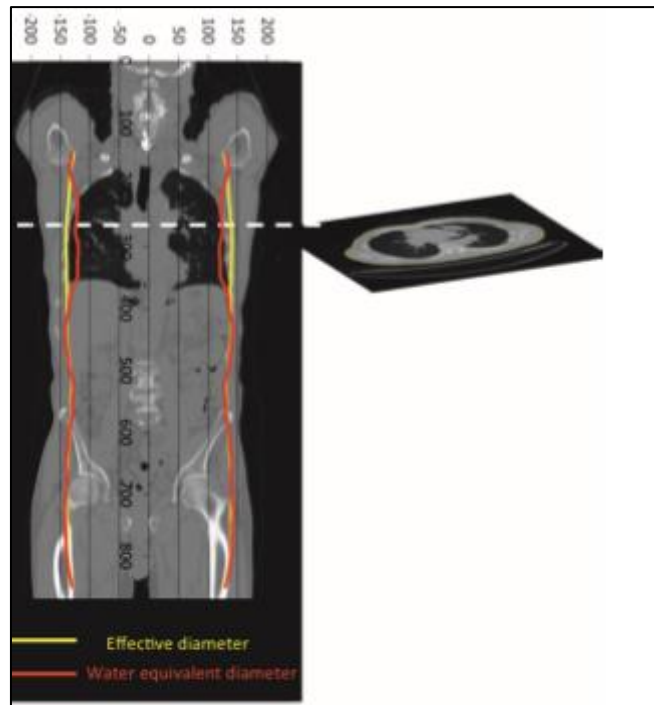
$$SSDE = f_{suurus}^{32X} \times CTDI_{vol}^{32} \quad (3)$$

Valemit (2) kasutatakse, kui CTDI_{vol} märgib 16 cm läbimõõduga fantoomi doosi ja valemit (3) kui fantoomi diameeter on 32 cm. X esindab ühte neljast võimalikust geomeetrisest suurusel ja võib olla alaindeksiga S, L, A või D, kus S tähistab AP ja LAT diameetrite summat, L tähistab LAT diameetrit, A tähistab AP diameetrit ning D tähistab efektiivset diameetrit. Seega esindavad valemite (2) ja (3) kordajad f_{suurus}^{16X} ja f_{suurus}^{32X} kindlale mõõtmele ja kindlale fantoomile vastavat konversioonifaktorit [11].

Arvestamaks röntgenkiirguse neeldumist patsiendis, on SSDE arvutamiseks kasutatud patsiendi geomeetrisi mõõtmeid. Röntgenkiirguse neeldumine ei sõltu aga ainult teekonna pikkusest kudedes, vaid ka nende kudede koostisest. Näiteks võivad rindkere ja kõhupiirkond olla samade väliste geomeetrisete mõõtmetega, kuid kuna rindkere on tunduvalt hõredama kostruktuuriga kui kõhupiirkond, siis neeldub rindkeres vähem röntgenkiirguse footoneid kui kõhupiirkonnas. Radioloogiatehnikud saavad lihtsalt mõõta patsiendi diameetrit, kuid doosi neeldumise mõõtmine on keerukam [12].

Seetõttu on AAPM-i raport nr 220 [12] lisaks tutvustanud suurust vesiekvivalentne diameeter, mille abil arvutatud SSDE võtab arvesse lisaks patsiendi mõõtmetele ka kiirguse neeldumist patsiendis. Eelnevad tööd on näidanud, et röntgenkiirguse neelduvus patsiendis on sarnane neelduvusega veega täidetud silindris või vesiekvivalentsest materjalist silindris. Sellise silindri pindala ja diameetrit nimetatakse vastavalt vesiekvivalentne pindala (A_w) ja vesiekvivalentne diameeter (D_w) [12]. Kuna planeerimisvaate ja KT-kujutise tekke aluseks on erinev kiirguse intensiivsuse muutus ehk neeldumine erinevatest ainetest/kudedest läbiminekul, siis on nii planeerimisvaate kui ka KT-kujutise põhjal võimalik arvutada D_w [11] [12].

D_w ja D_{ef} alusel SSDE arvutamine on sarnane, kuid D_w annab täpsema hinnangu, mistõttu rahvusvaheline kiirgusmõõtmise komitee ICRU (*International Commission on Radiation Units and Measurements*) raport soovib kasutada pea, kaela, rindkere, kõhu ja vaagna uuringutel vesi-ekvivalentset diameetrit [18]. Joonis 3 annab visuaalse ettekujutuse efektiivse diameetri ja D_w erinevusest erinevates skaneeritud piirkondades: efektiivne diameeter on sarnane D_w -ga kõhu piirkonnas, kuid on D_w -st suurem rindkere piirkonnas. Seega, kui neeldumisega ei arvestata, siis hinnatakse patsiendi suurus rindkere piirkonnas üle ning see omakorda viib SSDE alahindamiseni [12].

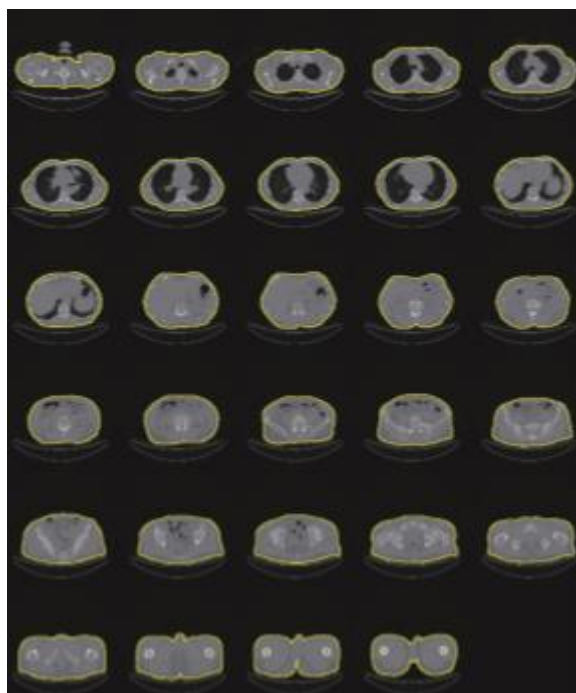


Joonis 3. KT koronaarsele rekonstruktsioonile on kantud arvatud efektiivne diameeter (kollane joon) ja vesi-ekvivalentne diameeter (punane joon). Suurim erinevus D_{ef} ja D_w vahel ilmneb kopsude piirkonnas [12].

D_w arvutus on suhteliselt lihtne, kui ei ole kasutatud toruvoolu automaatmodulatsiooni ja kui patsiendi diameeter on kogu skaneeritava vahemiku vältel suhteliselt ühtlane. Toruvoolu automaatmodulatsioon on aga laialdaselt kasutuses ja SSDE arvutamisel tuleb sellisel juhul arvestada, et patsiendis neeldunud doos varieerub piki z-telge märkimisväärselt [2] [11]. Täpse SSDE arvutamiseks tuleb seetõttu töötada läbi KT-uuringu iga kujutis eraldi ja ei piisa ainult üldise korrektsioonifaktori rakendamisest. Sellised arvutused eeldavad vastava tarkvara kasutamist, mida aga hetkel saadaval ei ole ja seega on täpse SSDE leidmine töö- ja ajamahukas protsess [2] [11]. Ehkki soovituslik on arvutada vesi-ekvivalentne diameeter iga 5 mm aksiaalse lõigu järel, on aktsepteeritav ka ühe väärtusega piirdumine skaneeritud ala keskosast [12].

Objekti vesiekvivalentne diameeter on arvutatav, teades kogu seda objekti sisaldava huvipiirkonna (ROI- *Region of Interest*) keskmist KT-arvu. Enamikes KT-tööjaamades on olemas analüütilised tööriistad, mille abil leitakse keskmine KT-arv ROI-s. ROI peab olema piisavalt suur, et katta kogu patsiendi läbilõige aksiaalsel kihil, kuid ei tohiks sisaldada ebavajalikke objekte nagu patsiendi laud (Joonis 4), sest ainult patsiendis neeldunud kiirgus on oluline. Kui valed kiirgust neelavad objektid märgitakse ROI-sse või esinevad patsiendis metallilised võõrkehad (proteesid jne), siis D_w väärtus suureneb.

D_w ülehinnang viib SSDE alahindamiseni. ROI võib sisaldada patsienti ümbritsevat õhku, sest vokslid, mille lineaarnõrgenemisteguri väärtus on nullilähedane, ei muuda keskmist KT-arvu oluliselt. Andes valemis (4) $KT(x,y)$ väärtuseks -1000 (õhu KT-arv), siis on piksli pindala kordaja väärtus üks ja vesiekvivalentne pindala võrdub pikslite pindalaga. KT-kujutised peavad sellisel juhul olema rekonstrueeritud kogu vaatevälja (FFOV- *Full Field of View*) ulatuses ja lineaarset kernelit kasutades [12].



Joonis 4. Kollane kontuur märgib ROI piiri, ROI pindala vastab patsiendi ristlõike pindalale. ROI pindala ja keskmine KT-arv ROI-s võimaldab igal lõigul arvutada efektiivse diameetri ja D_w [12].

Vesiekvivalentne pindala A_w avaldub järgnevalt [12]:

$$A_w = \sum \left[\frac{KT(x,y)}{1000} + 1 \right]^\alpha \times A_{piksel}, \quad (4)$$

kus A_{piksel} on piksli pindala, $KT(x,y)$ on piksli KT-arv ja α on lineaarnõrgenemisteguri kaalufaktor vee suhtes.

Vesiekvivalentne diameeter D_w avaldub järgnevalt [12]:

$$D_w = 2 \sqrt{\frac{A_w}{\pi}} \quad (5a)$$

$$= 2 \sqrt{\left[\frac{1}{1000} \times \overline{KT(x,y)_{ROI}} + 1 \right] \times \frac{A_{ROI}}{\pi}}, \quad (5b)$$

kus A_w on vesiekvivalentne pindala, $\overline{KT(x,y)_{ROI}}$ on keskmine KT-arv ROI-s ja $A_{ROI} = \sum A_{piksel}$ on ROI kogupindala.

Kogu informatsioon patsiendi suuruse ja temas neeldunud kiirguse kohta on olemas nii rekonstrueeritud kujutistes kui ka esialgsetes projektsiooniandmetes. Kui skaneerimisel välditakse kujutise kärpimist (projektsioonis ja rekonstrueeritud kujutisel peab olema kogu patsiendi ristlõige) ja on tagatud täpne kiirguse neeldumise kalibreerimine vee suhtes ning korrigeeritakse hajumisest ja kiire kalgistumisest tekkivad vead, siis peaks nii rekonstruktsiooni andmete kui projektsiooniandmete põhjal arvatud neeldunud doos olema sarnane. See eeldab, et rekonstrueerimise käigus ei teki lisaartefakte ning rekonstrueerimise kernel ei põhjusta muutusi KT-arvu täpsuses. Lisaks on eeldatud, et kasutatud on liblikfiltrit, mille puhul valemis (4) $\alpha=1$, st on tagatud KT-arvu lineaarsus [12]. Tavaliselt on eeldused paikapidavad, kuid leidub kerneleid, mis kasutavad servaväärindust või on muul moel mittelineaarsed ning sellisel juhul ei sobi rekonstrueeritud kujutis kiirguse neelduvuse hindamiseks [12].

Seega, kui on plaanis KT kujutisi kasutada D_w hindamiseks, siis tuleb tagada järgnevad tingimused: FOV katab kiire ulatuses kogu patsiendi anatoomia ning rekonstruktsiooni kernel on lineaarne. Nende tingimuste tõttu võib osutada vajalikuks lisarekonstruktsioonide tegemine, mille põhjal on hiljem võimalik leida D_w , kasutades selleks sobivat tarkvara. D_w hindamisel tuleb eelistada KT-kujutise aksiaalsete lõikude FFOV rekonstruktsiooni kasutamist. Siiski võib ka KT planeerimisvaate põhjal anda rahuldava hinnangu D_w -le, kuid sel juhul tuleb arvestada mitmete potentsiaalsete veallikatega [12].

KT planeerimisvaate põhjal D_w leidmisel on ka mõningaid eeliseid (näiteks saab SSDE hinnangu anda skaneerimisele eelnevalt) ning kuna enamus tootjaid kasutavad niikuinii planeerimisvaate infot automaatekspositsiooni reguleerimiseks, siis võib antud meetodit pidada vastuvõetavaks, kui on teostatud järgnevad tegevused võimalike vigade kõrvaldamiseks [12]:

- a. KT planeerimisvaate pikselväärtused kalibreeritakse kiirguse vee neeldumise suhtes;
- b. D_w arvutamisel arvestatakse lauas neeldunud kiirgusega;

- c. planeerimisvaade tehakse ilma servaväärindusfiltreid kasutamata ja
- d. patsiendi tsentreerimisest tingitud vead kõrvaldatakse teostades kas kaks ristuvat planeerimisvaadet või kasutades korrektsiooni algoritmi.

KT planeerimisvaate põhjal enne skaneerimist antud D_w hinnang tuleks peale skaneerimist asendada D_w -ga, mis on arvatud KT aksiaalse FFOV rekonstruktsiooni või projektsiooni andmete põhjal [12].

Tootjafirmade ja kasutajate jaoks on kõige atraktiivsemaks lahenduseks arvutuste tegemine projektsiooniruumis, sest siis langeb ära vajadus teha teise kerneliga või suurema vaateväljaga lisarekonstruktsioone, mis diagnostilist väärtust ei lisa. On oluline mõista, et sinogramm ja kujutise toorandmed on teineteist täiendavad viisid sama andmestiku erinevaks esitamiseks. Seega on mõlema põhjal võimalik arvutada D_w , kui vajalikud eeldused on täidetud [12].

Eeldatavasti arvutatakse lähemas tulevikus igas tööjaamas D_w automaatselt iga rekonstrueeritud lõigu põhjal ning need väärtused salvestatakse DICOM faili koosseisus. Sellisel juhul võib tootja seadistada automaatse FFOV seeria rekonstrueerimise suure lõigupaksusega, mittekattuva intervalliga ja võib-olla ka vähendatud maatriksi suurusega (näiteks 256x256) spetsiaalselt D_w arvutamiseks. Selle protsessi saab täielikult automatiseerida nii, et kasutaja ei pea tegelema ise nende rekonstruktsioonide loomisega, ega ka neid nägema, sest nende kujutiste diagnostiline väärtus on madal. Selline lähenemine on analoogne mõningate tootjate loodud ja praegu kasutuses olevate lahendustega rekonstrueerida ülimalt õhukese kihiga kujutisi peidetud seeriatena, mida on hiljem võimalik kasutada koronaalsete ja sagitaalsete rekonstruktsioonide tegemiseks [12].

1.6 Patsientide grupeerimine

Kuna keha suuruse ja proportsioonide varieeruvus laste seas on märkimisväärne, siis on DRV-de määramiseks vajalik valim jagada mitmesse vanusel, suurusel või kaalul põhinevasse rühma. Seni ei ole erinevate parameetrite põhjal rühmitamise meetodika olnud järjepidev. DRV-de kehtestamiseks on vajalik ulatuslike patsiendidoosi uuringute läbiviimine, kuid hetkel puuduvad täpsed juhised doosiandmete kogumiseks ja

esitamiseks, mis aitaks tagada metoodika järjepidevuse ja erinevate tulemuste võrreldavuse. Paljud riigid on oma DRV-de väärtused võtnud üle vanadest Euroopa Komisjoni soovitudest ja vähesed riigid on DRV-d kehtestanud oma riiklikel doosiuuringutel põhinevate andmete abil [2].

Mitmed varasemad uuringud on näidanud, et kaal on patsientide grupeerimisel parem parameeter kui vanus, sest patsientide kaal korreleerub doosiga paremini [9]. Patsientide grupeerimine peaks kõigi keha piirkonna uuringute puhul põhinema kaalul ja pea uuringute puhul patsientide vanusel. Keha piirkonna uuringuid võib vajadusel grupeerida ka patsientide vanuse alusel kuni kaalul põhinevad doosiuuringute andmed muutuvad kättesaadavaks. Patsientide kaalu alusel moodustatud gruppide soovituslikud intervallid: < 5 kg, 5 - < 15 kg, 15 - < 30 kg, 30 - < 50 kg, 50 - < 80 kg. Patsientide vanuse alusel moodustatud gruppide intervallid: 0 - < 3 kuud, 3 kuud- < 1 a, 1 - < 6 a, ≥ 6 a [2].

Soomes on standard peauuringute puhul lapsed jagatud vanuse alusel gruppidesse järgnevalt: < 1, 1...< 5, 5...< 10 ja 10...15 aastat. Ajuvatsakeste suuruse hindamise eesmärgil tehtud peauuringu puhul on lastest moodustatud ainult üks vanusegrupp (kuni 15 aastased). Minimaalselt tuleb DRV määramiseks ühe vanuserühma kohta koguda vähemalt 10 patsiendi doosid [7]. Journy kaasuurijatega on DRV-de määramise eesmärgil jaganud pea ja kehapiirkonna uuringud ühtmoodi vanuse alusel gruppidesse. Vanusegrupid on järgnevad: < 1, 1-4, 5-9 ja 10-14 aastat [19].

Mõned autorid ei pea praktiliseks kaalu alusel grupeerimist, sest patsientide kaalumise eeldab lisatööd. Vassileva kaasuurijatega (2015) täheldas ulatusliku rahvusvahelise uuringu raames, et ainult 34,5%-l kogutud KT-uuringutest olid olemas andmed patsiendi kaalu kohta. Seetõttu soovitatakse patsiente kõikide uuringute puhul grupeerida vanuse alusel nii nagu Soomes grupeeritakse ainult peauuringuid: < 1, 1...< 5, 5...< 10 ja 10...15 aastat. Minimaalse valimi suuruse nõue on aga rangem kui Soome andmete põhjal ehk iga vanusegrupi kohta peab koguma vähemalt 30 patsiendi andmed, et määrata DRV-d [10] [13].

2 Metoodika

Uurimistöö andmed on kogutud Tartu Ülikooli Kliinikumis ajavahemikus 31. jaanuar 2017- 31. jaanuar 2018 (edaspidi nimetatud lühemalt 2017. aasta uuringuteks). Andmeid koguti kõikide selles ajavahemikus Tartu Ülikooli Kliinikumis KT-uuringule suunatud laste (st patsiendid vanuses 0 – 16 aastat (k.a)) uuringute kohta. Käsitletavad doosid on saadud ainult rutiinsetes, kliiniliselt põhjendatud uuringutes. Andmete kogumine ja analüüsimine on kooskõlastatud Tartu Ülikooli inimuuringute eetika komiteega (otsus nr 266/T-7).

Alla ühe kuu vanuste patsientide vanus on esitatud päeva täpsusega, ühe kuu kuni üheaastaste laste vanus on ümardatud kuu täpsusega ja vanemate kui üheaastaste patsientide vanus on arvestatud aasta täpsusega. Doosiandmete analüüsimiseks kasutati rutiinsele pea, rindkere ja kõhupiirkonna uuringule saadetud patsientide andmeid. Lisaks kaasati retrospektiivselt uuringusse eelmise projekti raames kogutud patsientide andmed, kellele on teostatud rutiinne KT peauuring või rindkere uuring ajavahemikus 1. november 2010 – 1. november 2012 (edaspidi nimetatud lühemalt 2012. aasta uuringuteks).

Uuringuseadmetena olid kasutuses kaks kompuutertomograafi: SOMATOM Definition DS (Siemens) (128-realine) ja SOMATOM Force (Siemens) (256-realine). Aastatel 2010 – 2012 olid kasutuses kolm kompuutertomograafi: SOMATOM Definition AS+ (Siemens) (128-realine), SOMATOM Definition DS (Siemens) (64-realine) ja GE Lightspeed (General Electric) (16 realine).

Andmed KT-uuringute kohta koguti käsitsi selleks ette nähtud vormi (Lisa 1) kasutades. Andmeid kogusid Tartu Ülikooli Kliinikumi radioloogiatehnikud/õed. Vormil ei registreeritud patsiendi nime ega isikukoodi, kuid registreeriti patsiendi vanus, sugu, kaal ja pikkus ning saatediagnoos koos uuringupiirkonnaga. Kujutised salvestati pärast uuringut automaatselt pildiserverisse ning igale uuringule omistati unikaalne ligipääsunumber (*Accession number* ehk ACC nr), mille kaudu olid vastava uuringu pildid hiljem ülesleitavad. See number registreeriti ka andmevormil, et hiljem oleks võimalik viia kokku patsiendi andmed vastavate kujutistega pildiserveris. KT-kujutised analüüsiti, et hinnata patsiendi mõõtmeid ja kiirguse neeldumist patsiendis. Kõik

mõõtmised ja kujutiste analüüs teostati TÜ Kliinikumi tööjaamas kasutades *Impax 6 Client* tarkvara.

ACC numbri alusel leiti uuringud, mille doosiraportist salvestati lisaks uuringuandmete vormil kogutud andmetele veel röntgentoru pinge, skaneerimisulatus, CTDIvol ja DLP väärtus, doosiarvutuse fantoomi diameeter ning uuringuprotokolli nimetus. SSDE meetodi jaoks oli vajalik teha ka mõõtmisi KT-uuringu aksiaalsetel kujutistel. Mõõtmiseks kasutati valdavalt *Impax 6*-e virtuaalset joonlauda ja märgist vabavorm, mis võimaldab kujutisel valitud regioonis leida keskmise KT-arvu ja regiooni pindala. Erinevate meetodite võrdlemise eesmärgil arvutati võimalusel kujutiselt tehtud mõõtmiste põhjal nii efektiivne kui ka vesi-ekvivalentne diameeter.

Seejärel määrati erinevate uuringuprotokollide lõikes doosikõverad (sh CTDIvol ja SSDE versus vanus, kaal, efektiivne läbimõõt, vesiekvivalentne läbimõõt). Retrospektiivselt hinnati ja määrati aastal 2012 kogutud andmete põhjal analoogsed vanusest sõltuvad diskreetsed väärtused pea uuringutele ning võrreldi neid 2017. aasta väärtustega. Metoodiliselt võrreldi ja analüüsiti doosikõverate erinevaid esitusviise ning anti hinnang nende praktilise kasutatavuse kohta.

Sama uuringuprotokolli erinevate doosikõverate ehitamise aluseks olnud valimid ei olnud identsed, sest mõne patsiendi andmestikus esines lünki või ei olnud saadaval FFOV rekonstruktsioone. Mõnele patsiendile oli teostatud mitme piirkonna uuring (näiteks pea ja kogu torso). Sellisel juhul sai sama patsiendi andmeid kasutada nii peauuringu valimis kui ka torso valimis, sest doosiraport võimaldab erinevate piirkondade ja faaside CTDIvol ja DLP andmeid eristada.

CTDIvol ja DLP märkimisel arvestati ainult uuringust endast saadud väärtustega (st arvati välja planeerimisvaate ja nn premonitooringu doosid). Uuringu planeerimiseks vajalike abistavate skannide doosid varieeruvad märkimisväärselt, sest erinevatel põhjustel võib osutada vajalikuks planeerimisvaate korduv teostamine või ka kontrastaine korduv süstimine ja seega mitme premonitooringu teostamine. Selline korduv teostamine tõstab küll patsiendidoosi, kuid ei iseloomusta otseselt seadme seadistusega seotud doosioptimeerimist (on seotud pigem patsiendi liikumisega või kontrastaine manustamise probleemidega).

KT-uuringute pildikvaliteeti selle uurimistöö raames ei hinnatud. Eeldati, et iga kujutise puhul on radioloog jäänud pildikvaliteediga rahule. Pildikvaliteeti on võimalik retrospektiivselt ja pisteliselt hinnata tulevase kliinilise auditi käigus. Käesolev uurimus ei hõlmanud seega ka otseselt doosi ja pildikvaliteedi optimeerimist, mis oleks eeldanud pildikvaliteedi kriteeriumite täpsemat määratlemist (füüsikaliste ja/või kliiniliste parameetrite alusel). See eesmärk jääb järgmiste uurimistööde temaatikasse.

2.1 Pea piirkonna uuringud

Kõigist pea piirkonna uuringutest valiti välja standardprotokolliga tehtud pea uuringud, mille näidustuseks oli kas orgaaniline patoloogia/selle välistamine või trauma. Kokku olid 2017. aastal kogutud peauuringu andmetest analüüsiks sobivad 79. Valimisse ei sobinud näiteks paranasalsiinuste protokolliga, näokolju või keskkõrva uurimise eesmärgil tehtud uuringud. Samuti jäid kõrvale uuringud, kus oli sama seeriana skaneeritud pea ja kael või pea ja näokolju koos. Aastal 2012 kogutud andmetest analüüsiti 251 patsiendi peauuringuid.

Sobivad 2017. aasta uuringud otsiti ACC numbri alusel pildipangast välja ning doosiraportist salvestati lisaks uuringuandmete vormil kogutud andmetele veel röntgentoru pinge, CTDIvol ja DLP väärtus, doosiarvutuse fantoomi diameeter ning uuringuprotokolli nimetus. On oluline märkida, et 2012. aasta andmetele ei olnud lisatud ACC numbrit, mistõttu oli nende uuringute pildipangast välja otsimine raskendatud. Seega ei olnud nende uuringute puhul võimalik kontrollida täpset näidustust ja skaneerimisvahemikku.

Patsiendid jagati vanuse alusel nelja alarühma: < 1, 1...< 5, 5...< 10 ja 10...16 aastat. Kohalike DRV-de määramiseks arvutati iga vanusegrupi CTDIvol-i ja DLP väärtuste kolmas kvartiil eeldusel, et vanusegrupp sisaldab vähemalt 10 patsiendi doosiandmeid. Erinevatel aastatel kogutud andmeid käsitleti eraldi ja seega arvutati eraldi kohalikud DRV-d 2012. ja 2017. aasta andmete põhjal. Iga vanusegrupi doosiandmetest arvutati kolmas kvartiil ja see väärtus oli kohalikuks DRV-ks vastavas vanuserühmas. Arvutatud DRV-sid võrreldi kehtivate Soome riiklike DRV-dega ja Vassileva jt (2015) rahvusvahelise uuringu käigus määratud DRV-dega.

Lisaks leiti 2017. aastal kogutud andmete põhjal CTDI_{vol} ja DLP sõltuvus patsiendi vanusest ja kaalust. Tulemused kanti graafikule ning lähendati eksponentfunktsiooniga.

2.2 Rindkere uuringud

Määratud ajavahemikus koguti rindkere piirkonna KT-uuringute andmeid. Valimisse ei sobinud uuringud, mille käigus oli ühe seeriana skaneeritud rindkere ja kõht-vaagen koos. Rindkere uuringute vähesuse tõttu neid näidustuste alusel ei grupeeritud. Sobivad 2017. aasta uuringud otsiti ACC numbri alusel pildipangast välja ning doosiraportist salvestati lisaks uuringuandmete vormil kogutud andmetele veel röntgentoru pinge, CTDI_{vol} ja DLP väärtus, doosiarvutuse fantoomi diameeter, uuringuprotokoll nimetus ning kas FFOV rekonstruktsioon on kättesaadav. Sarnaselt otsiti välja 2012. aasta rindkere uuringute andmed.

Mõlema aasta andmete põhjal koostati järgmised graafikud: CTDI_{vol} ja DLP sõltuvus patsiendi vanusest ning CTDI_{vol} ja DLP sõltuvus patsiendi kaalust. Kõiki graafikuid lähendati eksponentfunktsiooniga ning leiti korrelatsioon doosi ja patsiendi tunnuse vahel. Kaalu ja doosi seose graafikutele kanti ka Soomes kehtiv rindkere piirkonna DRV kõver.

SSDE leidmise eesmärgil mõõdeti planeerimisvaatelt LAT diameeter iga 5 mm järel, kui kihipaksus oli 5 mm ning iga 6 mm järel kui kihipaksus oli 3 mm. Seejärel arvutati iga KT-uuringu keskmine LAT diameeter. Teades keskmist LAT diameetrit arvutati SSDE kasutades valemi (3) LAT diameetrile vastavat versiooni:

$$SSDE = f_{suurus}^{32L} \times CTDI_{vol}^{32}, \quad (3a)$$

kus f_{suurus}^{32L} on LAT diameetri suurusele vastav konversioonifaktor (Lisa 2) ja $CTDI_{vol}^{32}$ on doosiraportis kuvatud doosiindeks, mis vastab 32 cm diameetriga standardfantoomile. Arvutati CTDI_{vol} ja SSDE erinevus.

Kirjanduse andmetest on teada, et vesiekvivalentne diameeter erineb efektiivsest diameetrist kõige enam kopsu piirkonna kihtidel. Seetõttu on D_w ja D_{ef} alusel arvutatud SSDE erinevus suurim kopsu piirkonna uuringute puhul. Kuna kogutud andmetes ei leidunud ühtegi FFOV kopsu piirkonna uuringut, siis analüüsiti kõhu-vaagna piirkonna

kõikide FFOV rekonstruktsiooniga uuringute esimesi kihte. Nimelt kattub kõhu- vaagna piirkonna uuringu ülemine osa tüüpiliselt kopsu uuringu piirkonna alumise osaga.

Valiti välja iga FFOV rekonstruktsiooniga kõhu-vaagna piirkonna uuringu ülemised kümme lõiku ning nendel lõikudel arvutati valemit (5b) kasutades vesiekvivalentne diameeter. Samadel lõikudel arvutati ka D_{ef} . Seejärel leiti D_w ja D_{ef} protsentuaalne erinevus.

2.3 Kõhu-vaagna piirkonna uuringud

Määratud ajavahemikus koguti kõhu-vaagna piirkonna KT-uuringute andmeid. Valimisse ei sobinud uuringud, mille käigus oli ühe seeriana skaneeritud rindkere ja kõht-vaagen koos. Kõhu-vaagna uuringute vähesuse tõttu neid näidustuste alusel ei grupeeritud. Sobivad 2017. aasta uuringud otsiti ACC numbri alusel pildipangast välja ning doosiraportist salvestati lisaks uuringuandmete vormil kogutud andmetele veel röntgentoru pinge, CTDI_{vol} ja DLP väärtus, doosiarvutuse fantoomi diameeter, uuringuprotokoll nimetus ning kas FFOV rekonstruktsioon on kättesaadav. Sarnaselt otsiti välja 2012. aasta kõhu-vaagna piirkonna uuringute andmed.

Mõlema aasta andmete põhjal koostati järgmised graafikud: CTDI_{vol} ja DLP sõltuvus patsiendi vanusest ning CTDI_{vol} ja DLP sõltuvus patsiendi kaalust. Kõiki graafikuid lähendati eksponentfunktsiooniga ning leiti korrelatsioon doosi ja patsiendi tunnuse vahel. Kaalu ja doosi seose graafikutele kanti ka Soomes kehtiv kõhu-vaagna piirkonna DRV kõver.

SSDE leidmise eesmärgil arvutati kõikide FFOV rekonstruktsiooniga uuringute vesiekvivalentne ja efektiivne diameeter iga 5 mm järel, kui uuringu kihipaksus oli 5 mm ning iga 6 mm järel kui kihipaksus oli 3 mm. Vesiekvivalentne diameeter arvutati igal analüüsitud lõigul kasutades valemit (5b). Seejärel arvutati iga KT-uuringu keskmine D_w ja D_{ef} . Nendel uuringutel, millel puudus FFOV rekonstruktsioon, mõõdeti LAT diameeter planeerimisvaate iga 5 mm lõigu järel ja arvutati SSDE kasutades valemit (3a). FFOV rekonstruktsiooniga uuringute puhul kasutati SSDE arvutamiseks valemi (3) efektiivsele diameetrile vastavat versiooni:

$$SSDE = f_{suurus}^{32D} \times CTDI_{vol}^{32}, \quad (3b)$$

kus f_{suurus}^{32D} on efektiivse diameetri (või ka vesiekvivalentse diameetri) suurusele vastav konversioonifaktor (Lisa 2) ja $CTDI_{vol}^{32}$ on doosiraportis kuvatud doosiindeks, mis vastab 32 cm diameetriga standardfantoomile. Arvutati CTDI_{vol} ja SSDE erinevus.

3 Tulemused

Uurimistöö käigus koguti 161 patsiendi uuringu andmed, millest analüüsiti 112. Neist suurima osa moodustasid pea uuringud: kokku 79 uuringut. Rindkere piirkonna uuringuid oli kokku 24 ja kõhu-vaagna piirkonna uuringuid 9. Ülejäänud osa moodustasid teiste piirkondade uuringud (torso, kael, lülisammas, jäsemed, süda jt), mida ei analüüsitud, sest neid ei olnud piisaval hulgal esindusliku valimi moodustamiseks. 2012. aasta andmetest kaasati retrospektiivselt analüüsi kokku 251 pea uuringut ja 24 rindkere uuringut.

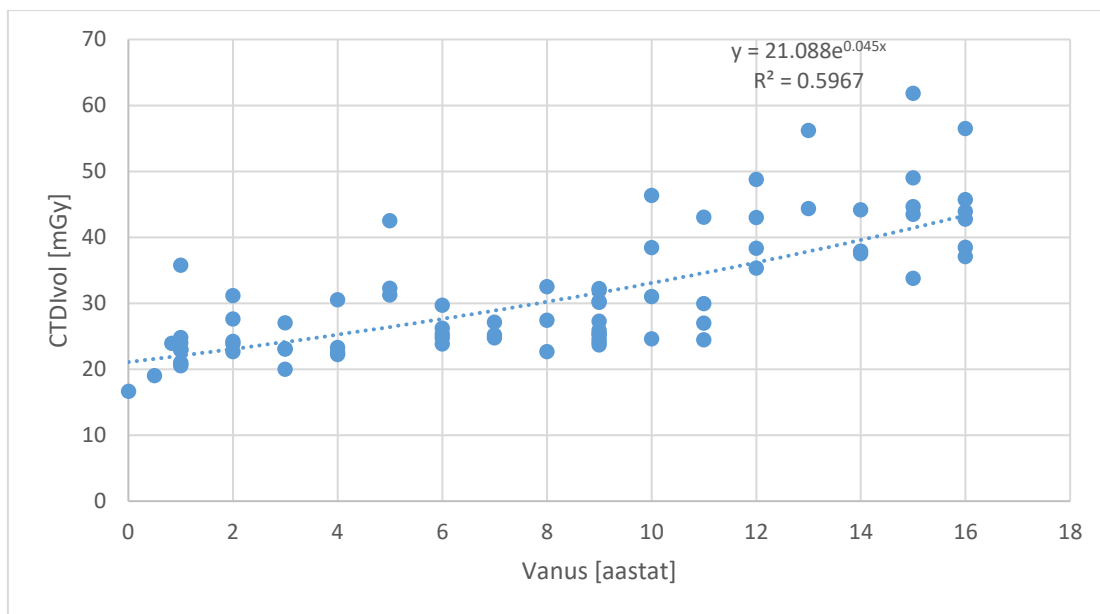
3.1 Pea piirkonna uuringute tulemused

Patsiendi vanuse järgi grupeeritud peapiirkonna diskreetsed DRV väärtused on esitatud tabelis 1. Lisaks on toodud võrdluseks mõnede kirjanduses avaldatud uuringute DRV-d. 2017. aasta andmete põhjal ei olnud võimalik kuni ühe aastaste vanusegrupis DRV-d määrata, sest selle grupi moodustasid vaid kolme patsiendi doosiandmed. Patsientide grupeerimine on pisut erinev, sest TÜ Kliinikumis koguti andmeid kuni 16 aastaste patsientide kohta, kuid Vassileva ja kaasuurijate ning Soome DRV-de puhul on kogutud andmeid kuni 15 aastaste patsientide kohta.

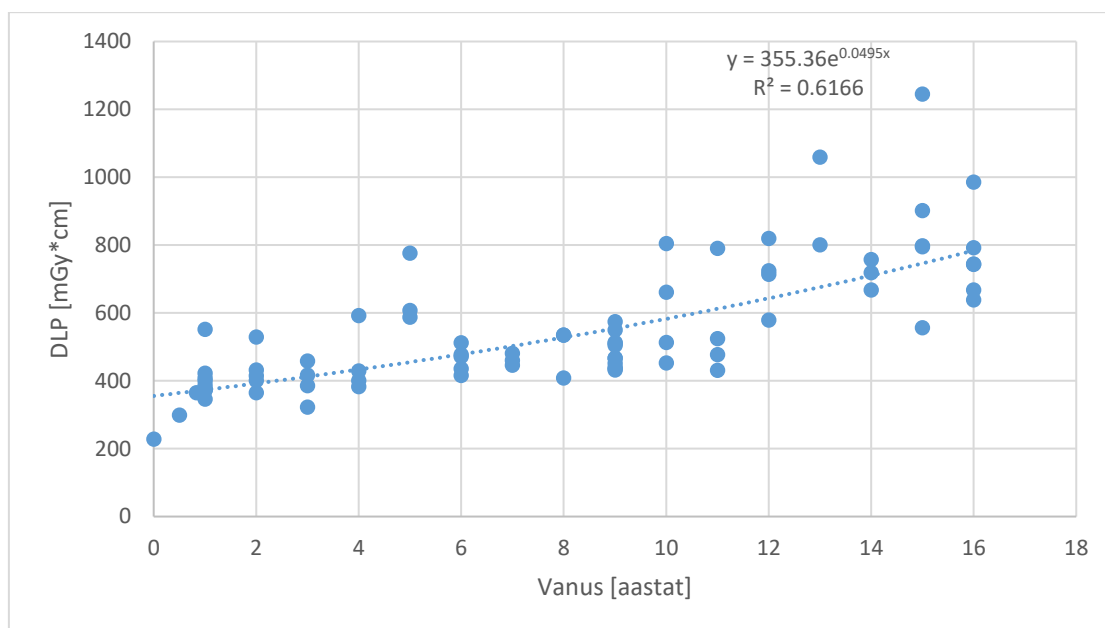
Tabel 1. TÜ Kliinikumis 2012. ja 2017. aasta andmete põhjal määratud kohalikud DRV-d. Võrdluseks on toodud Vassileva jt. töös esitatud DRV-d [10] ja Soomes kehtivad DRV-d [7]. (Tärniga tähistatud väärtused vastavad vanusegrupile 10...15).

Vanuse -grupp [aastat]	CTDIvol [mGy]				DLP [mGy*cm]			
	2012 LDRV	2017 LDRV	Vassileva jt DRV	Soome NDRV	2012 LDRV	2017 LDRV	Vassileva jt DRV	Soome NDRV
<1	25	-	26	23	397	-	440	330
1...<5	35	25	36	25	557	427	540	370
5...<10	90	30	43	29	647	534	690	460
10...16	97	45	53*	35*	842	798	840*	560*

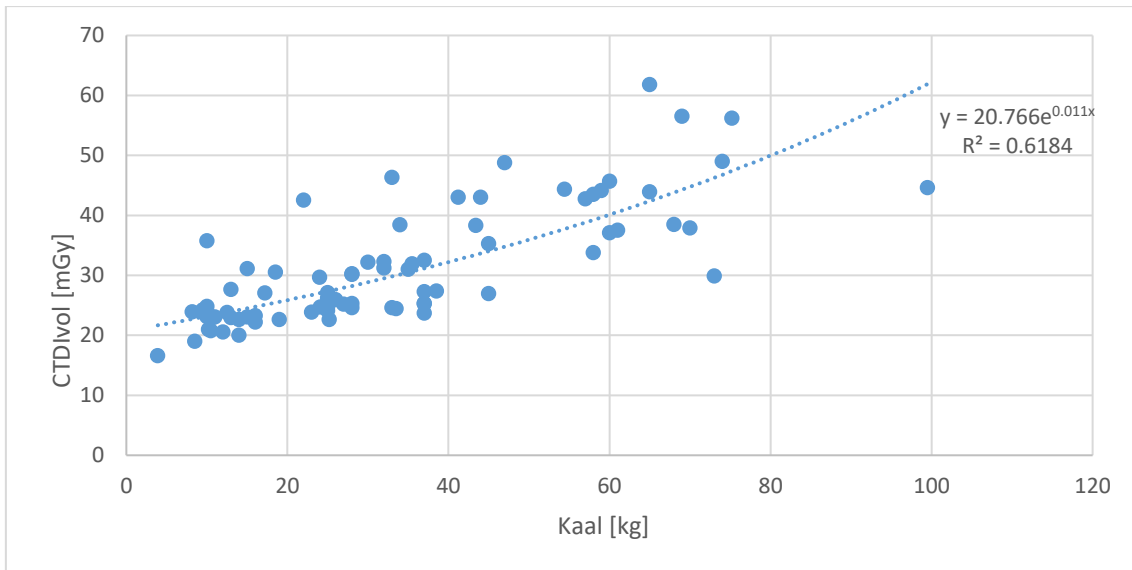
Lisaks koostati 2017. aasta andmete põhjal järgmised graafikud: CTDIvol sõltuvus patsiendi vanusest (Joonis 5), DLP sõltuvus patsiendi vanusest (Joonis 6), CTDIvol sõltuvus patsiendi kaalust (Joonis 7) ja DLP sõltuvus patsiendi kaalust (Joonis 8). Kõiki graafikuid lähendati eksponentfunktsiooniga ning leiti korrelatsioon doosi ja patsiendi tunnuse vahel.



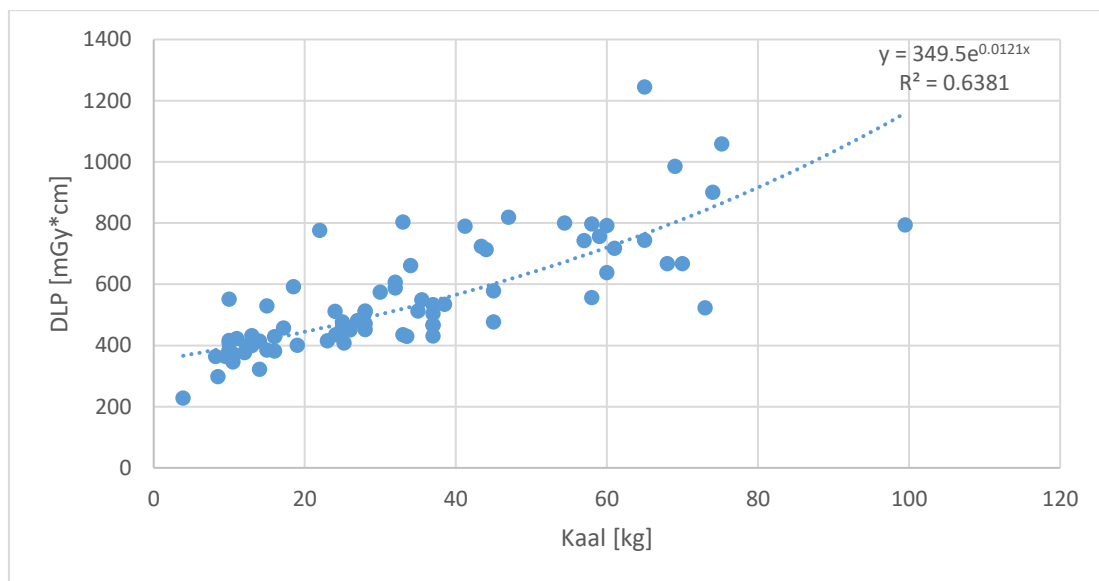
Joonis 5. CTDIvol sõltuvus patsiendi vanusest pea piirkonna uuringutel.



Joonis 6. DLP sõltuvus patsiendi vanusest pea piirkonna uuringutel.



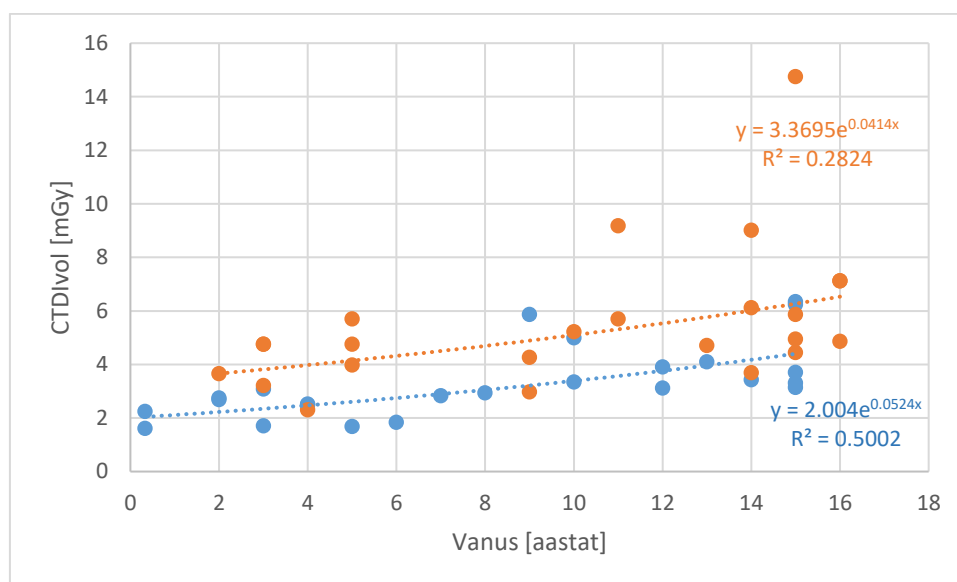
Joonis 7. CTDIvol sõltuvus patsiendi kaalust pea piirkonna uuringutel.



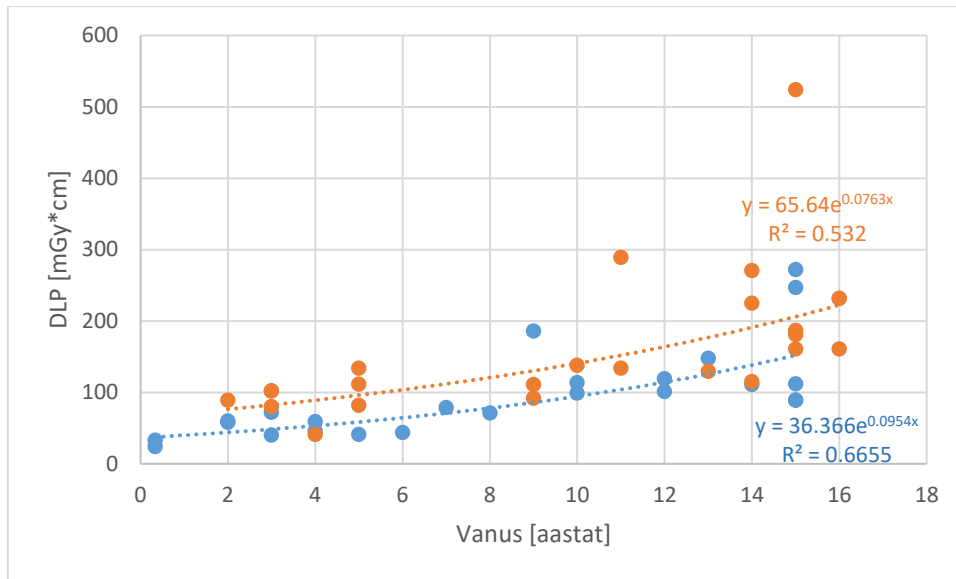
Joonis 8. DLP sõltuvus patsiendi kaalust pea piirkonna uuringutel.

3.2 Rindkere piirkonna uuringute tulemused

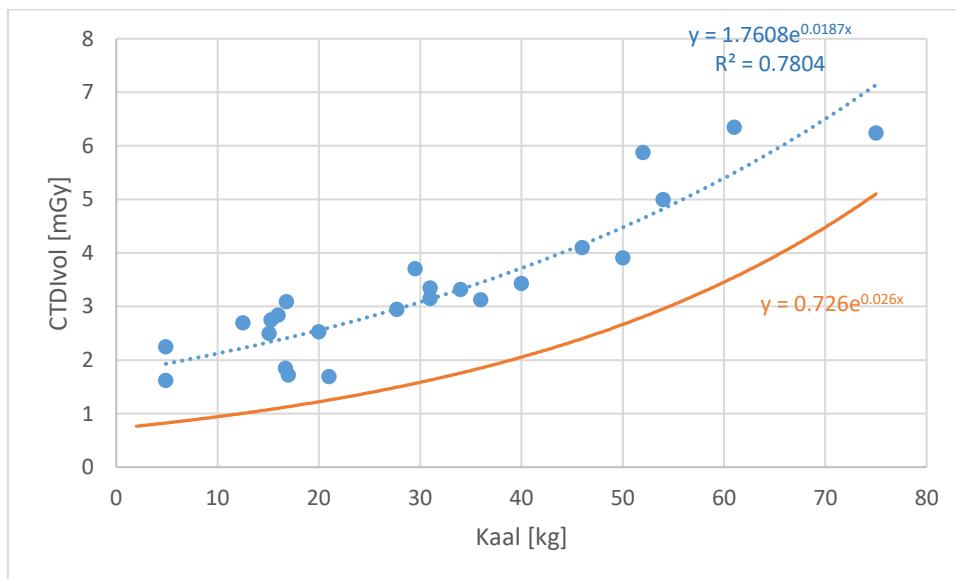
2017. aastal koguti 24 rindkere piirkonna uuringu andmed, neist mitte ühelgi ei olnud saadaval FFOV rekonstruktsiooni. Samuti koguti 2012. aastal 24 rindkere piirkonna uuringu andmed ning ka neil puudusid FFOV rekonstruktsioonid. 2012. ja 2017. aasta andmete põhjal koostati järgmised graafikud: CTDIvol sõltuvus patsiendi vanusest (Joonis 9) ja DLP sõltuvus patsiendi vanusest (Joonis 10). Ainult 2017. aasta andmete põhjal oli võimalik koostada järgmised graafikud: CTDIvol sõltuvus patsiendi kaalust (Joonis 11) ja DLP sõltuvus patsiendi kaalust (Joonis 12). Nendele joonistele kanti ka Soomes kehtiv rindkere piirkonna NDRV kurv. 2012. aasta andmetes oli kaal märgitud vaid neljale patsiendile, mistõttu 2012. aasta uuringute alusel sarnaseid kõveraid teha ei saanud. Kõiki graafikuid lähendati eksponentfunktsiooniga ning leiti korrelatsioon doosi ja patsiendi tunnuse vahel.



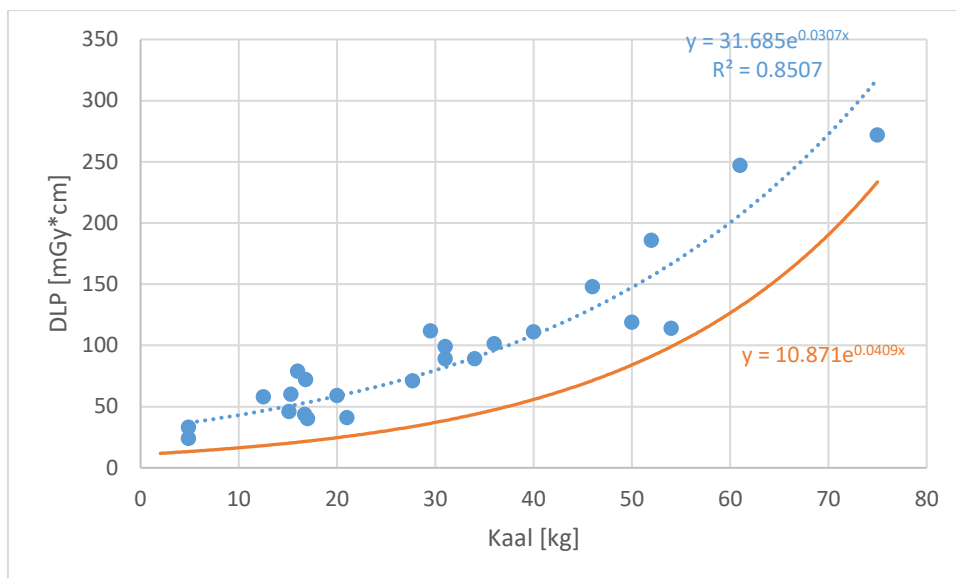
Joonis 9. CTDIvol sõltuvus patsiendi vanusest rindkere piirkonna uuringutel. Oranžiga on tähistatud 2012. aasta uuringute andmed ja sinisega 2017. aasta andmed.



Joonis 10. DLP sõltuvus patsiendi vanusest rindkere piirkonna uuringutel. Oranžiga on tähistatud 2012. aasta uuringute andmed ja sinisega 2017. aasta andmed.



Joonis 11. CTDIvol sõltuvus patsiendi kaalust rindkere piirkonna uuringutel. Sinisega on tähistatud 2017. aasta andmed ja oranžiga on tähistatud Soome NDRV kõver [7].



Joonis 12. DLP sõltuvus patsiendi kaalust rindkere piirkonna uuringutel. Sinisega on tähistatud 2017. aasta andmed ja oranžiga on tähistatud Soome NDRV kõver [7].

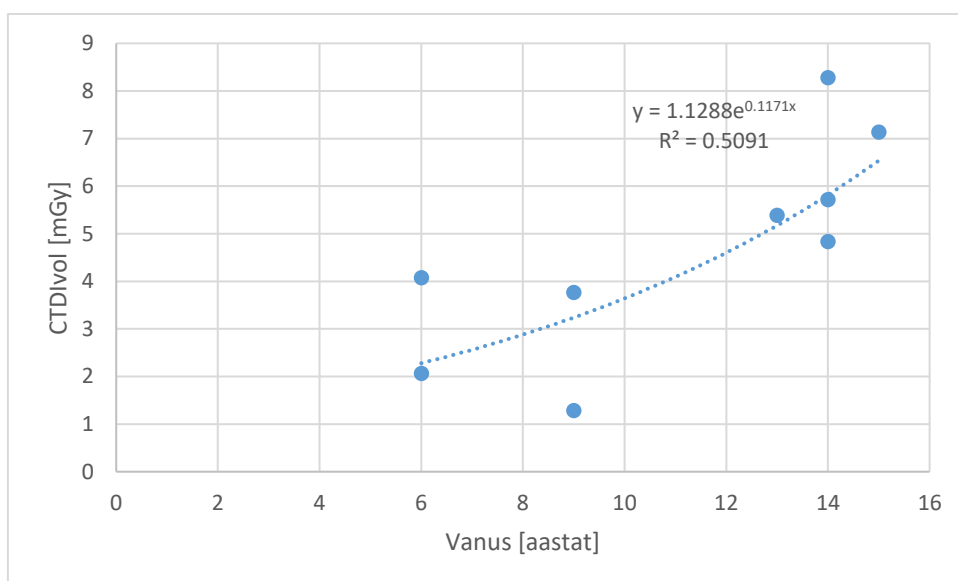
Kuna kõikidel uuringutel puudus FFOV rekonstruktsioon, siis ei olnud ühegi kopsu uuringu puhul võimalik arvutada vesiekvivalentset diameetrit. Seetõttu arvutati SSDE kõikide uuringute puhul planeerimisvaatelt mõõdetud LAT diameetri põhjal. SSDE oli CTDIvol väärtusest suurem 25% - 119%. Keskmiselt oli SSDE CTDIvol väärtusest suurem 75,04%. D_w oli keskmiselt 14,65% võrra väiksem efektiivsest diameetrist (Tabel 2).

Tabel 2. Keskmise D_w ja D_{ef} erinevus 5 uuringu 10 ülemise lõigu andmete põhjal.

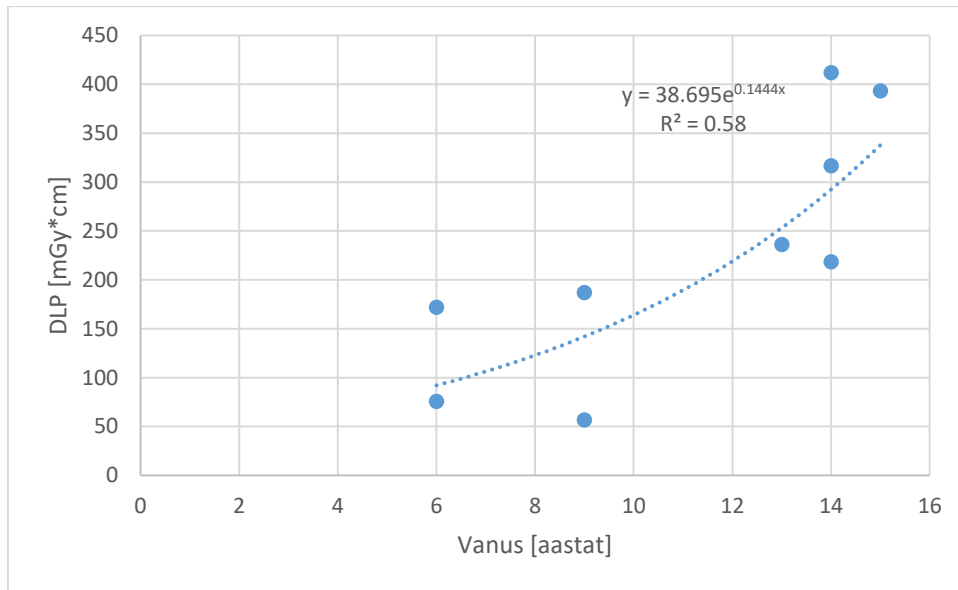
Uuringu nr	Keskmine vesiekvivalentne diameeter D_w [mm]	Keskmine efektiivne diameeter [mm]	Diameetrite erinevus
1	186.82	235.26	-25.93%
2	186.48	188.10	-0.87%
3	168.30	178.80	-6.24%
4	179.53	198.65	-10.65%
5	161.42	209.13	-29.56%
		Kõigi uuringute keskmine:	-14.65%

3.3 Kõhu-vaagna piirkonna uuringute tulemused

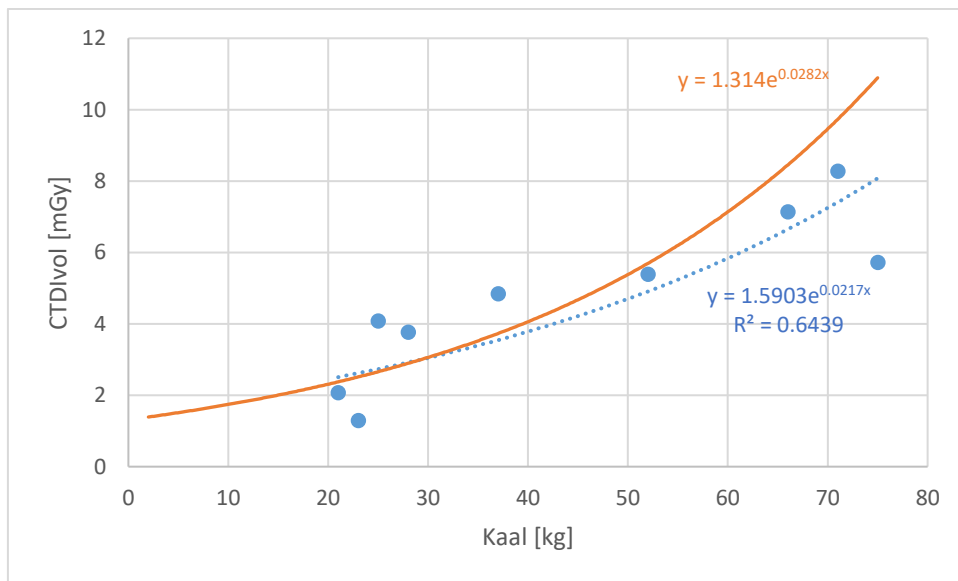
2017. aastal koguti 9 kõhu-vaagna piirkonna uuringu andmed, neist viiel uuringul olid saadaval FFOV rekonstruktsioonid. Andmete põhjal koostati järgmised graafikud: CTDIvol sõltuvus patsiendi vanusest (Joonis 13), DLP sõltuvus patsiendi vanusest (Joonis 14), CTDIvol sõltuvus patsiendi kaalust (Joonis 15) ja DLP sõltuvus patsiendi kaalust (Joonis 16). Joonistele 15 ja 16 kanti ka Soomes kehtiv rindkere piirkonna NDRV kurv. Kõiki graafikuid lähendati eksponentfunktsiooniga ning leiti korrelatsioon doosi ja patsiendi tunnuse vahel.



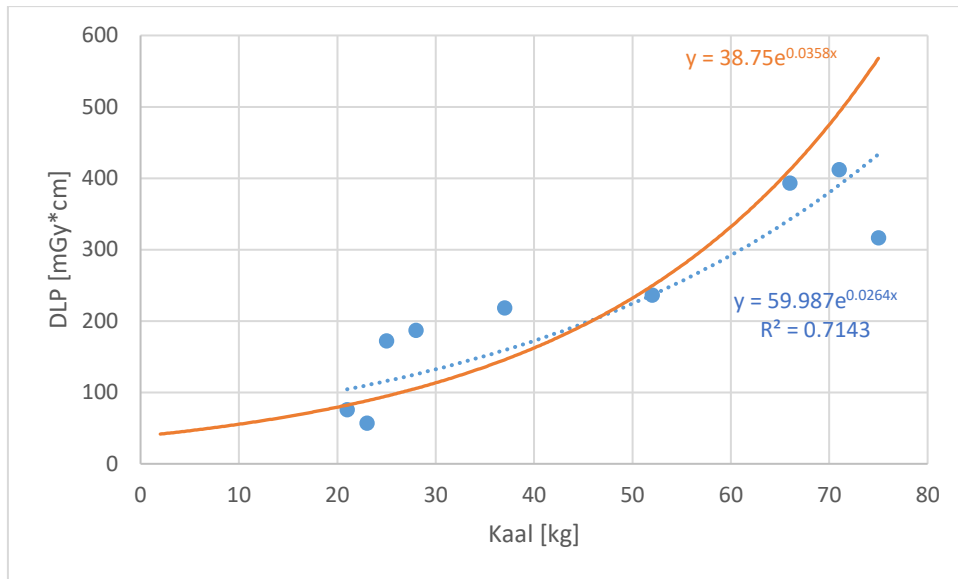
Joonis 13. CTDIvol sõltuvus patsiendi vanusest kõhu-vaagna piirkonna uuringutel.



Joonis 14. DLP sõltuvus patsiendi vanusest kõhu-vaagna piirkonna uuringutel.



Joonis 15. CTDIvol sõltuvus patsiendi kaalust kõhu-vaagna piirkonna uuringutel. Sinisega on tähistatud 2017. aasta andmed ja oranžiga on tähistatud Soome NDRV kõver [7].



Joonis 16. DLP sõltuvus patsiendi kaalust kõhu-vaagna piirkonna uuringutel. Sinisega on tähistatud 2017. aasta andmed ja oranžiga on tähistatud Soome NDRV kover [7].

Viiel uuringul oli kättesaadav FFOV rekonstruktsioon ja nendel uuringutel sai SSDE arvutamisel võtta seega aluseks vesiekvivalentse diameetri. Kolmel uuringul arvutati SSDE planeerimisvaatelt mõõdetud LAT diameetri põhjal. SSDE oli CTDIvol väärtusest suurem 45% - 91%. Keskmiselt oli SSDE CTDIvol väärtusest suurem 67,88%.

4 Tulemuste analüüs ja järeldused

4.1 Peauuringute tulemuste analüüs

Erinevate aastate andmete põhjal määratud LDRV-d erinesid teineteisest märkimisväärselt. 2017. aasta andmete põhjal arvatud LDRV-d olid madalamad kui viis aastat varasematele andmetele tuginevad LDRV-d. 2012. aasta CTDIvol väärtused olid 2017. aasta väärtustest kõrgemad 28,6% kuni 53,6% võrra ning DLP väärtused olid kõrgemad 5,2% kuni 23,3% võrra (Tabel 3). Selline tulemus on ootuspärane, sest viie aasta jooksul on välja vahetatud enamus kompuutertomograafe ning muutunud on skaneerimise protokollid. Näiteks oli enamus 2012. aastal tehtud pea uuringuid läbi viidud aksiaalse skaneerimisega, 2017. aasta uuringud aga helikaalse skaneerimisega. Lisaks ei kasutatud enamike 2012. aasta uuringute puhul tomostatiivi kallutamise meetodit, mis vähendab lisaks silmade doosile ka skaneerimisvahemikku ja seega DLP väärtust. 2017. aastal oli see enamike standardsete peauuringute puhul kasutuses. Oma roll dooside erinevuses on ilmselt ka valimi erinevas koostamises. 2017. aasta uuringutest valiti ainult standarduuringud, kuid 2012. aasta andmete puhul pidi lähtuma selle uuringu koostaja märkest, et tegemist on pea piirkonna uuringuga. Täpsem info selle kohta, et kui suur osa kõigist nendest uuringutest olid keskkõrva, paranasalsiinuste või näokolju uurimise eesmärgil tehtud, puudub.

Tabel 3. 2017. aasta andmete põhjal määratud DRV-de võrdlus 2012. aasta ja teiste publitseeritud DRV-dega. (Näidatud on, et mitme protsendi võrra erinevad teised DRV-d 2017. aasta LDRV-dest).

Vanuse grupp [aastat]	2017 LDRV [mGy]	CTDIvol erinevus			2017 LDRV [mGy*cm]	DLP erinevus		
		2012 LDRV	Vassileva jt DRV	Soome NDRV		2012 LDRV	Vassileva jt DRV	Soome NDRV
1...<5	25	28,6%	30,6%	0%	427	23,3%	20,9%	-15,4%
5...<10	30	66,7%	30,2%	-3,4%	534	17,5%	22,6%	-13,9%
10...16	45	53,6%	15,1%	-28,6%	798	5,2%	5,0%	-42,5%

Ilmneb, et nii CTDIvol kui DLP 2017. aasta väärtustel põhinevad LDRV-d on kõigis vanusegruppides madalamad kui Vassileva ja kaasuurijate määratud vastavad DRV-d (Tabel 3). Vassileva ja kaasuurijate töö puhul oli tegemist rahvusvahelise aatomienergiaagentuuri (IAEA) uurimusega, mis hõlmas doosiandmeid väga erineva

tööpraktika ja seadmetega raviasutustest Euroopast (sh üks Eesti haigla), Aasiast, Lõuna-Ameerikast ja Aafrikast. Uuringuid ei valitud näidustuste järgi ning DRV-de määramisel arvestati kõikide faasidega, samas kui käesolevas töös uuritud 2017. aasta andmete põhjal seatud LDRV-d on võtnud arvesse ainult ühe faasi doosi. Vassileva jt uuringus ei ole märgitud, kui palju oli mitmefaasilisi peauuringuid, kuid käesoleva uuringu raames kogutud andmete põhjal võiks eeldada, et enamus peauuringuid lastel on ühefaasilised (kõigist 2017. aastal kogutud peauuringutest vaid kaks olid mitmefaasilised). Kui Vassileva jt uuringu DRV-de andmetes oli mitmefaasiliste peauuringute osakaal väike, siis mõjutab see määratud DRV väärtust vähe. Seega on käesoleva töös uuritud 2017. aasta andmete põhjal võivad seatud DRV-d olla madalamad kolmel põhjusel: valim on koostatud ühefaasiliste uuringute põhjal, valimis on ainult standardsed peauuringud (näidustuseks orgaaniline patoloogia/selle välistamine või trauma) ning tõenäoliselt on TÜ Kliinikumi töö praktika ja seadmed keskmisest IAEA uuringus osalenud raviasutuse vastavatest näitajatest paremad.

Võrdluses Soome riiklike DRV-dega on 2017. aasta enamik DRV väärtuseid kõrgemad kui Soome omad, erandiks on vaid 1...<5 aasta vanuserühma väärtus, mis on nii Soome kui 2017. aasta DRV puhul võrdne (Tabel 3). Antud uuringu käigus määratud DRV-d on Soome DRV-dega hästi võrreldavad, sest patsientide grupeerimine ja uuringute valik on sarnased ning DRV-d kajastavad ühele faasile vastavaid väärtusi. Soome DRV-d on madalamad tõenäoliselt seetõttu, et nende DRV-d määrati riigi nelja pediaatriliste patsientide diagnostikas kogunud ülikoolihaigla patsientide andmete põhjal [9]. Madalast referentsväärtuste määrast võib järeldada, et nende tööpraktika ja seadmed on doosi optimeerimisel efektiivsemad ning on ühtlasi selles osas eeskujuks teiste riikide radioloogiaosakondadele.

CTDIvol ja DLP kaalust ja vanusest sõltuvuste graafikute analüüsi tulemused kinnitavad kirjanduses avaldatud seisukohti, et pea uuringute puhul ei ole patsientide grupeerimise aluseks oleva parameetri puhul olulist erinevust kaalul ja vanusel. CTDIvol korreleerub paremini kaaluga ($R=0,6184$) kui vanusega ($R=0,5967$) ja samuti DLP korreleerub paremini kaaluga ($R=0,6381$) kui vanusega ($R=0,6166$), kuid erinevused on väikesed. Seetõttu võiks patsientide grupeerimise parameetri valikul lähtuda pigem sellest, mida enamus LDRV-sid ja NDRV-sid kasutab, et oleks tulevikus lihtsam andmeid võrrelda.

4.2 Rindkere uuringute tulemuste analüüs

Joonistel 9 ja 10 on kujutatud doosi sõltuvust patsiendi vanusest. Ilmneb, et 2012. aastal olid rindkere uuringute CTDIvol ja DLP kõrgemad kui 2017. aasta rindkere uuringute doosid. Selline tendents on ootuspärane ja näitab, et aja jooksul on doosi optimeerimine selles raviasutustes muutunud efektiivsemaks. Dooside vähenemise põhjusteks võivad olla automaatse toruvoolu modulatsiooni (ATCM- *Automated Tube Current Modulation*) ja Care kV funktsiooni kasutamine. Kõikide 2017. aasta rindkere uuringute puhul oli kasutuses ATCM ning enamike uuringute puhul kasutati ka Care kV funktsiooni. 2012. aasta uuringutest oli ATCM kasutuses Siemensi SOMATOM Definition AS+ ja SOMATOM Definition DS aparatuuridega tehtud uuringute puhul. ATCM-i ei kasutatud GE Lightspeed aparatuuriga tehtud uuringute puhul, kuid need uuringud moodustasid kõigist 2012. aasta uuringutest pisut üle kolmandiku. Care kV funktsiooni 2012. aasta uuringute puhul ei rakendatud ja kõik rindkere uuringud olid tehtud 120 kV röntgentoru pingega.

Jooniste 9-12 graafikud kinnitavad kirjanduses avaldatud väiteid, et keha piirkonna uuringute korral CTDIvol korreleerub paremini kaaluga kui vanusega (2017. aasta andmete põhjal vastavalt $R=0,7804$ ja $R=0,5002$) ja samuti DLP korreleerub paremini kaaluga kui vanusega (2017. aasta andmete põhjal vastavalt $R=0,8507$ ja $R=0,6655$). Seetõttu tuleks patsientide grupeerimise parameetri valikul eelistada kaalu vanusele.

Joonistel 11 ja 12 on kujutatud doosi sõltuvust patsiendi kaalust ning võrdluseks on joonistele kantud Soome NDRV kõver. Kõikide rindkere uuringute CTDIvol ja DLP ületavad Soome NDRV-d. Selline NDRV ületamine vihjab, et analüüsitud raviasutuses tuleks kaaluda dooside optimeerimist. Samas, kuna ükski 2017. aasta doos ei jää allapoole referentskõvera taset, siis võib Soome DRV-de taseme poole püüdlemine olla esialgu ebarealistlik ülesanne. Seega on vaja kehtestada Eesti andmetel põhinevad NDRV-d, mis arvestaksid Eesti raviasutuste ressurssidega ning oleksid kohalikele radioloogiaosakondadele realistlikumaks eeskujuks. Alati ei ole kõrgemate dooside taga teadmatus erinevatest doosi optimeerimise võimalustest vaid pigem ressursi puudus. Nii seadmepargi kui ka kasutatava tarkvara uuendamine on kulukas, samuti personali koolitamine ja seetõttu peab iga haigla lähtuma enda võimalustest ja tegema parandusi seal, kus selleks ressursi jätkub.

AAPM raportis nr 220 on toodud esile, et efektiivne diameeter on erinevate rindkere piirkonna uuringute korral vesiekvivalentsest diameetrist 4.3% kuni 21.5% suurem [12]. Tabeli 2 andmete põhjal on näha, et analüüsitud lõikude puhul oli keskmiselt D_{ef} suurem D_w -st 14,65% võrra. Tulemus on kooskõlas kirjanduses avaldatud andmetega. Seega tuleb rindkere piirkonna uuringute korral eelistada SSDE arvutamisel võimalusel vesiekvivalentset diameetrit, sest ainult geomeetriliste mõõtudega arvestava D_{ef} kasutamine viib SSDE alahindamiseni.

Planeerimisvaatelt mõõdetud LAT diameetrit kasutades arvutati kõikide rindkere uuringute jaoks SSDE. Seejärel võrreldi SSDE-d CTDIvol väärtustega. Keskmiselt oli SSDE CTDIvol väärtusest suurem 75,04%. Erinevus tuleneb sellest, et CTDIvol on arvutatud 32 cm läbimõõduga fantoomile, aga enamike patsientide diameeter on väiksem kui 32 cm. Juhtkraanil kuvatud CTDIvol väärtus ei sõltu otseselt patsiendist, vaid see väljendab doosi, mille oleks konkreetsete kiiritustingimuste juures saanud 32 cm diameetriga standardfantoom. Nüüd kui samade kiiritustingimuste juures kiiritatakse patsienti, kelle diameeter on väiksem ja kiirguse neeldumine temas on väiksem, siis on tegelik patsiendidoos suurem kui juhtkraanil kuvatud CTDIvol.

4.3 Kõhu-vaagna piirkonna uuringute tulemuste analüüs

Joonistel 13 ja 14 on kujutatud doosi sõltuvust patsiendi vanusest 2017. aasta andmete põhjal. Võrdlust 2012. aasta andmetega teha ei saanud, sest kõhu-vaagna piirkonna uuringuid sellel aastal ei olnud piisavalt. Jooniste 13-16 graafikud kinnitavad kirjanduses avaldatud väiteid, et keha piirkonna uuringute korral CTDIvol korreleerub paremini kaaluga kui vanusega (2017. aasta andmete põhjal vastavalt $R=0,6439$ ja $R=0,5091$) ja samuti DLP korreleerub paremini kaaluga kui vanusega (2017. aasta andmete põhjal vastavalt $R=0,7143$ ja $R=0,5800$). Seetõttu tuleks ka kõhu-vaagna piirkonna uuringute puhul patsientide grupeerimise parameetri valikul eelistada kaalu vanusele.

Joonistel 15 ja 16 on kujutatud doosi sõltuvust patsiendi kaalust ning võrdluseks on joonistele kantud Soome kõhu-vaagna uuringute NDRV kõver. Nii CTDIvol kui ka DLP graafikutel jääb üheksast analüüsitud uuringust kuue doos allapoole Soome NDRV kõverat. Üheksa uuringut on liiga väike arv, et teha kindlaid järeldusi doosi optimeerimise efektiivsuse kohta, kuid 2017. aasta kõhu-vaagna piirkonna uuringute optimeerimine on siiski võrreldav Soome NDRV-ga (rindkere uuringute puhul oli erinevus Soome NDRV-

ga suurem). Graafikutelt ilmneb, et doose ületatakse just väiksemate (20-40 kg) patsientide vahemikus. See ei tähenda aga, et suuremate laste puhul peaks edasisele doosi optimeerimisele vähem tähelepanu pöörama. Ka juhul kui seatud DRV väärtusi ei ületata peab püüdlema optimaalsemate dooside suunas.

Planeerimisvaatelt mõõdetud LAT diameetrit või FFOV uuringute puhul aksiaalsetelt lõikudelt leitud D_w -d kasutades arvutati kõikide rindkere uuringute jaoks SSDE. Seejärel võrreldi SSDE-d CTDIvol väärtustega. Võrdluse eesmärk on juhtida tähelepanu sellele, et doosiraportis märgitud doos võib tegelikult patsiendisooisist oluliselt erineda. Keskmiselt oli SSDE CTDIvol väärtusest suurem 67,88%. Erinevus tuleneb sellest, et CTDIvol on arvutatud 32 cm läbimõõduga fantoomile, aga enamike patsientide diameeter on väiksem kui 32 cm. Juhtekraanil kuvatud CTDIvol väärtus ei sõltu otseselt patsiendist, vaid see väljendab doosi, mille oleks konkreetsete kiiritustingimuste juures saanud 32 cm diameetriga standardfantoom. Nüüd kui samade kiiritustingimuste juures kiiritatakse patsienti, kelle diameeter on väiksem ja kiirguse neeldumine temas on väiksem, siis on tegelik patsiendidoos suurem kui juhtekraanil kuvatud CTDIvol väärtus.

AAPM raportis nr 220 on toodud esile, et D_w on erinevate kõhu-vaagna piirkonna uuringute korral D_{ef} -st kuni 5% suurem [12]. Viie FFOV kõhu-vaagna uuringu lõikude analüüsimisel selgus, et keskmiselt oli D_w suurem D_{ef} -st 0,52% võrra. Seega ei anna D_w kõhu-vaagna piirkonna SSDE arvutamisel eelist. D_w ja D_{ef} erinevused võivad olla vaid mõne millimeetrised, kuid konversioonifaktorite tabelis muutuvad konversioonifaktorid iga sentimeetrise diameetri muutuse kohta. Seega on võimalik, et SSDE on mõne uuringu puhul sõltumata arvutuse aluseks olevast diameetri valikust sama väärtusega.

Ehkki TÜ Kliinikumi näol on tegemist ühe Eesti suurema haiglaga kogunes aastase perioodi jooksul siiski vaid 24 rindkere piirkonna uuringut ja 9 kõhu-vaagna piirkonna uuringut. Selline uuringute arv on liiga väike, et kehtestada haigla siseselt LDRV väärtused. Suuremates riikides alustatakse DRV-de määramist piirkondlikust tasemest (LDRV-de määramisega haiglas või haiglate grupis) ja nende alusel määratakse NDRV. Tulenevalt patsientide absoluutarvu vähesusest Eestis ning nõudest DRV-sid iga kolme aasta tagant uuendada, võib osutada praktilisemaks alustada DRV-de määramist juba alguses riiklikul tasandil. Kui palju täpselt Eestis erinevate piirkondade KT-uuringuid lastel tehakse ning kas kõik või valitud ravisutused tuleks NDRV-de määramiseks doosiandmete kogumisse kaasata, vajab edasist uurimist.

Kokkuvõte

Käesolevas magistritöös antakse ülevaade diagnostiliste referentsväärtuste määramise ja kasutamise olulisusest laste KT-uuringute dooside optimeerimisel ning doosiandmete kogumise ja analüüsimise standardiseerimisel. Autorile teadaolevalt ei ole Eestis laste KT-uuringutele NDRV väärtuseid määratud ning samuti ei ole nende DRV-de analüüsimise eesmärgil doosiandmeid seni kogutud. Töö raames koguti ja analüüsiiti 79 pea, 24 rindkere ja 9 kõhu-vaagna piirkonna uuringu doosiandmed. Retrospektiivselt analüüsiiti 2012. aasta andmete põhjal 251 pea uuringut ja 24 rindkere uuringut.

Pea piirkonna uuringute puhul ei ole olulist erinevust kaalu ja vanuse alusel grupeerimisel, kuid dooside võrdlemise eesmärgil tuleks eelistada vanuse alusel grupeerimist, mis on laialdasemalt kasutuses. Pea uuringute DRV-d määratakse diskreetsete väärtustena iga patsiendigrupi ja uuringu tüübi kohta. Keha piirkonna uuringute puhul tuleks eelistada kaalu alusel patsientide grupeerimist, kuid aktsepteeritav on ka vanuse alusel grupeerimine. Keha piirkonna uuringute DRV-sid saab määrata diskreetsete väärtustena, kuid eelistada tuleks referentskõvera kujul DRV-de esitamist.

SSDE on kõikide kehapiirkonna uuringute puhul kõige täpsemaks doosihinnanguks, kuid selle alusel DRV-de määramine jääb suure töömahukuse tõttu tulevikku, kui tuleb laialdasemalt kasutusse automaatne KT-lõikude analüüs. SSDE-d saab arvutada planeerimisvaate põhjal, kuid eelistada tuleb KT aksiaalsetel lõikudel arvutuste tegemist. Kõhu ja vaagna piirkonna uuringute puhul võib SSDE arvutamiseks kasutada nii vesiekvivalentset kui efektiivset diameetrit, kuid rindkere piirkonna uuringute puhul annab täpsema doosihinnangu D_w .

Eestis võib laste KT-uuringute NDRV-de määramisel saada suurimaks takistuseks uuringute vähene arv. Milline meetodika sobib just Eestis kõige paremini selliste DRV-de seadmiseks vajab edasist täpsemat uurimist, kuhu oleks kaasatud rohkem haiglaid ja andmeid. Töö autor usub, et käesolev uurimus on tulevikus NDRV-de määramisel abistava materjalina kasulik.

Kasutatud kirjandus

- [1] „Juhend meditsiiniradioloogia protseduuridel patsiendidoosi hindamiseks,“ Sotsiaalministeerium, 2013.
- [2] PiDRL Guidelines, „European Guidelines on DRLs for Paediatric Imaging (final complete draft),“ 2016.
- [3] „NÕUKOGU DIREKTIIV 2013/59/EURATOM,“ Euroopa Liidu Teataja, 2013.
- [4] ICRP, „Radiological protection in paediatric diagnostic and interventional radiology,“ 2013.
- [5] „Image Gently Development of Pediatric CT Protocols,“ 2014.
- [6] „Meditsiinifüüsika terminoloogia inglise-eesti sõnastik,“ [Võrgumaterjal]. Available: <http://www.ut.ee/BM/MFS/>.
- [7] STUK, „Reference levels for the patient’s radiation exposure for paediatric CT scans. Radiation Practices Regulation,“ 2015.
- [8] H. Järvinen, K. Merimaa, R. Seuri, E. Tyrväinen, M. Perhomaa, P. Savikurki-Heikkilä, E. Svedström, J. Ziliukas ja M. Lintrop, „Patient doses in paediatric CT: feasibility of setting diagnostic reference levels,“ *Radiation Protection Dosimetry*, kd. 147, nr 1-2, pp. 142-146, 2011.
- [9] H. Järvinen, R. Seuri, M. Kortensniemi, A. Lajunen, E. Hallinen, P. Savikurki-Heikkilä, P. Laarne, M. Perhomaa ja E. Tyrväinen, „Indication-based national diagnostic reference levels for paediatric CT: a new approach with proposed values,“ *Radiation Protection Dosimetry*, nr 165, pp. 86-90, 2015.
- [10] J. Vassileva, M. Rehani, D. Kostova-Lefterova, H. Al-Naemi, J. Al Suwaidi, D. Arandjic, E. Bashier, S. Kodlulovich Renha, L. El-Nachef, J. Aguilar, V. Gershan, E. Gershkevitch, E. Gruppetta, A. Hustuc ja A. Jauhari, „A study to establish international diagnostic reference levels for paediatric computed tomography,“ *Radiation Protection Dosimetry*, kd. 165, nr 1-4, pp. 70-80, 2015.
- [11] M. J. Boone, K. J. Strauss, D. D. Cody, C. H. McCollough, M. F. McNitt-Gray ja T. L. Toth, „Size-Specific Dose Estimates (SSDE) in Paediatric and Adult Body CT Examinations. AAPM Report No 204,“ 2011.
- [12] C. McCollough, D. Bakalyar, M. Bostani, S. Brady, K. Boedeker, J. Boone, H. Chen-Mayer, O. Christianson, S. Leng, B. Li, M. McNitt-Gray, A. R. Nilsen, P. M. Supanich ja J. Wang, „Use of Water Equivalent Diameter for Calculating Patient Size and Size-Specific Dose Estimates (SSDE) in CT. AAPM Report No 220,“ 2014.
- [13] J. Vassileva ja M. Rehani, „Patient grouping for dose surveys and establishment of diagnostic reference levels in paediatric computed tomography,“ *Radiation Protection Dosimetry*, kd. 165, nr 1-4, pp. 81-85, 2015.
- [14] M. Goske, K. Strauss, L. Coombs, K. Mandel, A. Towbin, D. Larson, M. Callahan, K. Darge, D. Podberesky, D. Frush, S. Westra ja J. Prince, „Diagnostic reference ranges for Pediatric abdominal CT,“ *Radiology*, kd. 268, nr 1, 2013.

- [15] P. Shrimpton, M. Hillier, S. Meeson ja S. Golding, „Doses from Computed Tomography (CT) Examinations in the UK – 2011 Review,“ Public Health England, 2011.
- [16] J. Hwang, K. Do, D. Yang, Y. Cho, H. Yoon ja J. H. Lee, „Survey of Pediatric CT Protocols and Radiation Doses in South Korean Hospitals to Optimize the Radiation Dose for Pediatric CT Scanning,“ *Medicine*, kd. 94, nr 50, 2015.
- [17] D. Jackson, K. Atkin, F. Bettenay, J. Clark, M. Ditchfield, J. Grimm, R. Linke, G. Long, E. Onikul ja J. M. Pereira, „Paediatric CT dose: a multicentre audit of subspecialty practice in Australia and New Zealand,“ *European Society of Radiology*, kd. 25, pp. 3109-3122, 2015.
- [18] ICRU, „Radiation dose and image-quality assessment in computed tomography. ICRU Report No 87,“ 2012.
- [19] N. Journy, S. Dreuil, N. Boddaert, J. Chateil, D. Defez, H. Ducou-le-Pointe, J. Garcier, J. Guersen, B. Geryes ja A. C. Jahnen, „Individual radiation exposure from computed tomography: a survey of paediatric practice in French university hospitals, 2010–201,“ *European Radiology*, kd. 28, pp. 630-641, 2018.

Lisa 1 – Doosiandmete kogumise vorm



SA TARTU ÜLIKOOLI KLIINIKUM

RADIOLOOGIAKLIINIK

Tähis	Uuringuandmed, KT, laste
Viide	Projekt 2017
Versioon	04

Laste KT: 0-16 aastat (k.a)

Uuringu kuupäev: „.....“.....2017 Saatva arsti nimi:.....

Saatev osakond:.....

Saatediagnoos / probleem:

.....

- Pea Rutiin/ peavalu Rutiin/ trauma Hüdrotsefaalia Infektsioon tuumor
 muu
- Rindkere Metastaasid/kasvaja, esmane ja korduv Infektsioon (abstsess, empüeem)
 Trauma Rindkere angiograafia (nt.malformatsioon)
- Kõht Metastaasid/kasvaja, esmane, korduv Infektsioon Trauma
 Muu (v.a.angiograafia)
- Muu: Metastaasid/kasvaja, esmane, korduv Infektsioon Trauma
 Muu (v.a.angiograafia)

Patsiendi uuringu ACCESSION nr <table border="1" style="width: 100%; text-align: center;"> <tr> <td>H</td><td>T</td><td>Y</td><td>K</td><td>K</td><td>T</td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td> </tr> </table>	H	T	Y	K	K	T															Sugu: M / N	Vanus: (aastat) (kuud)	Kaal: (kg)	Pikkus: (cm)
	H	T	Y	K	K	T																		
KT-skanneri andmed:	Mudel: Siemens Somatom: <input type="checkbox"/> Definition DS (64) <input type="checkbox"/> Definition AS+ (128) <input type="checkbox"/> Force (256)																							

Lisa 2 – Konversioonifaktorid

Tabel 4. CTDI_{vol} väärtusele vastavad konversioonifaktorid, kui doosiarvutuse fantoom on 32 cm diameetriga. Tabeli (A) osa konversioonifaktoreid kasutatakse, kui on teada LAT diameetri väärtus ja tabeli (B) osa konversioonifaktoreid kasutatakse, kui on teada efektiivse diameetri väärtus. (Lisaks on tabel (A) osas antud LAT diameetril põhinev efektiivse diameetri hinnang) [11].

A			B	
LAT diameeter [cm]	Efektiivne diameeter [cm]	Konversioonifaktor	Efektiivne diameeter [cm]	Konversioonifaktor
8	9.2	2.65	8	2.76
9	9.7	2.60	9	2.66
10	10.2	2.55	10	2.57
11	10.7	2.50	11	2.47
12	11.3	2.45	12	2.38
13	11.8	2.40	13	2.30
14	12.4	2.35	14	2.22
15	13.1	2.29	15	2.14
16	13.7	2.24	16	2.06
17	14.3	2.19	17	1.98
18	15.0	2.13	18	1.91
19	15.7	2.08	19	1.84
20	16.4	2.03	20	1.78
21	17.2	1.97	21	1.71
22	17.9	1.92	22	1.65
23	18.7	1.86	23	1.59
24	19.5	1.81	24	1.53
25	20.3	1.76	25	1.48

26	21.1	1.70	26	1.43
27	22.0	1.65	27	1.37
28	22.9	1.60	28	1.32
29	23.8	1.55	29	1.28
30	24.7	1.50	30	1.23
31	25.6	1.45	31	1.19
32	26.6	1.40	32	1.14
33	27.6	1.35	33	1.10
34	28.6	1.30	34	1.06
35	29.6	1.25	35	1.02
36	30.6	1.20	36	0.99
37	31.7	1.16	37	0.95
38	32.7	1.11	38	0.92
39	33.8	1.07	39	0.88
40	34.9	1.03	40	0.85
41	36.1	0.98	41	0.82
42	37.2	0.94	42	0.79
43	38.4	0.90	43	0.76
44	39.6	0.87	44	0.74
45	40.8	0.83	45	0.71