SOTSIAALMINISTEERIUM

JUHEND MEDITSIINIRADIOLOOGIA PROTSEDUURIDEL PATSIENDIDOOSI HINDAMISEKS

24.11.2013

KOKKUVÕTE

Patsiendidoosi optimeerimiseks meditsiiniradioloogilistes protseduurides on vaja teada kasutatavate dooside väärtusi, mida saab hinnata operatiivsete kiirgussuuruste mõõtmise või arvutamise teel. Käesolev praktiline juhend annab ülevaate erinevate modaliteetide (tavaradiograafia, mammograafia, läbivalgustusega uuringud, kompuutertomograafia, dentaalradioloogia, diagnostiline nukleaarmeditsiin) puhul kasutatavatest mõõte- ja arvutusmeetoditest vastavate kiirgussuuruste (sh doospindala, keskmine rinnanäärmedoos, doospikkus, manustatud aktiivsus jm) hindamisel. Pildi kvaliteedi ja doosi reguleerimise ja pideva optimeerimise protsess, mis hõlmab avarat meeskonnatööd konkreetses tervishoiuasutuses, jääb käesoleva juhendi käsitlusalast välja. Euroopas ja mujal maailmas levinud hea tava ja aastakümnete pikkuse kogemuse kohaselt on patsiendidoosi optimeerimise tunnustatud abivahendiks kujunenud diagnostiliste referentsväärtuste süsteem. Vastavad referentsväärtused määratakse praktikas rakendatavate reaalsete dooside jaotuste järgi tüüpilistes uuringutes mingis riigis või regioonis. Tervishoiuasutustes erinevate diagnostiliste kiirgusseadmete poolt tekitatud patsiendidooside jaotuste määramiseks on vaja vastavaid andmeid tsentraalselt koguda ja analüüsida. Käesolevas juhendis on antud doosiandmete kogumise soovituslikud vormid, mida võib kasutada nii asutuse siseselt kui ka andmete edastamisel referentskeskusele. Perioodiliselt uuendatav andmestik, lisaks seadme valmistaja juhistele, on aluseks diagnostilistes protseduurides pildi kvaliteedi ja doosi optimeerimisele, mida iga protseduuriliigi puhul teostatakse tervishoiuasutuse kvaliteedisüsteemi, sealhulgas kliinilise auditi kaudu. Kogutud doosiandmeid on ette nähtud kasutada ka kogu elanikkonna kollektiivdoosi ja elaniku keskmise efektiivdoosi meditsiinikiiritusest (välja arvatud kiiritusravist) tingitud osa hindamisel ja analüüsimisel vastavalt Euroopa Liidu nõuetele.

Sisukord

1. SISSEJUHATUS 2
1.1. Patsiendidoosi hindamise vajadus 2
1.2. Õigusaktid 3
1.3. Juhendi käsitlusala ja rakendamine 3
1.4. Mõisted ja määratlused 4
2. DIAGNOSTILISED REFERENTSVÄÄRTUSED 6
2.1. Üldiselt 6
2.2. Füüsikalised suurused 6
2.3. Referentsväärtused diagnostilises radioloogias 7
2.4. Referentsväärtused nukleaarmeditsiinis 8
2.5. Referentsväärtused laste uuringutel 9
3. DOOSI HINDAMISE MEETODID 10
3.1. Üldiselt 10
3.2. Tavaradiograafia 11
3.3. Mammograafia 13
3.4. Läbivalgustusega protseduurid 15
3.5. Kompuutertomograafia 17
3.6. Dentaalradioloogia 18
3.7. Nukleaarmeditsiin 19
4. MÕÕTESEADMETE KALIBREERIMINE JA MÕÕTEMÄÄRAMATUS 20
5. PATSIENDIDOOSI JÄLGIMISE KORRALDAMINE 21
5.1. Üldiselt 21
5.2. Standardprotseduuride valik 21
5.3. Mõõtmine ja doosiandmete registreerimine 22
5.4. Elektroonsete andmete kasutamine 23
5.5. Andmete kogumine ja analüüs, referentsväärtuste kehtestamine 24
5.6. Efektiivdoosi arvutamine 24
5.7. Elanikkonna kollektiivdoosi ja elaniku efektiivdoosi hindamine 26
6. REFERENTSVÄÄRTUSE ÜLETAMISE VÕIMALIKUD PÕHJUSED JA DOOSI OPTIMEERIMINE 26
Kirjandus 29
Lisa A. Euroopa diagnostilised referentsväärtused 33
Lisa B. Doosiandmete kogumise vormid 35
Lisa C. Koefitsiendid *MGD* arvutamiseks. 42
Lisa D. Suurimate kollektiivdoosi panustega diagnostilise radioloogia ja nukleaarmeditsiini uuringud 43
Lisa E. Üldistatud koefitsiendid efektiivdoosi arvutamiseks. 54
Lisa F. Kasutatud lühendid ja tähised 56

1. SISSEJUHATUS

1.1. Patsiendidoosi hindamise vajadus

2011-ndal aastal teostati Eesti kõigis tervishoiuasutustes kokku ligi 1,44 miljonit kompuutertomograafia ja tavaröntgenuuringut, mis teeb saja elaniku kohta keskmiselt 111 uuringut [1]. Uuringute üldarv on aastate lõikes püsinud suhteliselt ühtlasel tasemel. Samal ajal on kompuutertomograafia- ja menetlusradioloogia-uuringute arv, mille puhul patsiendi saadav efektiivdoos võib tavaröntgenuuringu doosi ületada sadu kordi, üsna jõudsasti kasvamas. Sama tendents on meditsiinitehnoloogia kiire arengu tõttu täheldatav kogu maailmas, mis tingib meditsiinikiirituse üha kasvava osa kogu elanikkonna kollektiivdoosist. Arenenud riikides võib meditsiinikiiritus põhjustada juba ligi poole kogu elanikkonna aastasest doosist, olles võrreldav looduslikust taustkiirgusest tingitud osaga [2]. Võrreldes omavahel tüüpilisemaid röntgenuuringuid kogu maailmas, on nende sagedus ning saadava patsiendidoosi panus kollektiivdoosi üsna suurtes piirides varieeruv, kusjuures selgelt eristub kõige suurema sagedusega konventsionaalne rindkereuuring ning kõige suurema kollektiivdoosi panusega kompuutertomograafia uuringud.

Ioniseeriva kiirguse bioloogilise toime, efektiivdoosi ja riski hindamise kohta on avaldanud põhjalikke teaduslikke ülevaateid ja juhendeid Rahvusvaheline Kiirguskaitsekomisjon (ICRP, *International Commission on Radiological Protection*) (vt nt [3]). Kiirguskaitse nõuete aluseks on üldtunnustatud printsiip, mille kohaselt võivad elusrakus tekitada stohhastilise olemusega kahjustusi kuitahes väikesed kiirgusdoosid.

Kogu maailmas moodustavad meditsiinikiirituse doosid, arvestatuna keskmiselt ühe elaniku kohta, muude tehiskiirituste kõrval suurima osa (95%). Röntgenuuringud annavad kõigi radioloogiliste uuringute kollektiivdoosist hinnanguliselt üle 90%. Rahvusvaheline teaduslik komitee UNSCEAR (*The United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation*) on kogunud ja avaldanud põhjalikke andmeid ioniseeriva kiirguse allikate ja nendega seotud kiirgusriskide kohta erinevates maades. Viimati ilmunud aruanne aastast 2008 sisaldab muuhulgas ülevaadet üldistest suundumustest meditsiinikiirituse kasutamisel ja patsiendidoosi optimeerimisel [2]. Kahjuks on neis aruannetes Eesti andmed võrreldes muude riikidega seni olnud suhteliselt lünklikud ja puudulikud.

Euroopas ja kogu maailmas on juba ligi kolm aastakümmet arendatud patsiendidoosi mõõtmise ja optimeerimise meetodeid. Olulisteks teeviitadeks on olnud seejuures Ühendkuningriigis [4, 5] ja Euroopa Komisjoni koordineerimisel koostatud juhendid patsiendidooside mõõtmise ja optimeerimise, sh diagnostiliste referentsväärtuste kasutamise kohta [6].

Esimesed röntgenseadmete kvaliteedikontrolli ja patsiendidooside mõõtmised Eestis korraldati 1993-ndal aastal Soome-Eesti ühisprojekti raames [7]. Patsiendidoosid osutusid neis mõõtmistes kohati kuni viis korda suuremaks kui vastavad Euroopa keskmised. Selle peamiseks põhjuseks võis pidada tolleaegsete film-ekraanide madalat kiirgustundlikkust. Nüüdseks on Eestis pisteliselt uuritud ja publitseeritud patsiendidoose lisaks täiskasvanute ja laste tavaröntgenuuringutele [8] ka mammograafias [9], kompuutertomograafias ja menetlusradioloogias. Osaletud on rahvusvahelistes projektides, sh menetlusradioloogia [10], täiskasvanute kompuutertomograafia [11] ja laste kompuutertomograafia dooside hindamisel [12]. Aastatel 2002-2003 korraldati Eestis tavaradiograafia patsiendidooside uuring kahekümne neljas haiglas [13]. Enamikus osalenud haiglatest oli see esmakordne katse hinnata patsiendidoose. Saadud tulemuste põhjal määrati esialgsed diagnostilised referentsväärtused rindkere PA ja LAT, lülisamba lumbaalosa AP ja LAT, vaagnapiirkonna AP ülesvõtetel [14, 15].

Möödunud kümnendil on toimunud märgatavad muutused kasutatavate pildiretseptorite ja sellest tulenevalt ka patsiendidoosi osas. Röntgenfilmil põhinev tehnoloogia vahetati esmalt välja fosfoorplaatidel põhineva pooldigitaalse tehnoloogiaga, millega kaasnes üleminek üle-Eestilisele piltide arhiveerimise ja kommunikatsiooni süsteemile (PAKS) [16]. Viimastel aastatel on fosfoorplaate hakanud asendama täisdigitaalplaatidel põhinev tehnoloogia. Koos tehnoloogia arenguga on muutunud ka kasutatavad doosid, kuid mitte alati vähenemise suunas. Tänapäevase digitaaltehnoloogia kasutamisel võib sama pildi kvaliteedi juures doos erineda sadu kordi.

Patsiendidoosi mõõtmine on vajalik eelkõige kiirgusdoosi optimeerimiseks vajalike andmete kogumiseks. Ilma mõõtmiseta ei ole objektiivseid andmeid doosi suuruse kohta. Meditsiinilisest piltdiagnostikast saadav informatsioon ja pildi kvaliteet peavad olema piisavad kliiniliste eesmärkide saavutamiseks, kuid arvestades ioniseeriva kiirguse potentsiaalselt kahjulikku toimet, peaksid vastavad uuringud toimuma mõistlikult madala doosi juures. Kiiritusprotseduurile vastava efektiivdoosi teadmine võimaldab hinnata selle uuringuga

kaasnevaid kiirgusriske. Kahtlemata ei ole tänapäeval ebaoluline ka kiirguskaitse küsimustes tundliku patsiendi ja avalikkuse huvi röntgenuuringutes ja nukleaarmeditsiini uuringutes saadud dooside ja riskide kohta, millele patsiendidosimeetria suudab anda konkreetsed ja teaduslikult põhjendatud vastuseid. Radioloogiline hea tava saab toimida vaid heas rahvusvahelises koostöös ja vastastikustes võrdlemistes, mille üheks eelduseks on optimeeritud doosid. Igas riigis eraldi mõõdetavad patsiendidoosid ja nende põhjal määratud referentsväärtused võimaldavad doosi optimeerimisel rakendada just seal kohaseid võrdlustasemeid vastavalt väljakujunenud tavadele ja kriteeriumidele. Patsiendidooside mõõtmine, tsentraalne kogumine ja patsiendi terviseriskide minimeerimine on tehtud õigusaktidega kohustuslikuks paljudes riikides, kuid ideaaljuhul toimib see süsteem ka ilma riikliku surveta, vabatahtliku kvaliteedisüsteemi osana.

1.2. Õigusaktid

Kiirgusohutuse üldised nõuded meditsiinikiirituse kasutamisel on sätestatud kiirgusseaduse 2. jaos [17]. Vastavalt kiirgusseaduse §-s 51 antud volitusnormile kehtestatakse kiirgusohutusnõuded meditsiiniradioloogia protseduuride teostamisel ja meditsiinikiiritust saavate isikute kaitse nõuded sotsiaalministri määrusega (edaspidi: meditsiinikiirituse määrus) (eelnõu 2013) [18]. Meditsiinikiirituse määruses on lähtutud radioloogia kvaliteedi tagamise, sealhulgas kiirgusohje heast tavast Euroopa Liidus, võttes vastavad põhimõtted üle meditsiinikiirituse direktiivist 97/43/Euratom (edaspidi: meditsiinikiirituse direktiiv) [19]. Lisaks on Euroopa Komisjoni poolt välja antud mitmeid radioloogia kvaliteedi alaseid juhendeid [20, 21, 22, 23, 24, 25], milles on käsitlemist leidnud ka patsiendidosimeetria.

Meditsiinikiirituse direktiivi ja sotsiaalministri määruse nõuete täitmiseks tuleb sagedasemate või suhteliselt suure efektiivdoosiga diagnostiliste uuringute jaoks määrata riiklikud (või regionaalsed) diagnostilised referentsväärtused, mille kehtestamisel võetakse aluseks patsiendidoosi mõõtmistulemuste statistilised jaotused vastavate uuringute puhul. Kõigi kasutatavate kiirgusseadmete peal tuleb teha teatud regulaarsusega patsiendidoosi mõõtmisi ja saadud keskmisi võrrelda riiklike või juhul, kui riiklikke referentsväärtusi pole veel määratud, Euroopa referentsväärtustega. Kui praktikas osutub, et referentsväärtus on ületatud, tuleb uurida selle võimalikke põhjusi ja võtta meetmeid doosi vähendamiseks nii madalale kui on mõistlikult saavutatav ehk nn ALARA printsiipi rakendades. Igal juhul (ka siis, kui referentsdoosi ei ületatud) on tähtis jälgida, et uuringust saadav diagnostiline informatsioon oleks piisav ja usaldusväärne. Doosi vähendamine ei tohi muutuda omaette eesmärgiks, mis saavutatakse pildi kvaliteedi arvel. Kvaliteeditagamise üldised nõuded Eesti tervishoiuasutustes on sätestatud sotsiaalministri määruses "Tervishoiuteenuste kvaliteedi tagamise nõuded" [26]. Patsiendidooside jälgimine ja hindamistulemuste analüüs on osa tervishoiuasutuse kvaliteedijuhtimissüsteemist ning selle eesmärgiks on tagada patsiendi kiirgusdoosi ja teenuse kvaliteedi optimeerimine röntgenuuringutes ja nukleaarmeditsiinis.

1.3. Juhendi käsitlusala ja rakendamine

Käesolev juhend on mõeldud abivahendina meditsiinikiirituse direktiivist tulenevate ja kiirgusseaduse § 51 alusel kehtestatava sotsiaalministri määruses „Kiirgusohutusnõuded meditsiiniradioloogia protseduuride teostamisel ja meditsiinikiiritust saavate isikute kaitse nõuded" (§ 7 ja § 8) kirjeldatud nõuete täitmiseks patsiendidosimeetria ja kiirguse optimeerimise osas.

Juhendis käsitletakse patsiendidoosi hindamise meetodeid meditsiiniradioloogia valdkondades, kus kasutatakse ioniseerivat kiirgust: radiograafia (sh mammograafia, dentaalradioloogia), läbivalgustusega protseduurid (sh menetlusradioloogia, invasiivkardioloogia), kompuutertomograafia, nukleaarmeditsiin. Kirjeldatud patsiendidoosi andmete kogumise süsteem võimaldab piisava valimi järgi asutusesiseste patsiendidooside (standardsuurusega patsiendi jaoks standardprotseduuride kohta) hindamist ja haiglate keskmiste dooside põhjal üleriiklikke standardprotseduuride diagnostiliste referentsväärtuste kehtestamist. Juhendis kirjeldatud andmete kogumise süsteem toetab meditsiinikiiritusest tuleneva elanikkonna kollektiivse efektiivdoosi hindamist.

Nii referentsväärtuste kehtestamisel kui ka elanikkonna doosi hindamisel võetakse protseduuride valikul aluseks Eesti Radioloogia Ühingu poolt koostatud meditsiiniradioloogia protseduuride loetelu, vastavate protseduuride läbiviimise sagedused ja efektiivdoosid. Tervishoiuasutustes teostatavate protseduuride täpsemad kirjeldused kajastatakse vastavates tegevusjuhistes. Keskmised efektiivdoosid muutuvad ajas ja

seatavad referentsväärtused vajavad kindlasti regulaarset ülevaatamist järgnevate üleriiklike doosiuurimuste käigus.

Juhendis on kirjeldatud tervishoiuteenuse osutaja tegevust patsiendidoosi hindamisel ja selleks vajalike andmete kogumisel/töötlemisel kvaliteedisüsteemi osana erinevate modaliteetide ja meditsiinikiiritusseadme tüüpide puhul, tuginedes üldtunnustatud hindamismeetoditele ja võttes arvesse tervishoiusüsteemi olemasolevaid võimalusi ja praktikat. Tuleb arvestada, et kuigi uued digitaalsed röntgensüsteemid võimaldavad andmeid registreerida automaatselt, ei ole see tehnoloogia kõigile tervishoiuasutustele veel kättesaadav ning seetõttu on kõigile ühesuguste võimaluste loomiseks keskendutud just traditsioonilistele andmekogumismeetoditele.

Juhend käsitleb patsiendidooside mõõtmise metoodikat, keskmiste dooside kogumise ja referentsväärtuste määramise korraldust Eestis. Referentsväärtused on abivahendiks dooside optimeerimisel, kuid juhend ei käsitle detailsemalt korrigeerivate meetmete rakendamist (sh kiirgusseadme reguleerimist) doosi ja pildi kvaliteedi optimeerimisel, mis peaks toimuma juba konkreetse radioloogiaosakonna tervikliku kvaliteeditagamise programmi raames ja radioloogide osalusel, kes jälgivad ja arvestavad optimeerimisel pildi diagnostilist kvaliteeti, võttes seadistuse valikul arvesse ka seadme tootja poolseid juhiseid.

Käesolev juhend põhineb Euroopa Liidu liikmesriikide erialaspetsialistide kooskõlastatud hea tava juhenditel kvaliteeditagamisel radioloogias. Siin esitatud põhimõtted ja meetodid vastavad Euroopa kvaliteedikriteeriumidele [20, 21, 22, 23, 24, 25]. Juhendi koostamisel on lähtutud käsitlusalale vastavatest Rahvusvahelise Aatomienergiaagentuuri (IAEA) ja Euroopa Komisjoni (EK) kiirgusohutuse, diagnostiliste referentsväärtuste kasutamise ning elanikkonna doosi hindamise metoodilistest juhenditest (sh *Radiation Protection 109: Guidance on Diagnostic Reference Levels for Medical Exposures*; *Radiation Protection 154: European Guidance on Estimating Population Doses from Medical X-Ray Procedures*) [6, 27] ning teiste riikide välja töötatud tunnustatud praktikatest ja heast tavast.

Käesolevas juhendis ei käsitleta täpsemalt radioloogilise kvaliteeditagamise muid aspekte ja nõudeid, mida käsitlevad EK juhendid radioloogilise pildi kvaliteedi (nt täiskasvanute ja laste radiograafia) [20, 21], kiirgusseadmete kvaliteedikontrolli (*Radiation Protection 162* (2012))[28], radioloogilistele protseduuridele suunamise (*Radiation Protection 118* (2000, update 2008)) [29] ja kliinilise auditi (*Radiation Protection 159* (2009)) [30] kohta. Eeltoodud nõuete ja kriteeriumide täidetust eeldatakse ja käesolevas juhendis on need toodud vaid viidetena. Kõiki asjakohaseid juhendeid tuleks tervikliku kvaliteedisüsteemi tulemusrikkaks toimimiseks rakendada paralleelselt.

Juhend on soovituslik ning mõeldud radioloogia, kardioloogia ja nukleaarmeditsiini osakondadele asutusesiseseks kohandamiseks, regulaarselt täiendamiseks ja värskendamiseks vastavalt kohalikele oludele ja doosiandmete kogumise meetodite arendamisele radioloogias. Kokkuvõttes peaks see kaasa aitama tervishoiuasutustes sellise kvaliteedisüsteemi juurutamisele, mis aitab kindlaks teha ja korrigeerida kiiritusprotseduure, mille kvaliteet jääb soovitatud tasemest märksa allapoole. Lõpliku lihvi annab sellele kvaliteediohjele hästikorraldatud ja süsteemne kliiniline audit.

Käesoleva juhendi kasutamisel võiksid olla abiks ka pikaajaliselt radioloogia kvaliteedisüsteemi arendanud teiste riikide juhendid (nt UK [5], Soome (STUK), USA (NCRP), Austraalia jt).

1.4. Mõisted ja määratlused

Käesoleva juhendi raames kasutatakse allpool loetletud mõisteid järgnevalt kirjeldatud tähenduses:

- *patsiendidoos* (või *doos*) – diagnostilise protseduuri käigus röntgenkiiritust või radioaktiivse päritoluga kiiritust saava patsiendi (või ekvivalentse fantoomi) kiirgusdoosi üldmõiste, mille all sõltuvalt diagnostilisest modaliteedist mõistetakse füüsikalise suurusena kas doospindala, pealelangevat õhukermat, naha sisenddoosi, rinnanäärmedoosi, kompuutertomograafia volumeetrilist doosiindeksit, doospikkust, manustatud radionukliidi aktiivsust, efektiivdoosi või muud dosimeetrilist suurust (täpsustatud määratlus [18] järgi)

- *diagnostiline referentsväärtus* (DRV) (ingl. *diagnostic reference level*, DRL) – diagnostilise standardprotseduuriga kaasneva kiirgusdoosi või diagnostilise radiofarmatseutikumi aktiivsuse võrdlustase standardsuurusega patsiendi jaoks, mida kasutatakse patsiendidoosi optimeerimise

eesmärgil; referentsväärtus leitakse praktikas rakendatavate dooside sagedusjaotuse põhjal mingi statistilise parameetrina (nt kolmas kvartiil) või manustatud aktiivsuste sagedusjaotuse alusel ekspertgrupi hinnangu põhjal
(täpsustatud määratlus [18] järgi)

- *standardprotseduurid* - meditsiiniradioloogia protseduurid, mille kohta kogutakse üleriigiliselt doosiandmeid ja mille jaoks määratakse diagnostilised referentsväärtused; enamasti on need protseduurid ka kõige suurema panusega elanikkonna kollektiivdoosis
(täpsustatud määratlus [18] järgi)

- *standardsuurusega patsient* – kujuteldav 70 kg kaaluv patsient (v.a. laste radioloogias, mammograafias, menetlusradioloogias), kelle kohta arvestatud keskmist patsiendidoosi võrreldakse standardprotseduuri jaoks määratud referentsväärtusega
(täpsustatud määratlus [18] järgi)

- *elanikkonna efektiivdoos* – kollektiivne või ühe elaniku kohta arvutatud keskmine efektiivdoos, mille alla kuuluvad nii looduskiiritusest, kutsekiiritusest kui ka meditsiinikiiritusest (v.a. kiiritusravi) saadavad doosid
(määratlus [27] järgi)

- *aktsepteeritav tase (ingl acceptable level)* – maksimaalne kiirgusdoos (nt mammograafias keskmise rinnanäärmedoosi etteantud väärtus sõltuvalt komprimeeritud rinna paksusest), mille ületamine ei ole heakskiidetav Euroopa hea tava tingimustes
(kohandatud määratlus [22] järgi)

- *saavutatav tase* (ingl. *achievable level*) – minimaalne kiirgusdoos (nt mammograafias keskmise rinnanäärmedoosi etteantud väärtus sõltuvalt komprimeeritud rinna paksusest), mis on saavutatav tänapäevasel tehnoloogial põhineva Euroopa parima tava tingimustes
(kohandatud määratlus [22] järgi)

- *meditsiiniradioloogia protseduuride kliiniline audit (edaspidi kliiniline audit)* – meditsiinikiirituse kasutamise kliinilise tulemuslikkuse, sealhulgas ohutuse ja kvaliteedi parandamise eesmärgil teostatav meditsiiniradioloogia praktika kavakindel läbivaatamine ja võrdlemine hea tava standarditega, vajadusel praktikat muutes või standardeid uuendades
(määratlus [18] järgi)

- *referentskeskus* – Keskkonnaameti või Sotsiaalministeeriumi haldusalas olev üksus või nende poolt volitatud sõltumatu asutus, kes on kõrge erialase pädevusega kliinilise radioloogia ja meditsiinifüüsika alal ja kes tegeleb patsiendidoosiga seotud andmete kogumise ja analüüsiga riiklike diagnostiliste referentsväärtuste määramise, patsiendidoosi optimeerimise ja elanikkonna meditsiinikiiritusest tingitud kollektiivse efektiivdoosi hindamise eesmärgil; käesoleva juhendi koostamise ajal ei ole referentskeskust veel määratud

2. DIAGNOSTILISED REFERENTSVÄÄRTUSED

2.1. Üldiselt

Euroopa tervishoiuasutustes läbi viidud uurimused on näidanud, et erinevates praktikates võivad sama tüüpi uuringute korral keskmised patsiendidoosid erineda kümneid kordi, mis viitab ilmsele vajadusele optimeerimise ja ühtse kvantitatiivse võrdlusmeetodi järele. Neid tulemusi on analüüsitud Euroopa Komisjoni (EK) poolt välja antud kvaliteedijuhendites täiskasvanute [20] ja laste [21] röntgenülesvõtete ning kompuutertomograafia [24] ja mammograafia [22] kohta. ICRP varasematest publikatsioonidest ja meditsiinikiirituse direktiivist lähtudes on soovitatud pildi kvaliteedi ja kiirgusdoosi optimeerimisel kasutada diagnostilisi referentsväärtusi - diagnostilise standardprotseduuriga kaasneva kiirgusdoosi või radiofarmatseutikumi aktiivsuse võrdlustasemeid standardsuurusega patsiendi jaoks. Referentsväärtus leitakse praktikas rakendatavate dooside sagedusjaotuse mingi statistilise näitaja alusel või manustatud aktiivsuste sagedusjaotuse järgi tehtud ekspertgrupi hinnangu põhjal.

Diagnostilised referentsväärtused on eriti sobivad selliste tüüpiliste protseduuride optimeerimisel, milles on kasutusel kõrged individuaalsed doosid või on need protseduurid väga sagedased, nt järgmistes uuringutes [6]:

- rindkere PA ja LAT, lülisamba lumbaalosa AP, LAT ja nimme-ristluuliigese (LSJ) ülesvõtted ja hambaülesvõtted, mis on sagedasti teostatavad;
- mammograafia sõeluuringud, mis on valitud vanuserühma ja isikute jaoks sagedased ning seotud väga kiirgustundliku koega;
- irrigoskoopia, mis on suhteliselt kõrge doosiga baariumkontrastainega uuring;
- koronaarangiograafia ja mõned menetlusradioloogia protseduurid nagu perkutaanne transluminaalne koronaarangioplastika, mis on nõuavad pikka läbivalgustuskestust ja seega kõrget doosi;
- kompuutertomograafia uuringud, mis annavad kõrge doosi, nt aju, paranasaalsiinuste, rindkere, kõhu, lülisamba lumbaalosa ja vaagna uuringud.

Radioloogiliste protseduuride jaoks diagnostiliste referentsväärtuste määramiseks liikmesriigi tasemel tuleb koguda patsiendidoosi andmeid erinevatest kiirgustegevuspraktikatest kogu selles riigis. Mõõtmine iga konkreetse seadme puhul tehakse tavaliselt vähemalt 10 patsiendi rutiinsel uuringul ja leitakse mõõtmistulemuste keskmine väärtus. Üldjuhul (v.a. mammograafia, dentaalradioloogia jm) on soovitatav võtta statistilisse valimisse patsiendid, kelle kaal on vahemikus 60-80 kg, kusjuures patsientide rühma keskmine kaal peaks jääma piiridesse 70 ± 3 kg. Referentsväärtus diagnostilises radioloogias leitakse kogutud keskmiste dooside statistilise jaotuse põhjal – enamasti selle jaotuse kolmanda kvartiilina (ehk 75-nda protsentiilina). Nukleaarmeditsiinis määratakse diagnostilised referentsväärtused erinevalt diagnostilisest radioloogiast – mitte niivõrd manustatud aktiivsuste statistilise jaotuse järgi, vaid pigem vastavate erialaliitude ekspertkomisjoni hinnanguna [6].

2.2. Füüsikalised suurused

Tabelis 1 on toodud primaarsed füüsikalised suurused ja ühikud, mida on soovitatud rahvusvahelistes (IAEA, ICRU) ja Euroopa juhendites patsiendi kiirgusdoosi mõõtmisel ja optimeerimisel, ja mille jaoks määratakse referentsväärtused erinevates diagnostilise radioloogia ja nukleaarmeditsiini protseduurides ([31], [32], [33], [27]). Lisaks võib patsiendidoosi hindamisel ja optimeerimisel kasutada sekundaarseid füüsikalisi suurusi, mille kohta referentsväärtusi ei määrata, kuid mida on võimalik mõõta või välja arvutada (kasutades vastavaid geomeetrilisi või aparaadi seadistuse andmeid). Patsiendidoosi optimeerimisel kasutatavate sekundaarsete füüsikaliste suuruste arvutamise ja kasutamise kohta on antud juhiseid käesoleva juhendi jaotises 3 („Doosi hindamise meetodid“).

Tabelis 1 toodud suurused on otseselt mõõdetavad või mõõtmistulemustest arvutatavad. Paraku ei anna need väärtused otseselt hinnangut nende doosidega kaasnevale kiirgusriskile. Selleks, et hinnata riski patsiendi tervisele, tuleb leida elundidoosid ja arvutada nende põhjal efektiivdoos. Elundidoose röntgenülesvõttel saab määrata vastavate koefitsientide tabelite [34] või Monte Carlo modelleerimismeetodil põhineva arvutiprogrammi (nt PCXMC, [35]) abil. Kompuutertomograafia efektiivdoosi arvutamiseks on võimalik kasutada vastavaid koefitsiente [27] või lähendusmeetodeid [36]. Täpsemalt on efektiivdoosi arvutamist kirjeldatud jaotises 5.6.

Tabel 1. Primaarsed füüsikalised suurused diagnostiliste referentsväärtuste määramiseks ja patsiendidoosi optimeerimiseks.

Kiirgussuurus	Tähis	Soovituslik ühik	Modaliteet
doospindala	*DAP*	mGy·cm^2 (milligrei-ruutsentimeeter)	tavaradiograafia; läbivalgustusega protseduurid (sh angiograafia, menetlusradioloogia); hambapanoraamülesvõte; hamba koonuskimpkompuutertomograafia
pealelangev õhukerma	*K*	mGy (milligrei)	hambaröntgenülesvõte
keskmine rinnanäärmedoos	*MGD*	mGy (milligrei)	mammograafia
kompuutertomograafia volumeetriline doosiindeks	$CTDI_{vol}$	mGy (milligrei)	kompuutertomograafia
doospikkus	*DLP*	mGy·cm (milligrei-sentimeeter)	kompuutertomograafia
läbivalgustuskestus	*FT*	min (minut)	läbivalgustus (sh angiograafia, menetlusradioloogia)
aktiivsus	*A*	MBq (megabekrell)	nukleaarmeditsiin

2.3. Referentsväärtused diagnostilises radioloogias

Röntgenoloogia (tavaradiograafia, läbivalgustus, kompuutertomograafia, mammograafia, dentaalradioloogia) diagnostilised referentsväärtused määratakse üldjuhul iga üksiku seadme jaoks mõõdetud keskmiste dooside statistilise jaotuse kolmanda kvartiili (ehk 75-nda protsentiili) põhjal [6]. Referentsväärtuse sellise valiku juures on silmas peetud, et kui 75% röntgenkabinettidest suudab piisavalt hästi töötada nimetatud doosist madalamal, siis ülejäänud 25%-le peaks olema see vihjeks, et kuna nende tava jääb võrdlustasemest suuremate dooside poole, peaks püüdma varustust ja töövõtteid parendades doose vähendada. Samal ajal tuleb kindlasti arvestada nõudeid radioloogilise pildi kvaliteedile [6], et doosi vähendamine ei kahjustaks uuringu diagnostilist efektiivsust. Mammograafias on soovitatud juhul, kui kvaliteeditagamise programmide varasema hoolika rakendamise tõttu on doosid olla juba küllaltki hästi optimeeritud, määrata referentsväärtus edasiseks optimeerimiseks keskmiste dooside jaotuse 95-nda protsentiili järgi [37].

Diagnostilised referentsväärtused määrab kogu riigist kogutud doosiandmete põhjal referentskeskus, kooskõlastades need vastavate erialaliitudega. Seni kui täpsemad doosiuuringute ülevaated puuduvad, tuleks lähtuda Euroopa referentsväärtustest [6]. Patsiendi kiirguskaitse edasiseks optimeerimiseks jätkatakse ka edaspidi radiograafilise praksise jälgimist radioloogiaosakondades.

Lisas A on toodud Euroopa röntgenuuringute diagnostilised referentsväärtused [20, 21, 24, 6], mis on tuletatud Euroopa haiglates läbi viidud täiskasvanute ja laste doosiuuringute andmetest.

Mammograafias puuduvad keskmise rinnanäärmedoosi (*MGD*) jaoks üle-Euroopalised diagnostilised referentsväärtused, kuid EK juhendis [22] on esimeses lähenduses määratletud senise hea tava põhjal *MGD* nn aktsepteeritavad tasemed ja saavutatavad tasemed. Seniks kui liikmesriigis pole teostatud üleriigilisi patsiendidoosiuuringuid ja nende tulemuste põhjal kehtestatud diagnostilisi referentsväärtusi, on soovitatav lähtuda Euroopa vastavatest *ESD* referentsväärtustest [6] ja aktsepteeritavatest ja saavutatavatest tasemetest [22].

Menetlusradioloogias puuduvad üleeuroopalised ametlikud referentsväärtused. Riigiti on need siiski määratud. Euroopa projekti SENTINEL raames on soovituslikud referentsväärtused antud lisa A tabelis A.4 [10].

EK soovitatav referentsväärtus suusisestel hambaröntgenülesvõtetel (pealelangev õhukerma tuubuse välimise otsa juures, mõõdetuna ülemise purihamba ülesvõtteprotokolli kohaselt) on toodud lisa A tabelis A.8 [25]. Hammaste panoraamülesvõtte jaoks Euroopa diagnostiline referentsväärtus seni puudub, kuid Euroopa juhend RP 136 soovitab selle määrata igas liikmesriigis eraldi [25]. Need väärtused on määratud paljudes liikmesriikides (sh UK, Soome jt) ja neid uuendatakse regulaarselt.

Koonuskimpkompuutertomograafias (KKKT-s) pole Euroopa ulatuses piisavate andmete puudumise tõttu diagnostilist referentsväärtust veel määratud, kuid olemasolevate andmete põhjal on soovitatud lähtuda nn saavutatavast väärtusest täiskasvanu esimese ülemise purihamba implantaadi paigutamise uuringus, mis on toodud lisa A tabelis A.9 [38]. Vastavalt Euroopa juhendile RP 172 tuleb selle referentsväärtuse puhul arvestada, et doospindala on normaliseeritud nii, et see vastaks isotsentris vaateväljale suurusega 4 cm × 4 cm.

2.4. Referentsväärtused nukleaarmeditsiinis

Diagnostilises nukleaarmeditsiinis väljendatakse DRV manustatud aktiivsusena [6], mida saab otseselt mõõta. Kuna neeldumisdoosi patsiendis ei ole antud juhul otseselt mõõdetav, tuleb seda radioaktiivse sisekiirituse korral kaudselt hinnata. Teine erinevus diagnostilise radioloogia DRV-meetoditest antud juhul on see, et manustatud aktiivsuse referentsväärtus ei põhine otseselt dooside jaotuse kolmandal kvartiilil, vaid eelkõige piisavalt hea pildi saamise tingimusel standardse patsiendiga protseduuris. Diagnostilistes nukleaarmeditsiini protseduuris võib halvasti toimiv gammakaamera või muu kuvaseade tingida kõrgema vajamineva aktiivsuse. Üheks oluliseks teguriks, mis mõjutab manustatud aktiivsust, on aktiivsusmõõturi täpsus. Nii nagu diagnostilises radioloogiaski, mängib mõõtmisel siingi olulist rolli inimfaktor, sh inimlikud vead, mis võivad tuleneda individuaalsest tähelepanematusest või hoolimatusest üldtunnustatud standardite järgimisel [6].

Lisaks erinevatele kasutatavatele füüsikalisele suurusele erinevad nukleaarmeditsiini DRV-d diagnostilise radioloogia DRV-dest kahes järgmises mõttes:

- Nukleaarmeditsiini DRV tähendab manustatud aktiivsuse juhendtaset – selline aktiivsus soovitatakse manustada vastava uuringu korral standardolukorras. Võrdluseks: diagnostilises radioloogias, kui DRV-d ületatakse, tuleks olukorda analüüsida ja püüda korrigeerida.
- Nukleaarmeditsiinis võib soovitatava manustatud aktiivsuse korral olla tulemus (kujutis) ebapiisava kvaliteediga. See viitab sellele, et tuleks kontrollida gammakaamera või aktiivsusmõõturi toimimisnäitajaid või hinnata kasutatavaid protseduurilisi võtteid. Võrdluseks: diagnostilises radioloogias on kriteeriumiks rahuldav pildikvaliteet; samal ajal võib sellise pildi korral olla doos siiski liiga kõrge ja võib osutuda vajalikuks kiirgusseadme kvaliteedikontroll ja optimeerimine.

Seega peamine erinevus DRV-de süsteemis diagnostilises radioloogias ja diagnostilises nukleaarmeditsiinis on selles, et kui diagnostilises radioloogias on DRV doosi tase, mida standardpatsiendiga protseduuris oodatavalt ei ületata, kusjuures peaks püüdma doosi viia alla seda taset, siis nukleaarmeditsiinis, kus samuti DRV-d standardpatsiendiga protseduuris oodatavalt ei ületata, peaks DRV olema järgitav nii täpselt kui võimalik.

Niisiis määratakse nukleaarmeditsiinis DRV optimaalse väärtusena, mitte sagedusjaotuse protsentiili järgi. Manustatud radionukliidi aktiivsuse DRV-d, millest piisab vajaliku diagnostilise info kogumiseks patsientide standardse rühma (täiskasvanud või lapsed) korral, määratakse EK juhendi [6] järgi liikmesriigiti eraldi, tuginedes vastavate professionaalsete kogude eksperthinnangule ja kogemusele, sh Euroopa Nukleaarmeditsiini Assotsiatsiooni (EANM) [39] soovitustele. Olemasolevate andmete põhjal varieeruvad manustatavad aktiivsused erinevate liikmesriikide vahel üsna märgatavalt [6, 27].

Nukleaarmeditsiini protseduuride jaoks Euroopa mastaabis DRV-d puuduvad, kuid riiklikud DRV-d on määratud mitmes liikmesriigis, sh UK-s [40], Soomes [41]. Eestis pole seni diagnostilisi referentsväärtusi nukleaarmeditsiiniliste uuringute jaoks riiklikult kehtestatud. Iga raviasutus rakendab oma kehtestatud protseduurijuhiseid vastavalt erialaliitude, sh EANM-i soovitustele [39] ja radiofarmatseutikumi tootja juhistele.

Manustatud aktiivsuse mõõtmine ja DRV-ga võrdlemine on vaid lähtepunktiks doosi optimeerimisel. Ka juhul, kui järgitakse DRV tasemeid, peaks kvaliteeditagamise eesmärgiks olema madalama manustatud aktiivsuse

saavutamine sama hea kuvamisväljundi korral kas protseduuri täiustamise või aparatuuri uuendamise kaudu.

2.5. Referentsväärtused laste uuringutel

Head rahvusvahelist tava laste diagnostilise radioloogia ja nukleaarmeditsiiniliste uuringute dooside mõõtmisel ja diagnostiliste referentsväärtuste kasutamisel doosi optimeerimiseks on kirjeldatud IAEA juhendis [42].

Laste diagnostilises radioloogias on rühmitatud patsientide valimeid keskmiste dooside ja diagnostiliste referentsväärtuste määramiseks kas vanuse, kaalu, keha läbimõõdu või nn ekvivalentse silindrilise diameetri järgi. Lapse vanuse järgi andmete rühmitamine (nt 0, 1, 5, 10 ja 15) on kõige lihtsam, kuid paraku ei ole lapse vanus heas korrelatsioonis nende suuruse, kehakuju ega kaaluga, mis määravad kiirguse neeldumise kehas. Seetõttu on soovitatud rühmitamise aluseks võtta keha massi, mõõtmeid või nendest tuletatud suurusi.
Laste tavaradiograafias on kehaehituse täpsemaks arvestamiseks võetud kasutusele nn ekvivalentne silindriline diameeter (d), mis arvutatakse lapse kaalu ja pikkuse järgi [43, 8]:

$$d = 2 \cdot \sqrt{\frac{W}{H \cdot \pi \cdot \rho}} \qquad (1)$$

kus W on kaal (g) ja H on pikkus (cm) ja ρ on inimese keha keskmine tihedus (1 g/cm^3). Seega silindrilise diameetri arvutamiseks ja doosi sõltuvuse määramiseks on vaja registreerida muude doosiandmetega kindlasti ka patsiendi kaal ja pikkus.
Üle-Euroopalise uurimuse [21] põhjal on määratud Euroopa diagnostilised referentsväärtused 5-aastase lapse rindkere PA ja LAT, pea (PA/AP) ja LAT, vaagna AP ja kõhu AP/PA ülesvõttel, imiku jaoks vaagna AP ülesvõttel ning vastsündinu jaoks rindkere AP ülesvõttel (vt lisa A tabelid A.6 ja A.7) [21, 6].
Lasteradiograafia referentsväärtusi on praktikas määratud ka keha kaalust või läbimõõdust lähtuvalt. Näiteks Soomes on laste rindkere AP ja LAT ülesvõtete diagnostilised referentsväärtused (*DAP* ja *ESD*) esitatud pideva funktsioonina (graafiliselt ja analüütiliselt) sõltuvalt keha läbimõõdust vastavas projektsioonis, vanuserühmade kaupa on antud aga DRV-d laste paranasaal-siinuste ülesvõtete ja põie läbivalgustusuuringute jaoks [44].
Laste kompuutertomograafias soovitatakse referentsväärtused esitada pideva funktsioonina sõltuvalt lapse kaalust [12]. Laste KT-dooside registreerimisel ja nende andmete võrdlemiseks muude tomograafide doosidega tuleb alati üles märkida ka doosi arvutamisel kasutatud testfantoom (16 cm või 32 cm), mis erinevatel tootjatel võib olla laste protokollides erinevalt määratletud ja võib tulemuses anda mitmekordse erinevuse [45].

Nukleaarmeditsiinilisel uuringul lapsele manustatav aktiivsus peaks olema teatud osa täiskasvanule sama liiki uuringus manustatavast aktiivsusest [6]. Praktikas saab seda määrata vastavate skaleerimisteguritega lapse kaalu või vanuse järgi. Skaleerimine üksnes kaalu järgi annab lapse puhul tulemuseks sama aktiivsuse absorptsiooni kui täiskasvanu korral, kuid alla 10-aastase lapse puhul on tulemuseks madalam loendustihedus suhteliselt suurema elundimassi või lühema retensiooniaja tõttu.
Euroopa Nukleaarmeditsiini Assotsiatsiooni (EANM) pediaatria töögrupp soovitab sõltuvalt lapse kaalust (3-68 kg), arvestades keha pindala (ja sellega korreleeruvat elundite pindalaga), kasutada skaleerimistegureid lapsele manustatava aktiivsuse jaoks võrreldes täiskasvanule manustatava aktiivsusega (vt lisa A tabel A.10) [46, 6]. Need fraktsioonid on määratud eeldusel, et lapse uuringu puhul annaks see sama loendustiheduse kui täiskasvanu korral (kuigi efektiivdoos tuleb kõrgem). Need skaleerimistegurid on sobivad enamiku nukleaarmeditsiini uuringute korral.
Samal ajal ei soovitata lapse jaoks väiksemat manustatud aktiivsust kui 1/10 täiskasvanu omast, kuna vastasel juhul oleks vaja liiga pikki andmehõiveaegasid kuvamisel, samal ajal kui lapse paigalhoidmine võib olla raske. Eeltoodu põhjal on laste uuringute jaoks soovitanud EANM ja EK määrata minimaalsed manustatavad aktiivsused sõltuvalt radiofarmatseutikumist ja uuringuliigist [46, 6]. Täpsustatud juhised manustatavate aktiivsuste kohta (nn doosikaart ja doosikalkulaator) sõltuvalt patsiendi kaalust on leitavad EANM-i koduleheküljelt [39]. Eelnimetatud juhendtasemete kasutamisel ei tohiks EANM-i soovituse kohaselt siiski ületada riiklikke DRV-sid.

3. DOOSI HINDAMISE MEETODID

3.1. Üldiselt

Diagnostilise radioloogia ja nukleaarmeditsiini kiirgusdosimeetrias kasutatav rahvusvaheline hea tava ja soovitatavad dosimeetriameetodid on üksikasjalikult kirjeldatud IAEA ja ICRU vastavates juhendites [31, 32, 33].
Patsiendidoosi hinnatakse diagnostilises radioloogias üldiselt kas rutiinsetes uuringutes osalevate patsientide valimi doosiandmete põhjal või teatud paksusega (ligikaudu koeekvivalentsest) pleksiklaasist (PMMA, polümetüülmetakrülaat ehk orgaaniline klaas) standardfantoomi(de) peal. Euroopas on tavaradiograafias, mammograafias ja fluoroskoopias saanud üldiseks tavaks hinnata patsiendidoosi just rutiinsetes uuringutes patsientide kiiritamisel (vt nt [20, 6, 27]) ja määrata selliste mõõtmiste põhjal referentsväärtused doosi optimeerimiseks. Standardfantoomi kiiritamisel patsiendidoosi hinnates ei ole võimalik teada ja arvestada kõigi varieeruvate uuringuparameetritega. Näiteks tavaradiograafias ja läbivalgustusel referentsväärtusena kasutatava *DAP*-i väärtus sõltub lisaks sisenddoosile oluliselt ka kollimatsioonist, mammograafias referentsväärtusena kasutatava *MGD* väärtus sõltub aga ka kokkusurutud rinna paksusest ja survejõust, mis võib oluliselt mõjutada doosi ja kiirguskvaliteedi automaatikat. Täpsema dosimeetrilise analüüsi jaoks võib täiendava kvaliteedikontrolli käigus teha ka põhjalikumaid fantoomi(de)ga mõõtmisi, varieerides sobivalt kiiritustingimusi (nt erineva paksusega rinna PMMA ekvivalendi jaoks *MGD* optimaalsete kõverate määramine) [22].

Tavaradiograafias hinnatakse kiirgusdoosi kas otsese (mõõtes nt DAP-meetriga) või kaudse mõõtmise ja arvutuse teel (kasutades konkreetse uuringu ülesvõtteparameetreid ja varem teada olevat kiirgussaagist).

Läbivalgustusega seotud protseduurides (sh menetlusradioloogias) saab patsiendidoosi hinnata otseselt mõõdetava (või arvutatava) *DAP*-i väärtuse järgi. Uuemates angiograafilistes süsteemides kuvatakse juhtekraanil (ja salvestatakse DICOM-doosiprotokolli) ka doosikiirus või doos nn referentspunktis. Kaudselt kirjeldab patsiendi kiirguskoormust ka läbivalgustusaeg, mis registreeritakse ja kuvatakse iga läbivalgustusseadme poolt.

Mammograafilistel uuringutel arvutatakse patsiendidoos röntgentoru kiirgussaagise ja kiiritusparameetrite põhjal. Täisdigitaalse süsteemi korral arvutatakse ja kuvatakse patsiendidoos (keskmine rinnanäärmedoos (*MGD*)) automaatselt, vanema seadme korral tuleb arvutused teha käsitsi, kasutades registreeritud ülesvõtteparameetreid ja tabuleeritud konversioonitegureid. Patsientide valim (vähemalt 10) on soovitatav võtta vanusevahemikust 50-64 a, mis vastab rinnavähi sõeluuringutes osalevate isikute tüüpilisele vanusevahemikule.

Suusisese hambaülesvõtte ja hambapanoraamülesvõtte jaoks hinnatakse patsiendidoosi mõõtmistel, milles patsient ei osale. Sel juhul mõõdetakse doos (vastavalt pealelangev õhukerma *K* või doospindala *DAP*) kiirgusseadme tüüpilise seadistuse korral kiirgusvälja mingis määratletud punktis.

Kompuutertomograafiliste uuringute korral registreeritakse doosiandmete vormis süsteemi poolt röntgenallika kiirgussaagise ja skaneerimisparameetrite põhjal arvutatud kiirgussuurused $CTDI_{vol}$ ja *DLP*, mis kuvatakse juhtekraanil ja salvestatakse patsiendidoosi protokolli.

Nukleaarmeditsiinis mõõdetakse patsiendile manustatud radioaktiivse märkaine aktiivsus aktiivsusmõõturiga (dooskalibraatoriga). Kombineeritud uurimismeetodite (PET/KT ja SPET/KT) puhul lisandub patsiendi radioaktiivsele kiiritusele ka kompuutertomograafia uuringus lisanduv röntgenkiiritus, mida saab hinnata kompuutertomograafi vastava doosinäidu põhjal juhtekraanil või patsiendidoosi protokollis.

Täpsemalt on erinevate modaliteetide korral kliinilise kiirgusdosimeetria meetodeid kirjeldatud allpool. Arvutuste hõlbustamiseks ja vigade vältimiseks on soovitatav patsiendidoosi arvutamiseks kasutada vastavaid tabelarvutusprogramme.

3.2. Tavaradiograafia

Käesoleva juhendi järgi on tavaröntgenülesvõtete (nii nagu ka läbivalgustuse) korral primaarseks mõõdetavaks ja optimeeritavaks füüsikaliseks suuruseks **doospindala** (*DAP*). *DAP* mõõdetakse kollimaatori külge paigaldatud või röntgenseadmesse integreeritud DAP-meetri abil. *DAP*-i inditseeritavaks ühikuks DAP-näidikul võib olla enamasti kas mGy·cm^2 või µGy·m^2.

DAP-meetri kiirgusdetektor kujutab endast tasaparalleelset ioonkambrit, mis paigaldatakse röntgenkiirguri külge (tavaliselt kollimaatori ette) (joonis 1). Ioonkambri kiirgustundlik osa peab olema suurem kui kiirtevihu ristlõige selles tasapinnas - kiirgusvälja suuruse sellises vahemikus on ioonkambris registreeritav laeng (ja *DAP*) praktiliselt sõltumatu kambri kaugusest fookusest, kuna kambri kiiritatud ala (kiirtevihu ristlõike) pindala kasvab sama arv kordi kui doos väheneb sõltuvalt fookuskaugusest. Sellest tingituna ei sõltu sel viisil paigaldatud DAP-meetri näit praktiliselt fookuskaugusest (kui me ei võta arvesse kiirguse nõrgenemist õhus selles vahemikus) ja on sama ka patsiendi naha pinnal. Ioonkamber on ühendatud DAP-meetri lugemisseadme ja monitoriga, mis tavaliselt paigaldatakse juhtkonsooli ruumi.

Joonis 1. Kollimaatori külge paigaldatud DAP-meetri ioonkamber ja DAP-meetri näidik (näide).

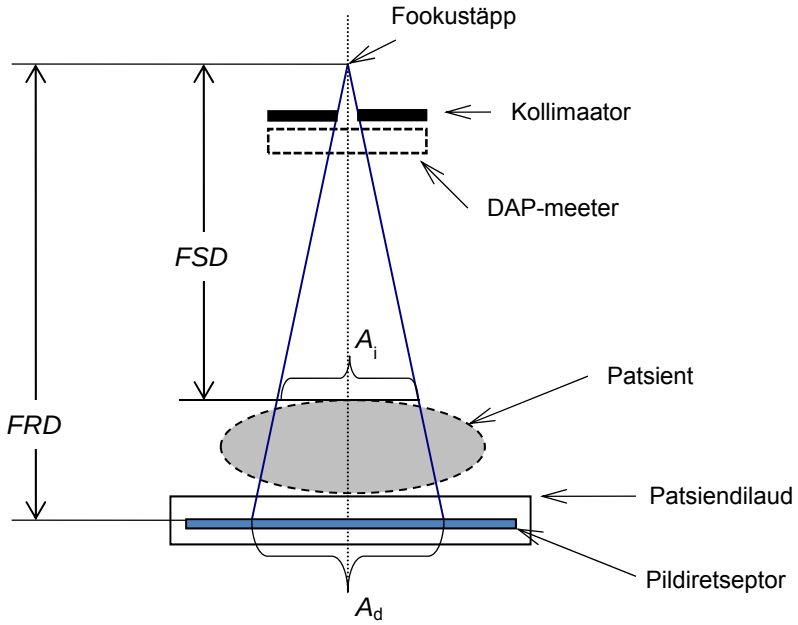
Uuemates kuvamissüsteemis on DAP-näidik kogu süsteemiga integreeritud ja *DAP*-i näit kuvatakse juhtkuvaril (vt joonis 2). *DAP*-i näit võib olla kas mõõdetud või arvutatud.

Joonis 2. Näiteid kuvamissüsteemiga integreeritud DAP-näidikust ülesvõtte- ja läbivalgustussüsteemides.

Kliinilise kiirgusdosimeetria hea rahvusvahelise tava kohaselt [31] tuleb mõõtmistulemuste piisava usaldusväärsuse tagamiseks kasutada vaid kalibreeritud dosimeetreid – antud juhul nii röntgenseadme välise kui ka sisseehitatud DAP-meetri või arvutatud *DAP*-i näidu korral. Kalibreerimistäpsuse nõuded ja meetodid on toodud diagnostilise radioloogia seadmete kalibreerimise ja kvaliteedikontrolli juhendites [31, 28]. Soovitatav on DAP-meeter kalibreerida selle paigalduskohas ja kasutatavates kiirgustingimustes (röntgentoru pinge, filtratsioon) kohe pärast paigaldamist, kasutades selleks katselaboris kalibreeritud dosimeetrit. Kalibreerimist tuleks korrata iga 2 aasta tagant, näiteks regulaarse kvaliteedikontrolli käigus.

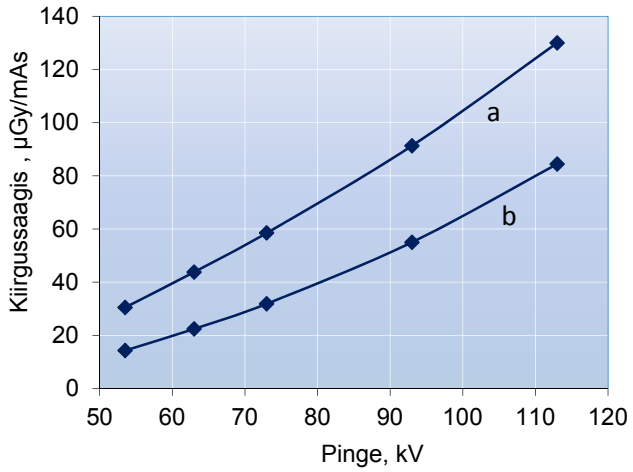
Juhul kui DAP-meeter (või selle automaatnäidik) süsteemis puudub, saab *DAP*-i väärtuse iga ülesvõtte jaoks arvutada, teades kiirgusgeomeetria andmeid (joonis 3), kiiritusparameetreid ja kiirgussaagist.

Automaatika poolt määratud laeng Q, mis on võrdne röntgentoru voolu ja säritusaja korrutisega (mõõdetuna ühikutes mAs), tehtud ülesvõtte jaoks kuvatakse pärast ülesvõtet röntgenseadme juhtekraanil (sõltuvalt seadmest võib olla vajalik vajutada selle kuvamiseks vastavat nuppu vastavalt kasutusjuhendile). Juhul kui röntgenseadme juhtekraanil ei kuvata kollimeeritud kiirgusvälja mõõtmeid, mõõdetakse ekraanil kuvatud kiirgusvälja ja kuvatud koguvälja mõõtmed (mida saab mõõta vaid juhul, kui see pole automaatsel pilditöötlusel virtuaalselt väiksemaks kollimeeritud), ja teades pildiretseptori nominaalset koguvälja, arvutatakse vastavate suhtarvude järgi kiirgusvälja pindala A_d pildiretseptoril.



Joonis 3. Ülesvõtteseadme kiirgusvälja geomeetria ja selle mõõdetavad suurused.

DAP-i arvutamiseks on esmalt vaja teada röntgentoru kiirgussaagist Y (U, F). Röntgentoru kiirgussaagis, mis sõltub röntgentoru pingest U ja filtratsioonist F, mõõdetakse röntgenseadme regulaarse kvaliteedikontrolli käigus teatud kaugusel *FDD* (enamasti 1000 mm) fookusest. Joonisel 4 on toodud näitena ühe konkreetse röntgenseadme kiirgussaagise sõltuvus röntgentoru pingest kahe erineva filtratsiooni korral kaugusel 100 cm fookusest.



Joonis 4. Röntgenseadme kiirgussaagis (näide) sõltuvalt röntgentoru pingest erinete filtratsioonide korral: a) filtreerimata, b) filtreeritud.

Võttes arvesse kiirgussaagist Y (U, F) kasutatud pinge ja filtratsiooni korral, kiirgusvälja pindala A_d pildiretseptoril, röntgentoru laengut Q (mAs) ja fookus-pildiretseptor-kaugust *FRD* ja eeldefineeritud kaugust *FDD*, arvutatakse doospindala *DAP* valemiga (2)

$$DAP = Y(U, F) \cdot Q \cdot A_d \cdot (FDD/FRD)^2. \quad (2)$$

Patsiendidoosi iseloomustamiseks võib radiograafias sekundaarsete füüsikaliste suurustena kasutada pealelangevat õhukermat K või naha sisenddoosi *ESD,* mida on vaja teada siis, kui tuleb mõõdetud patsiendidoosi võrrelda Euroopa diagnostiliste referentsväärtustega [6].
Arvestades kiirguse intensiivsuse pöördruutsõltuvust kaugusest, arvutatakse patsiendile pealelangev õhukerma K fookus-nahk-kaugusel *FSD* valemiga (3), teades:

$$K = Y(U, F) \cdot Q \cdot (FDD/FSD)^2, \quad (3)$$

kus $Y(U,F)$ on kiirgussaagis (mõõdetuna fookuskaugusel *FDD*), Q (mAs) on röntgentoru laeng ja *FSD* on fookus-nahk-kaugus.

Naha sisenddoosi *ESD*, mis hõlmab ka tagasihajunud kiirguse osa, saab otseselt mõõta termoluminestsentsdosimeetriga (TLD). Tänapäeval kasutatakse TLD-sid diagnostilises radioloogias patsiendidoosi hindamiseks siiski väga harva. Seetõttu võib osutuda vajalikuks leida *ESD* arvutuse teel, korrutades pealelangeva õhukerma K tagasihajumisteguriga *BSF*:

$$ESD = K \cdot BSF. \quad (4)$$

Tagasihajumisteguri BSF väärtus sõltub kiirgust hajutava koe omadustest, kiirguse kvaliteedist ja kiirgusvälja suurusest. Käesolevas juhendis käsitletavate tavaradiograafia projektsioonide ja nendele vastavate kiirgusparameetrite korral jääb see vahemikku 1,3 – 1,4. Kui *BSF*-i täpne väärtus ei ole teada, võib Euroopa juhendi soovituse järgi kasutada selle jaoks keskmist väärtust 1,35 [20].

Teades vaid mõõdetud doospindala *DAP* väärtust, saab sellest arvutada naha sisenddoosi *ESD*:

$$ESD = (DAP \,/\, A_i) \cdot BSF, \quad (5)$$

kus A_i on pealelangeva kiirgusvälja pindala naha pinnal, mille saab leida, arvestades kiirgusgeomeetriat ja teades kiirgusvälja pindala A_d pildiretseptoril, järgmise valemi abil:

$$A_i = (FSD/FRD)^2 \cdot A_d\,. \quad (6)$$

Ülesvõttega seotud andmed ja parameetrid tuleb märkida üles iga ülesvõtte jaoks eraldi vastaval vormil (vt radiograafias soovitatavat näidisvormi lisas B, vorm B.1). Halliga esile tõstetud väljad vormis on vaja kindlasti täita andmetega, muid andmeid võib hiljem vaja minna antud kiiritusprotseduuriga kaasneva doosi optimeerimiseks.

3.3. Mammograafia

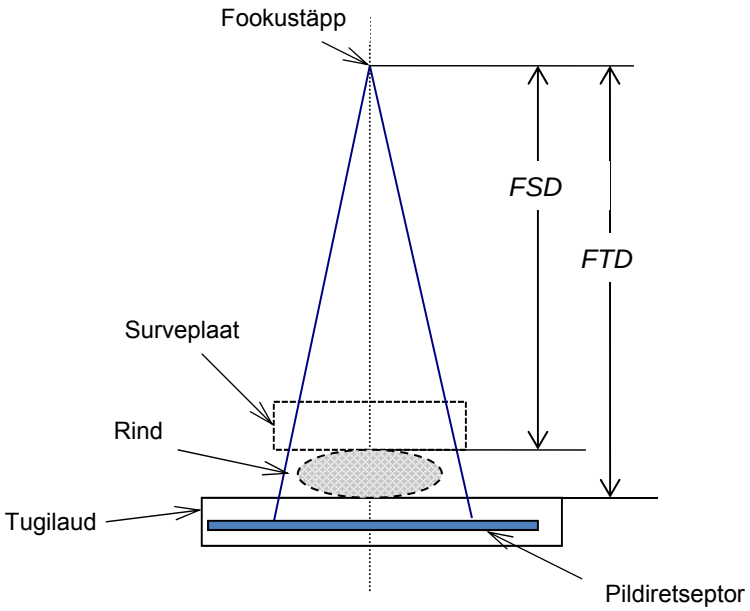
Käesoleva juhendi järgi on mammograafiliste ülesvõtete korral primaarseks mõõdetavaks ja optimeeritavaks füüsikaliseks suuruseks **keskmine rinnanäärmedoos** (*MGD*) vastavalt Euroopa juhendile ja mujal EL liikmesriikides levinud tavale [22].

Täisdigitaalse süsteemi korral arvutatakse *MGD* kiiritusparameetrite ja kiirgussaagise põhjal automaatselt. Vanema seadme (film- või fosfoorplaadisüsteem) korral tuleb see arvutus teha käsitsi, teades eelnevalt kvaliteedikontrolli käigus mõõdetud kiirgussaagist ja registreerides uuringus kasutatud kiirgusgeomeetria (joonis 5) andmed ja kiiritusparameetrid.

Keskmine rinnanäärmedoos arvutatakse rinna tüüpilise paksuse ja koostise korral järgmise valemiga:

$$MGD = K \cdot g \cdot c \cdot s, \quad (7)$$

kus *K* on pealelangev õhukerma (ilma tagasihajumiseta) naha pinnal ja koefitsiendid *g*, *c* ja *s* on määratud uuritava koe ja kasutatava kiirguse omaduste ja vastasmõju alusel [47, 48]. Koefitsient *g* vastab rinnakoe glandulaarsusele 50% (st 50% rinnanäärmekude ja 50% rasvkude) ja on arvutatud erinevate väärtustena [22] sõltuvalt HVL-ist (vt lisa C tabel C.1) tüüpilise Mo/Mo spektri korral. Koefitsient *c* arvestab kiirguse nõrgenemise muutust sõltuvalt erinevusest rinnakoe 50%-lisest glandulaarsusest vanusegrupi 50-64 a tüüpilise rinna jaoks. Koefitsiendi *c* väärtused on antud lisa C tabelis C.2. Koefitsiendi *s*, mis korrigeerib antud märklaua ja filtri kombinatsiooni korral erinevust tüüpilisest Mo/Mo spektrist, väärtused on antud lisa C tabelis C.3. HVL tuleb määrata kasutatavate pingete ja märklaud/filter-kombinatsioonide korral eelneva kvaliteedikontrolli käigus. HVL-i tüüpilised väärtused vastavalt märklaud/filter-kombinatsioonile on antud lisa C tabelis C.4, mida võib vajaduse korral kasutada erinevatel pingetel HVL-i väärtuse interpoleerimisel.



Joonis 5. Mammograafi kiirgusvälja geomeetria ja selle mõõdetavad suurused.

Võttes arvesse kiirgussaagist *Y* (*U*, *F*), mis on mõõdetud röntgenseadme regulaarse kvaliteedikontrolli käigus, ja arvestades kiirguse intensiivsuse pöördruutsõltuvust kaugusest, arvutatakse rinnale pealelangev õhukerma *K* fookus-nahk-kaugusel *FSD* järgmise valemiga:

$$K = Y(U, F) \cdot Q \cdot (FDD/FSD)^2, \quad (8)$$

kus *Y*(*U*,*F*) on kiirgussaagis kasutatud pinge ja märklaud/filtri kombinatsiooni korral (mõõdetuna koos surveplaadiga fookuskaugusel *FDD*), *Q* (mAs) on AEC poolt määratud röntgentoru laeng ja *FSD* on fookus-nahk-kaugus. Kauguse *FSD* saab arvutada fookus-laud-kauguse *FTD* (mis on antud seadme puhul muutumatu, vt joonis 5) ja kokkusurutud rinna paksuse vahena (mis on kuvatav röntgenseadme juhtekraanil).

Patsientide valim (vähemalt 10), kelle puhul doosiandmed registreeritakse referentsväärtuse määramiseks või referentsväärtusega võrdlemiseks, peaks olema MLO projektsiooni korral kokkusurutud rinna paksusega vahemikus 4-6 cm, kusjuures kokkusurutud rinna keskmine paksus kogu valimi peale peaks olema 5,0 ± 0,5 cm. Parema statistilise esinduslikkuse jaoks on soovitatav võtta valimisse siiski rohkem kui 20 patsiendi andmed.

Patsiendidoosi iseloomustamiseks võib radiograafias sekundaarsete füüsikaliste suurustena kasutada pealelangevat õhukermat *K* või naha sisenddoosi *ESD,* mida on vaja teada siis, kui tuleb mõõdetud patsiendidoosi võrrelda sel kujul antud Euroopa diagnostiliste referentsväärtustega (vt lisa A tabel A.2) [20, 6].

Naha sisenddoosi *ESD*, mis hõlmab ka tagasihajunud kiirguse osa, saab leida arvutuse teel, korrutades pealelangeva õhukerma *K* tagasihajumisteguriga *BSF*:

$$ESD = K \cdot BSF. \quad (9)$$

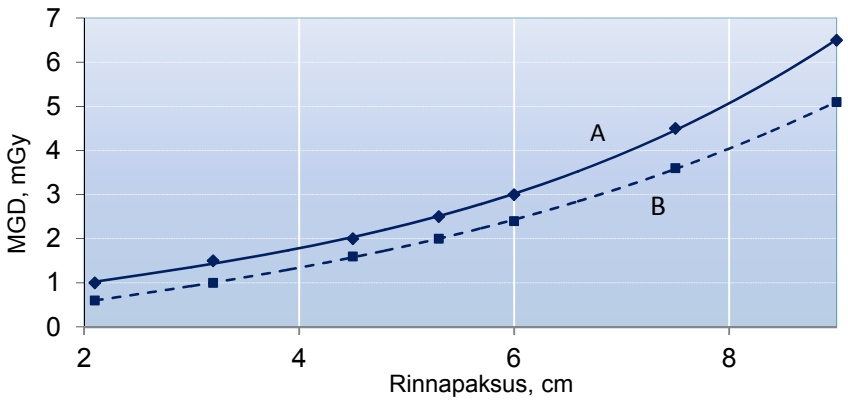
Tagasihajumisteguri *BSF* väärtus sõltub kiirgust hajutava koe omadustest, kiirguse kvaliteedist ja kiirgusvälja suurusest. Mammograafilistes uuringutes üldiselt kasutatava kiirguskvaliteedi (HVL vahemikus 0,25 kuni 0,65 mm Al) korral jääb BSF vahemikku 1,07 – 1,13 [23] . Kui tagasihajumisteguri täpne väärtus ei ole teada, võib Euroopa juhendi soovituse kohaselt ligikaudse hinnangu saamiseks kasutada molübdeenmärklaua korral *BSF*-i jaoks keskmist väärtust 1,09 [20].

Tuleb arvestada, et mõnedel mammograafiaseadmetel määrab surveplaadi survejõud ja asend surveolekus (ja sellele vastav rinna paksus) seadme jaoks automaatselt valitava röntgentoru pinge ja/või lisafiltratsiooni (spektri).

Seadme kvaliteedikontrolli käigus mõõdetakse kiirgussaagis $Y(U, F)$ lateraalsuunas tsentreeritud punktis, mis on kaugusel FDD fookusest ja kaugusel 6 cm tugilaua patsiendi-poolsest servast, kusjuures surveplaat paikneb kiirgusväljas [22].

Ülesvõttega seotud andmed ja parameetrid tuleb märkida üles iga ülesvõtte jaoks eraldi vastaval vormil (vt mammograafias soovitatavat näidisvormi lisas B, vorm B.2). Halliga esile tõstetud väljad vormis on vaja kindlasti täita andmetega, muid andmeid võib hiljem vaja minna antud kiiritusprotseduuriga kaasneva doosi optimeerimiseks.

Mammograafiaseadme kvaliteedikontrolli programmi raames tuleks standardfantoomi abil hinnata keskmist rinnanäärmedoosi *MGD* iga 6 kuu tagant. Saadud tulemust peaks võrdlema Euroopa aktsepteeritavate ja saavutatavate doositasemetega (vt lisa A tabel A.3) [22], mille sõltuvus rinna paksusest korral on kujutatud graafiliselt joonisel 6. *MGD* aktsepteeritavad tasemed on suuruselt võrdsed kõrvaldustasemetele, millest suuremate dooside korral tuleks seadme rutiinset kasutust piirata [28]. Kui *MGD* väärtus näiteks 45 mm PMMA korral (vastab ekvivalentsele rinnapaksusele 53 mm) ületab 2,5 mGy, tuleb sellise seadmega töö jätkamiseks hinnata selle tehnilist seisundit ja võtta viivitamatult vajalikke korrektiivmeetmeid [22,28]. Eksponsitsiooni konstantsust tuleb standardfantoomi abil hinnata vähemalt iganädalaselt [22].

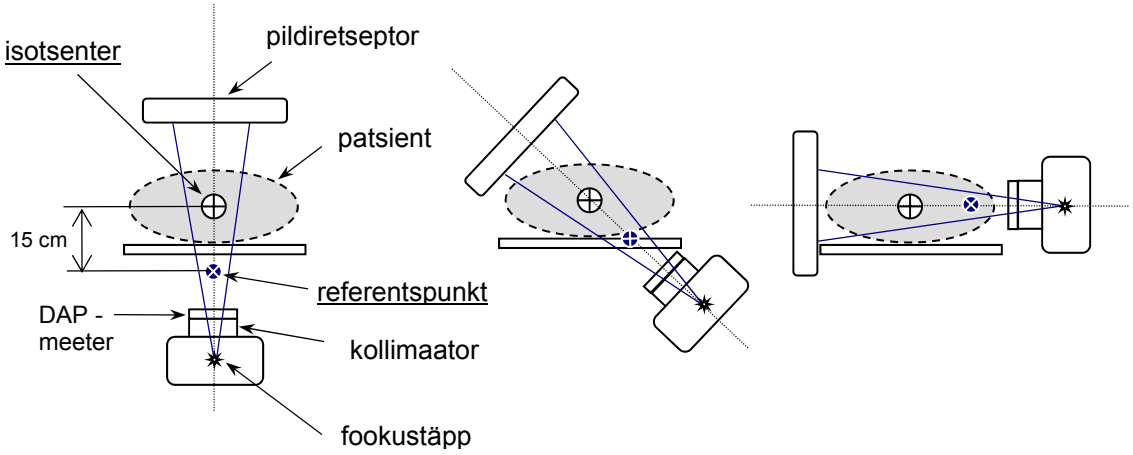


Joonis 6. Keskmise rinnanäärmedoosi *MGD* aktsepteeritavad (A) ja saavutatavad (B) tasemed kokkusurutud rinna paksusest sõltuvalt [22].

3.4. Läbivalgustusega protseduurid

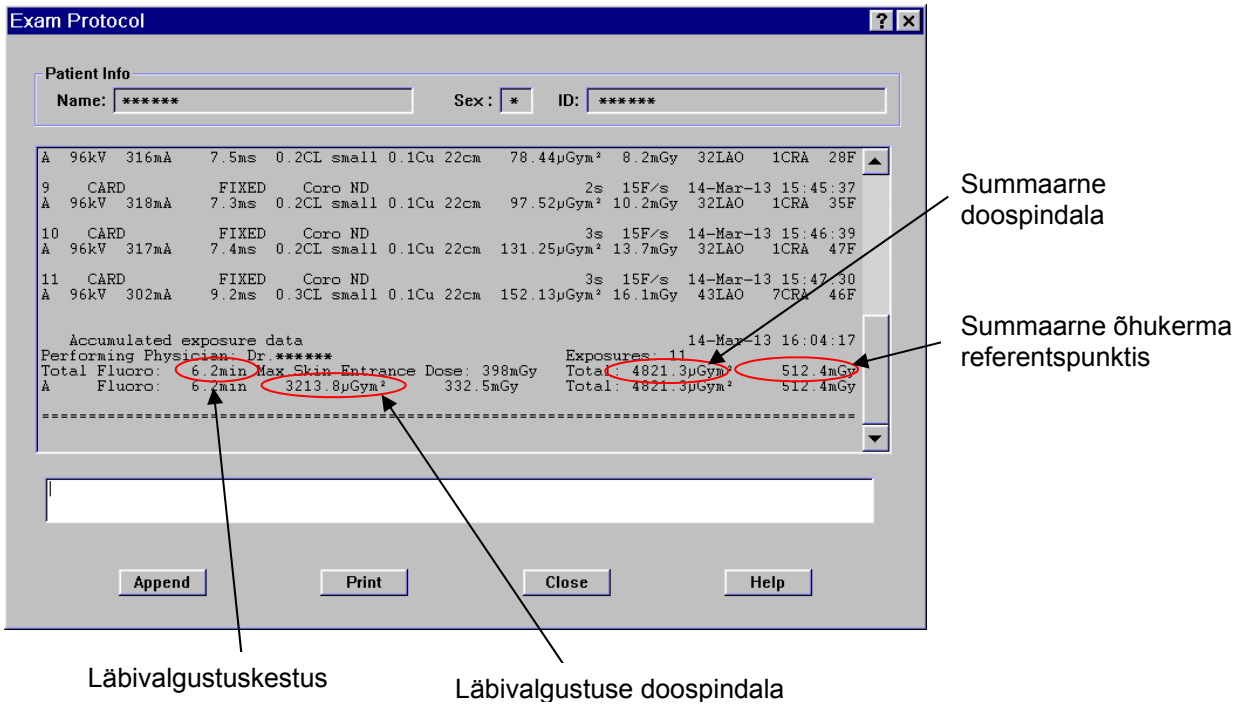
Käesoleva juhendi järgi on läbivalgustuse (fluoroskoopia) abil teostatavate kliiniliste protseduuride (sh angiograafia, menetlusradioloogia) korral primaarseks mõõdetavaks ja optimeeritavaks füüsikaliseks suuruseks **doospindala** (*DAP*) [6,31]. *DAP* mõõdetakse kollimaatori külge paigaldatud või röntgenseadmesse integreeritud DAP-meetri abil. DAP-meetri paigaldust, talitlust ja kalibreerimist on lühidalt käsitletud eelnevas jaotises 3.2. *DAP*-i kõrval on läbivalgustusprotseduuride jaoks kasutatud referentsväärtusena kas **läbivalgustuskestust** (*FT*). Läbivalgustuskestust mõõdavad kõik läbivalgustussüsteemid automaatselt, ja kuigi see ei ole üks-üheselt seotud patsiendidoosiga (sõltub doosikiirusest ja kaudsetest faktoritest), on seda kasutatud läbivalgustusprotseduuriga kaasneva doosi optimeerimisel.

Patsiendidoosi iseloomustamiseks võiks läbivalgustusel kasutada sekundaarsete suurustena õhukermat (tagasihajumist arvestamata) või õhukermakiirust referentspunktis [49], mis iseloomustab kaudselt naha lokaalset neeldumisdoosi ja kiirguse võimalikku deterministlikku toimet, mida *DAP*-i väärtus alati ei kajasta. Angiograafiasüsteemi referentspunkt on määratletud punktina, mis paikneb 15 cm kaugusel kuvamissüsteemi isotsentrist röntgentoru fookuse poole (vt joonis 7). Uusimad angiograafiasüsteemid kuvavad summaarse õhukerma referentspunktis iga läbivalgustusseeria kohta ja/või õhukermakiiruse referentspunktis läbivalgustuse ajal (arvutatuna röntgentoru kiirgussaagise põhjal). Tuleb arvestada, et referentspunkt võib sõltuvalt röntgentoru kaldenurgast laua suhtes paikneda nii patsiendi sees kui väljaspool (vt joonis 7).



Joonis 7. Angiograafiasüsteemi referentspunkti paiknemine röntgentoru fookustäpi ja isotsentri suhtes röntgentoru erinevate kaldenurkade korral.

Lisaks õhukermale on rahvusvahelised erialaliidud ja kiirguskaitsekomisjonid soovitanud ioniseeriva kiirguse deterministliku toime (nt kiirgustekkeline erüteem) hindamiseks läbivalgustusel jälgida maksimaalset nahadoosi *PSD* (ingl. *peak skin dose*) [50, 51]. *PSD* väärtust on võimalik kaudselt arvutada referentspunkti õhukerma järgi, võttes arvesse patsiendi profiili ja tagasihajumist. Tänapäevased angiograafiasüsteemid esitavad protseduuri doosiprotokollis ülesvõtteseeriate arvu, *DAP*-i ja õhukerma väärtused referentspunktis iga ülesvõtteseeria kohta, läbivalgustuse *DAP*-i ja summaarse *DAP*-i, läbivalgustuskestuse ning muud ekspositsiooniga seotud andmed (vt joonis 8).

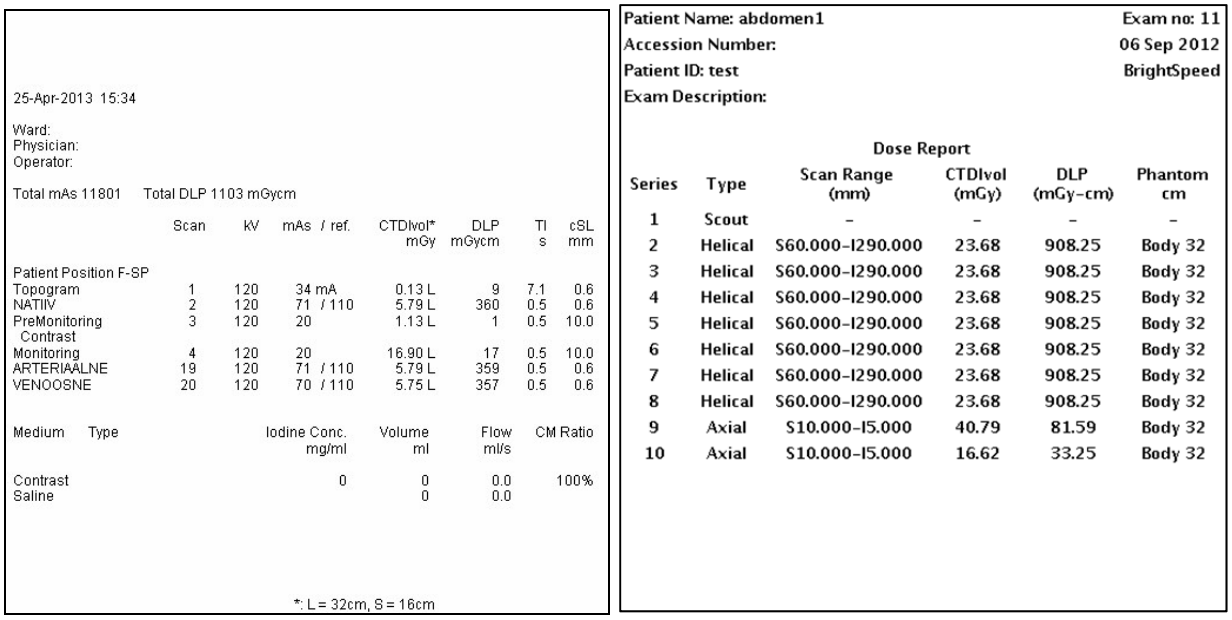


Joonis 8. Näide angiograafiasüsteemi poolt kuvatavatest andmetest doosiprotokollis.

Läbivalgustuse ja sihtvõtetega seotud andmed ja parameetrid tuleb märkida üles iga uuringu jaoks eraldi vastaval vormil (vt läbivalgustusprotseduurides soovitatavat näidisvormi lisas B, vorm B.3). Halliga esile tõstetud väljad vormis on vaja kindlasti täita andmetega, muid andmeid võib hiljem vaja minna antud kiiritusprotseduuriga kaasneva doosi optimeerimiseks.
Kõigis angiograafilisi ja kompleksseid menetlusradioloogia uuringuid (diagnostiline osa + raviprotseduuri osa) teostavates osakondades võiks olla juurutatud metoodika vähemalt doospindala ja ekspositsiooniaja ning võimaluse korral ka muude dosimeetriliste suuruste jälgimiseks.

3.5. Kompuutertomograafia

Kompuutertomograafias kasutatakse doosi hindamiseks primaarsete suurustena **kompuutertomograafia volumeetrilist doosiindeksit** $CTDI_{vol}$ ja **doospikkust** *DLP* [24]. Järgnevalt on seletatud nende mõistete sisu.
Kompuutertomograafia volumeetriline doosiindeks $CTDI_{vol}$ on kvantitatiivne suurus diferentsiaalse patsiendidoosi väljendamiseks kompuutertomograafias ja iseloomustab doosi ruumjaotust. $CTDI_{vol}$ on kvantitatiivne hinnang keskmise neeldumisdoosi kohta skaneerimisruumalas standardfantoomide jaoks. Pleksiklaasist (koeekvivalentsed) standardfantoomid läbimõõduga 16 cm („peafantoom“) ja 32 cm („kehafantoom“) ei ole küll täpselt keha kujuga, kuid KT konsoolis kuvatud arvutatud $CTDI_{vol}$ sõltub reaalselt mõõdetud suurusest, mis sõltub uuringuprotokollis seadistatud parameetritest ja võimaldab omavahel võrrelda erinevaid uuringuprotokolle erinevatel seadmetel ja objektiivselt hinnata doosi. IEC standard näeb ette prospektiivset $CTDI_{vol}$ näidu kuvamist KT operaatorkonsoolis, mis võimaldab anda ligikaudse doosihinnangu ka enne skaneerimist. Doosi registreerimise lehel tuleb registreerida mitte see esialgne ligikaudne hinnang, vaid arvutatud doosi (nii $CTDI_{vol}$ kui ka *DLP*) täpsem väärtus, mis arvutatakse uuringu lõpetamisel iga seeria jaoks eraldi, kuvatakse doosiprotokollis ja arhiveeritakse enamasti koos piltidega eraldi DICOM-kujutisena. Näide ühest KT-doosiprotokollist on toodud joonisel 9.



25-Apr-2013 15:34

Ward:
Physician:
Operator:

Total mAs 11801 Total DLP 1103 mGycm

	Scan	kV	mAs / ref.	CTDIvol* mGy	DLP mGycm	TI s	cSL mm
Patient Position F-SP							
Topogram	1	120	34 mA	0.13 L	9	7.1	0.6
NATIIV	2	120	71 / 110	5.79 L	360	0.5	0.6
PreMonitoring Contrast	3	120	20	1.13 L	1	0.5	10.0
Monitoring	4	120	20	16.90 L	17	0.5	10.0
ARTERIAALNE	19	120	71 / 110	5.79 L	359	0.5	0.6
VENOOSNE	20	120	70 / 110	5.75 L	357	0.5	0.6

Medium	Type	Iodine Conc. mg/ml	Volume ml	Flow ml/s	CM Ratio
Contrast		0	0	0.0	100%
Saline			0	0.0	

*: L = 32cm, S = 16cm

Patient Name: abdomen1 Exam no: 11
Accession Number: 06 Sep 2012
Patient ID: test BrightSpeed
Exam Description:

Dose Report

Series	Type	Scan Range (mm)	CTDIvol (mGy)	DLP (mGy-cm)	Phantom cm
1	Scout	-	-	-	-
2	Helical	S60.000-I290.000	23.68	908.25	Body 32
3	Helical	S60.000-I290.000	23.68	908.25	Body 32
4	Helical	S60.000-I290.000	23.68	908.25	Body 32
5	Helical	S60.000-I290.000	23.68	908.25	Body 32
6	Helical	S60.000-I290.000	23.68	908.25	Body 32
7	Helical	S60.000-I290.000	23.68	908.25	Body 32
8	Helical	S60.000-I290.000	23.68	908.25	Body 32
9	Axial	S10.000-I5.000	40.79	81.59	Body 32
10	Axial	S10.000-I5.000	16.62	33.25	Body 32

Joonis 9. Erinevate kompuutertomograafide tootjate (Siemens ja GE) doosiprotokollide näited (inverteeritud DICOM-kujutiselt).

Antud juhul on doosiprotokolli alumises servas ja $CTDI_{vol}$ väärtuste juures märge L või S, mis viitab sellele kas $CTDI_{vol}$ väärtuste arvutamiseks kasutati 32 cm diameetriga kehafantoomi (märge L) või 16 cm diameetriga peafantoomi (märge S). Fantoomi valik võib olla esitatud protokollis ka muul kujul, kuid oluline on seda valikut jälgida doosiandmete registreerimisel ja arvestada, et laste uuringuprotokollide korral kasutavad paljud tootjad doosi hindamiseks peafantoomi.

Kompuutertomograafia volumeetriline doosiindeks $CTDI_{vol}$ on keskmine neeldumisdoos kogu skaneeritud ruumalas konkreetsete seadete (uuringuprotokolli) korral standardfantoomi (keha või pea) jaoks ja on defineeritud järgmiselt [24]:

$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_w}{s}, \quad (10)$$

kus $CTDI_w$ on kaalutud doosiindeks, s on spiraalskaneeringu samm, s.t. patsiendilaua nihe röntgentoru ühe täispöörde jooksul jagatud röntgenkiirtekimbu z-telje suunalise laiusega. Kui samm on suurem kui 1, siis skaneeritakse hõrendatult, mille tulemusel lahutusvõime kujutisel langeb (muude parameetrite samaks jäädes) ja kiirgusdoos on madalam; kui samm on väiksem kui 1, siis skaneeritakse nö ülekattega ja kiirgusdoos on suurem. $CTDI_{vol}$ väärtuse juures on oluline ka, kumma standardfantoomi jaoks on hinnang tehtud. Enamasti on see doosiprotokollis ära märgitud.

Kaalutud kompuutertomograafia doosiindeks $CTDI_w$ (ingl *weighted computed tomography dose index* - *CTDI*) on defineeritud järgmise seosega:

$$CTDI_w = \frac{1}{3}CTDI_{100,c} + \frac{2}{3}CTDI_{100,p}, \quad (11)$$

kus $CTDI_{100,c}$ on KT standardfantoomi keskel 100 mm pikkuse pliiatsioonkambriga mõõdetud doos ja $CTDI_{100,p}$ on fantoomi silindrilise pinna lähedal (1 cm sügavusel) neljas erinevas punktis mõõdetud doosiindeksite keskmine väärtus. Indeks 100 valemis (11) viitab sellele, et doosi hinnatakse 100-millimeetrise aktiivpikkusega standardse pliiats-ioonkambriga.

Doospikkus *DLP* väljendab (integraalset) doosi konkreetse seeria või kogu uuringu kohta, ja võimaldab hinnata seega patsiendi kogudoosi. *DLP* kogu uuringu kohta on defineeritud kui summa erinevate seeriate *DLP* väärtustest:

$$DLP = \sum_i CTDI_{vol} T \cdot n, \quad (12)$$

kus i on seeriate arv uuringus, n on kihtide arv konkreetses seerias, T on nominaalne kihipaksus (cm) vastavas seerias.
DLP väljendab doosi kogu skaneerimisulatuse kohta, $CTDI_{vol}$ väljendab keskmist doosi röntgentoru ühe pöörde kohta. Patsiendidoosi vähendamiseks tuleb vähendada suurust $CTDI_{vol}$ ja/või skaneeritava ala pikkust.
$CTDI_{vol}$ ja *DLP* väärtuste perioodiline jälgimine, referentskeskusele saatmine ja DRL väärtustega võrdlemine tagab kontrolli ekspositsiooni sätete üle ja aitab hinnata ka uuringuprotokollide optimeeritust. *DLP* väärtus võimaldab arvuliselt hinnata patsiendi efektiivdoosi ja sellega otseses korrelatsioonis olevat kiirgusriski antud uuringus (vt efektiivdoosi arvutamist jaotises 5.6).
Selleks, et tulemused oleks usaldatavad, tuleb $CTDI_{vol}$ ja *DLP* kalibreerimine teha kvaliteedikontrolli käigus vähemalt iga 2 aasta tagant.

Juhised KT-uuringu võtmiseks doosi hindamise valimisse on toodud jaotises 5.2 ja lisa D tabelis D.3, mille aluseks on UK ja Austraalia vastavad juhendid [52, 53]. Kompuutertomograafia uuringuga seotud doosiandmed tuleb märkida üles iga uuringu jaoks eraldi vastaval vormil (vt lisa B, vorm B.4, kohandatud [52] ja [12] järgi). Selleks, et hiljem oleks referentskeskusest saadud doosijaotuse ja DRL väärtuste abil võimalik doose optimeerida, on vaja registreerida lisaks $CTDI_{vol}$ ja *DLP* väärtustele igas seerias ka uuringu käigus kasutatud protokolli seadistus ja muud näidisvormil märgitud andmed.

3.6. Dentaalradioloogia

Euroopa Komisjon on välja andnud ülevaated kiirguskaitsest ja kvaliteeditagamisest dentaalradioloogias, sh suusiseste ja panoraamülesvõtete [25] ja samuti antud valdkonnas uusima modaliteedi, koonuskimpkompuutertomograafia (KKKT) (ingl CBCT) [38] kohta.

Suusisese (ehk intraoraalse) hambaülesvõtte korral on primaarseks mõõdetavaks ja optimeeritavaks füüsikaliseks kiirgussuuruseks **pealelangev õhukerma** (vahel nimetatud ka naha sisenddoosiks *ESD* ilma tagasihajumiseta) [25, 31]. Pealelangev õhukerma mõõdetakse kollimaatori (tuubuse) väljundavas fookuskaugusel FSD. Sellise mõõtmise peaks ülemise purihamba ülesvõtte tüüpilise seadistuse korral (standardse täiskasvanu jaoks) teostama meditsiinifüüsika spetsialist kvaliteedikontrolli käigus, kasutades kas kalibreeritud pooljuht- või ioonkamber-dosimeetrit [25].

Hammaste ortopantomograafilise ülesvõtte (ehk panoraamülesvõtte) ja koonuskimpkompuutertomograafia (KVKT) korral on primaarseks mõõdetavaks ja optimeeritavaks füüsikaliseks suuruseks **doospindala** (*DAP*). Doospindala mõõtmiseks on kõige lihtsam kasutada DAP-meetrit [25, 31], mis peab olema eelnevalt kalibreeritud. DAP-meetri ioonkamber ja kaabel kinnitatakse pildiretseptori pilukollimaatori külge nii, et ioonkambri ava kataks kogu lehvikkimbu ja statiivi pöörlemine poleks takistatud. Ülesvõtte seadistus valitakse standardse täiskasvanu jaoks, mõõtmiste ajal patsient ega fantoom kiirtekimbus ei paikne. DAP-meetri talitlust ja kalibreerimist on lühidalt käsitletud jaotises 3.2.

DAP-i väärtuse on võimalik määrata ka arvutuste teel, kasutades kaudsete mõõtmiste tulemusi. Selleks mõõdetakse pliiatsdosimeetriga (kompuutertomograafias *CTDI* mõõtmiseks kasutatav ioonkamber) dooslaius pilukollimaatori juures ja korrutatakse see lehvikkimbu kõrgusega samal kaugusel [25, 31]. Tuleb arvestada, et mõõtmisel kasutatav pliiatsdosimeeter peab olema kalibreeritud piikpingetel, millel panoraamröntgenseade talitleb.

Koonuskimpkompuutertomograafia (KKKT) puhul mõõdetakse *DAP* sarnaselt ortopantomograafiale. Seadistusprotokoll valitakse selline, mis vastab täiskasvanu esimese ülemise purihamba implantaadi paigutamise uuringule. Seejuures tuleb vaateväljaks (FOV) isotsentris valida 4 cm × 4 cm või normaliseerida doos hiljem vastavaks sellisele vaateväljale. *DAP*-i võib mõõta välise DAP-meetriga, mõnedel seadmetüüpidel kuvatakse vastav *DAP*-i väärtus röntgenseadme juhtekraanil. Mõlemal juhul tuleb *DAP*-i näidik eelnevalt kalibreerida kvaliteedikontrolli käigus [38].

Suusisese hambaülesvõtte ja panoraamülesvõtte ning KVKT-uuringuga seotud andmed märgitakse üles vastaval vormil (vt soovitatavaid näidisvorme lisas B, vormid B.5 ja B.6). Halliga esile tõstetud väljad vormis on vaja kindlasti täita andmetega, muid andmeid võib hiljem vaja minna antud kiiritusprotseduuriga kaasneva doosi optimeerimiseks.

3.7. Nukleaarmeditsiin

Nukleaarmeditsiini diagnostilistes protseduurides patsiendidoosi hindamisel ja optimeerimisel on primaarseks füüsikaliseks suuruseks patsiendile manustatud radioaktiivse preparaadi (radiofarmatseutikumi) **aktiivsus**. Radiofarmatseutikumi aktiivsus mõõdetakse vahetult enne selle manustamist patsienti aktiivsusmõõturi ehk nn dooskalibraatoriga. Aktiivsusmõõtur peab olema läbinud regulaarse kvaliteedikontrolli ja olema kalibreeritud vastavalt tootja juhendile mitte harvemini kui korra aastas [32].
Nukleaarmeditsiinilise uuringuga seotud andmed märgitakse üles vastaval vormil (vt soovitatavat näidisvormi lisas B, vorm B.7).
Keskmise aktiivsuse ja DRV määramiseks andmete kogumisel registreeritakse iga valitud uuringuliigi kohta vähemalt 10 patsiendi (kaaluvahemikus 60-80 kg) doosiga seotud andmed. Laste puhul on oluline märkida üles ka patsiendi kaal. Kombineeritud uuringumeetodi (PET/KT või SPET/KT) puhul märgitakse patsiendi kogudoosi hindamiseks üles ka kompuutertomograafia uuringule vastava doospindala väärtus.

4. MÕÕTESEADMETE KALIBREERIMINE JA MÕÕTEMÄÄRAMATUS

Patsiendidoosi iseloomustava füüsikalise suuruse mõõtmistulemuse usaldusväärsuse tagamiseks on vajalik, et meditsiinilise kiirgusdoosi mõõteriistad ja näidikud (mis kuvavad varem mõõdetud kiirgussaagise põhjal arvutatud doosi) oleksid kalibreeritud. Hea tava kliinilises kiirgusdosimeetrias näeb ette selleks vajalikud mõõteprotseduurid, samuti mõõtemääramatuse hindamise igal konkreetsel juhul kvaliteedikontrolli käigus (31, 32, 33, 27).
Vastavalt ICRU ja EK juhendites toodud hinnangule on parimal juhul diagnostilises radioloogias (v.a. mammograafias) mõõtmistel saavutatav mõõtemääramatus kuni 7% usaldusnivool 95% (ligikaudu kahe standardhälbe kattuvusega). Siiski, et seda saavutada, on vaja väga hoolikalt järgida ICRU soovitatavaid kalibreerimisprotseduure ja mõõtemeetodeid, seetõttu praktikas on hinnatud patsiendidoosi aktsepteeritavaks mõõtemääramatuseks 10-20% [27, 31], mis võimaldab ka kiirgusega kaasnevaid riske adekvaatselt hinnata. EK kvaliteedikontrolli juhend RP162 on DAP-meetri üksiknäidu maksimaalse lubatud kõrvalekalde kriteeriumina (kõrvaldustasemena) sätestanud radiograafias 25% ja läbivalgustusel 35% [28], millest halvemal juhul ei tohiks mõõteriista kasutada.
Mammograafias kasutatava doosinäidiku täpsus peab olema vähemalt 5% [22]. Kompuutertomograafias arvutatud $CTDI_{vol}$ mõõtemääramatus ei tohi ületada 20% [28]. Doosiindikaatori täpsust KT-s tuleb hinnata nii standardse pea- kui ka kehafantoomi abil kui ka mõõdetuna vabas õhus.
Nukleaarmeditsiinis kasutatavate aktiivsusmõõturite mõõtetäpsus ei tohi olla halvem kui 5% [32], mis on ka EK kvaliteedikontrolli juhendi poolt seatud kõrvaldustasemeks [28].

Mõnel juhul osutub vajalikuks või on soovitatav mõõta röntgentoru kiirgussaagis patsiendidoosi iseloomustavate primaarsete või sekundaarsete kiirgussuuruste määramiseks. Kiirgussaagist mõõdetakse kalibreeritud etalondosimeetriga teatud kaugusel erineva kiirguskvaliteedi (sõltuvalt röntgentoru pingest ja filtratsioonist) korral ja taandatakse see standardkaugusele (sõltuvalt seadme tüübist, tavaradiograafias nt 100 cm). Hiljem, kasutades pöördruutsõltuvust kiirguse intensiivsuse ja fookuskauguse vahel, saab intensiivsuse (doosi) arvutada mistahes kaugusele fookusest (käsitledes fookustäppi punktallikana).

Tavaliselt on mõõteriista tootja poolt tehtud eelkalibreerimine juba tehases. Patsiendidoosi mõõtmistel kasutatav kiirgusmõõtur tuleb kalibreerida uuesti pärast paigaldamist, kusjuures tuleb tagada mõõtmiste jälgitavus kuni primaar- või sekundaaretalonini. Kalibreerimist tuleb korrata kohapeal iga kahe aasta tagant (näiteks regulaarse kvaliteedikontrolli käigus). Kogu kasutusaja vältel tuleb täita tootja poolt antud nõudeid kiirgusmõõturi hooldusele.

5. PATSIENDIDOOSI JÄLGIMISE KORRALDAMINE

5.1. Üldiselt

Patsiendidoosi jälgimise süsteem, mida ideaalis koordineerib referentskeskus üleriigilisel tasemel, eeldab vastavate uurimuste ja analüüside läbiviijatelt piisavat pädevust ja kogu tegevusele vajalikke riiklikke ressursse, nii nagu need on kirjeldatud Euroopa Komisjoni juhendis RP154. Riiklikul tasemel peaks sellesse olema hõlmatud Keskkonnaamet, kes kiirgusseaduse [17] järgi vastutab üldiselt kogu riigis doosiseire ja doosiandmete kogumise eest. Terviseamet teeb järelvalvet tervishoiuasutuste kvaliteedijuhtimise osas [26], mis hõlmab ka radioloogilise kvaliteedi tagamist, sh pildikvaliteedi ja patsiendidoosi optimeerimist [18]. Referentskeskus teeks koostööd vastavate riiklike asutuste ja erialaseltsidega.
Tervishoiuasutuse siseselt on soovitatav patsiendidoose hinnata vähemalt korra aastas või sagedamini juhul, kui kiiritustoimingute tavas või kasutatavas aparatuuris on tehtud muudatusi, mis võiksid mõjutada patsientide saadavaid kiirgusdoose. Üleriiklikku doosiandmete kogumist on soovitatav teostada vähemalt iga kolme aasta tagant.

5.2. Standardprotseduuride valik

Patsiendidoose tuleks optimeerimiseks ja kiirguskaitseliseks hindamiseks jälgida kõikides diagnostilistes protseduurides, millest igaüks annab teatud panuse kollektiivsesse efektiivdoosi (ehk kollektiivdoosi). Kollektiivdoos sõltub protseduuridele vastavatest efektiivdoosidest ja protseduuride kasutussagedustest. Ideaaljuhul tuleks dosimeetriliselt hinnata kõikide ioniseeriva kiirgusega protseduure, praktikas on siiski mõistlik teha piiratud valik, kuna mõnede protseduuride panus kogu kollektiivdoosi võib olla tühiselt väike.
Patsiendidoosi optimeerimise eesmärgil võiks protseduurides, mis tingivad kõige suuremad kollektiivdoosid, olla määratud ka DRV-d, mis vastavad spetsifitseeritud mõõdetavatele suurustele.

Röntgenoloogilised uuringud

Usaldusväärseim ja täpseim viis meditsiinilisest röntgenkiiritusest saadava kollektiivdoosi hindamiseks oleks koguda andmeid uuringute sageduste ja tüüpiliste efektiivdooside kohta toodud 225 spetsiifilise uuringuliigi lõikes vastavalt juhendile RP154 (loetletud [27] tabeli 2-5 teises veerus). Suure töömahu ja piiratud ressursside tõttu võib see siiski paljudel juhtudel olla ebareaalne lähenemisviis. Seetõttu on samas juhendis pakutud sellest lihtsamat viisi, lähtudes uuringusageduste (ja efektiivdooside) hindamisel 70-st valitud uuringukategooriast (loetletud [27] tabeli 2-5 kolmandas veerus). Sellisel tasemel detailsus võimaldab ka küllaltki täpselt hinnata radioloogilist praktikat riigis, kuna igas kategoorias saab iga spetsiifilise röntgenuuringu jaoks leida keskmise efektiivdoosi, mille põhjal saab arvutada kollektiivdoosi. Kui ka sel viisil andmete kogumine ei ole reaalsete võimaluste piires teostatav, pakutakse eelnevast veel rohkem lihtsustatud lähenemisviisi, kus on aluseks vaid 20 põhilist uuringukategooriat (nn TOP 20), mis tingivad suurema osa kogu kollektiivdoosist (vt lisa D tabel D.1, [27]). Juhendis RP154 kirjeldatud uurimuse põhjal on leitud, et need röntgenuuringud katavad 70-90% meditsiinilisest röntgenkiiritusest tingitud kollektiivdoosist Euroopa maades ja tõenäoliselt tulevikus nende osakaal kasvab veelgi. Kui leida nende 20 põhilise panusega protseduuri jaoks sagedused ja efektiivdoosid Euroopa juhendis toodud metoodika järgi, saab selle põhjal anda piisava täpsusega hinnangu elanikkonna kiirituse kohta.

Euroopa projekti DDM2 uurimuse käigus täpsustati röntgenkiiritusest tingitud kollektiivdoosi jaotuse struktuuri erinevate protseduuride lõikes, võttes aluseks liikmesriikide poolt esitatud andmed protseduuride sageduste ja efektiivdooside kohta [54, 55]. Suurima kollektiivdoosiga protseduurid, sealhulgas TOP 20, reastati kollektiivdoosi järgi. Nagu nähtub nelja riigi (Soome, Šveitsi, Inglismaa, Prantsusmaa) andmete täpsemast võrdlusest, võiks osa uuringuid jätta TOP 20 loetelust välja (nt lülisamba kaelaosa, lülisamba rinnaosa, peensoole kontrastuuring), kuna nende kollektiivdoosi panus on suhteliselt tühine. Nende asemel võiks võtta sellesse loetelusse suurema kollektiivdoosiga protseduurid nagu KT rindkere/kõht, KT kogu lülisammas, KT kõht/vaagen. Lisa D tabelites D.2.1 kuni D2.4 on toodud uuendatud TOP 20, mis on koostatud eeltoodud võrdlusandmete põhjal ja mida saaks arvestada röntgenuuringutest saadava kollektiivdoosi panuse hindamisel Eestis.

Kogutud doosiandmete võrreldavuse tagamiseks peaksid tüüpilised uuringuprotokollid ja tegelikult valitud uuringupiirkonnad olema võimalikult kooskõlalised. Suurimad erinevused haiglate vahel protokollide osas on

kompuutertomograafia uuringutes, samuti menetlusradioloogia uuringutes, kus võivad väga suurel määral varieeruda nii protseduuri raskusaste kui ka sellega seotud summaarne läbivalgustuskestus.

Kui kasutusel on mitu KT-uuringu protokolli sama piirkonna uuringuteks (nt kõrge ja madala doosiga protokoll), siis tuleks valimisse kaasata ainult need uuringud, mis on tehtud protokolliga, mida kasutatakse praktikas rohkem. Ühte valimisse (ühe seadme puhul) ei tohiks kaasata doosiandmeid, mis vastavad erinevatele uuringuprotokollidele. Näiteks, kui kasutusel on protokollid „Peaaju (rutiin)“, mis on madalama doosiga protokoll, ja „Peaaju (suure doosiga)“, mis on suurema doosiga protokoll, siis tuleks enne dooside registreerimise alustamist analüüsida, kumba protokolli praktikas rohkem kasutatakse, ja uurimusse võtta ainut need patsiendidoosid, mis on saadud praktikas sagedamini kasutusel oleva protokolliga. Kuigi protokolli nimes võib olla viide nn „tavaprotokollile“ või „rutiinprotokollile“, tuleks mitme protokolli olemasolul analüüsida, kas seda protokolli praktikas kasutatakse kõige rohkem.

KT-uuringu valimisse kuulumise üle otsustamisel tuleb lähtuda eelkõige skaneerimisalast, mitte ainult protokolli nimest. Näiteks, kui kasutusel pole eraldi protokolli kõhu uuringu jaoks, vaid kasutatakse kõht-vaagen protokolli ja määratakse seejuures skaneerimisala ainult kõhu uuringu jaoks, siis selline uuring kuulub kõhu uuringu valimisse. Siiski peaks ühte valimisse kaasama ainult ühesuguse (enim kasutatava) protokolli nimega uuringud.

Lisa D tabelis D.3 on toodud mõned kriteeriumid ja uuringukirjeldused UK ja Austraalia juhendite järgi [52, 53], mille alusel võiks otsustada, kas teostatud uuringu andmeid valimisse võtta (või mitte võtta, kui protokoll on kirjeldatust väga erinev).

Nukleaarmeditsiin

Euroopa Liidu liikmesriikides läbi viidud uurimuste kohaselt annavad nukleaarmeditsiini kollektiivsesse efektiivdoosi kõige suurema panuse südame ja luu uuringud, vastavalt 40% ja 36% [54, 55]. Uuringute sageduse poolest on olulised ka kilpnäärme ja kopsu uuringud.
Viimaste aastate uurimused on näidanud, et kõige enam laieneb nukleaarmeditsiinis PET-i ja PET/KT kasutamine. Arvestades nende protseduuride suhteliselt kõrget efektiivdoosi, on tõenäoline, et need uuringud (eriti PET/KT) hakkavad lähemas tulevikus andma peamise osa nukleaarmeditsiini kollektiivdoosist [27].

Euroopa projekti Dose DataMed II (DDM2) raames (mille küsitlustes osales ka Eesti) hinnati kollektiivdooside panuseid nukleaarmeditsiini erinevates uuringutes (kokku 28-s kõige sagedasemas), tuginedes juhendis RP154 välja töötatud metoodikale [27, 54, 55]. Lisa D tabelis D.4 on toodud kõige suurema kollektiivdoosi panusega nukleaarmeditsiini uuringud Euroopa keskmistatud andmete põhjal ja hinnanguliselt ka Eesti kohta. Toodud protseduuride nimekiri (kokku 4-s piirkonnas 11 uuringut) võiks olla aluseks täpsemale nukleaarmeditsiini kollektiivdoosi hindamisele Eestis, arvestades nendes protseduurides patsiendile manustatud aktiivsusi ja uuringusagedusi.
Mitmetes riikides on määratud nukleaarmeditsiini uuringute jaoks DRV-d, nt UK-s kokku 90-le protseduurile [40] ja Soomes 18-le protseduurile [41]. Piisavate doosiandmete kogumisel saaks optimeerimise eesmärgil määrata DRV-d ka Eestis.

5.3. Mõõtmine ja doosiandmete registreerimine

Dooside mõõtmise korraldab iga tervishoiuasutus oma kvaliteedisüsteemi raames. Doosiandmete registreerimine toimub selleks volitatud radioloogiatehniku või muu kiirgustöötaja poolt koostöös meditsiinifüüsika spetsialistiga. Meditsiinifüüsika spetsialisti vastutuse alla kuulub doosi mõõteriistade ja näidikute (nt DAP-näidik) kalibreerimine ja vajaduse korral kiirgussaagise mõõtmine regulaarse kvaliteedikontrolli raames, samuti nõustamine kiirgusdooside mõõtmise ja arvutamise küsimustes. Kalibreerimise ja kiirgussaagise mõõtmise, samuti dentaalradioloogias vajalikud doosimõõtmised võib tervishoiuasutus tellida teenusena väljastpoolt haiglat isikult või asutuselt, kellel SM määruse § 6 lõike 5 järgi on õigus teha heakskiidu- ja toimimiskatseid.

Andmete töötlemise hõlbustamiseks on soovitatav kasutada ühtseid (nt referentskeskuse poolt kooskõlastatud) näidisvorme.

Lisas B on toodud näidisvormid, mida võiks kasutada doosiandmete registreerimisel.

Tervishoiuasutus kogub talle kohaldatavate standardprotseduuride lõikes igal aastal doosiandmed, säilitab need vähemalt 10 aastat kvaliteedisüsteemi andmestikus, kasutades neid andmeid jooksvalt riiklike või kohalike DRV-dega võrdlemisel ja doosi optimeerimisel. Need tulemused koos kvaliteedisüsteemi muude elementidega (sh pildi kvaliteet) vaadatakse kriitiliselt üle kliinilise auditi käigus. Vajaduse korral määrab tervishoiuasutus endale asutuse-siseste doosiandmete alusel kohalikud DRV-d.

Referentskeskus kogub ideaalis doosiandmed kõigist tervishoiuasutustest vähemalt iga 3 aasta tagant ja teeb andmete analüüsi, määrab riiklikud diagnostilised referentsväärtused (kooskõlastatuna erialaseltsidega), samuti avaldab doosiandmete üldistatud tulemused ja hindab elanikkonna kollektiivdoosi (sh uuringute sagedusi ja efektiivdoose) ja elaniku keskmist efektiivdoosi.

5.4. Elektroonsete andmete kasutamine

Enamik tänapäevaseid digitaalseid röntgenseadmeid on suutelised arvutama või mõõtma patsiendidoose selliste operatiivsete suurustena nagu *DAP* (ülesvõttel ja läbivalgustusel) või $CTDI_{vol}$ ja *DLP* (kompuutertomograafias) iga patsiendi uuringu kohta ja salvestama need DICOM-formaadis pildifaili päisesse või kujutisele. Digitaalselt salvestatud info väljavõtu võimalused peaksid tegema patsiendidoosi kogumise ja analüüsi tulevikus palju lihtsamaks.

DICOM (ingl. *Digital Imaging and Communications in Medicine*) on erinevate meditsiiniseadmete tootjate vahel ühtlustatud standard meditsiinilise uuringuga seotud info (sh doosiandmete) kogumiseks, salvestamiseks ja edastamiseks [56]. Selle standardi eesmärgiks on tagada ühilduvus ja tõhustada töövoogu kuvamissüsteemide ja muude infosüsteemide vahel kliinilises keskkonnas. Eestis on viimase kümnendi jooksul mindud praktiliselt täielikult üle piltide digitaalsele arhiveerimisele. Radioloogiline info on salvestatav infosüsteemide hierarhias (PAKS – piltide arhiveerimise ja kommunikatsiooni süsteem, RIS – radioloogia infosüsteem, HIS – haigla infosüsteem). Doosiandmed koos kõige muu vajaliku infoga saab koguda nendest süsteemidest suuremal või vähemal määral automaatselt. Et seda teha, peavad need süsteemid olema suutelised üksteisega suhtlema. Vajadust standardiseerimise järele on esile toodud nii röntgenseadmete tootjate kui ka RIS/PAKS-süsteemide tootjate poolt.

Tänapäeva röntgenseadmeid iseloomustab DICOM-ühilduvus ja võime mõõta või arvutada dosimeetrilisi suurusi. Edendamaks patsiendi kiirgusdoosi registreerimise võimalusi, on DICOM-i arendajad koostöös IEC-ga (Rahvusvaheline Elektrotehnika Komisjon) lisanud diagnostilise röntgenkiirguse dooside registreerimise malli DICOM-i standardisse. On välja töötatud uus protokolli struktuur (*structured report* - SR), mis peaks toetama patsiendidoosiga seotud andmete voogu ja korraldust. Käesolevaks ajaks (aprill 2013) on standardiseeritud kiirgusdoosi struktuurne protokoll (*Radiation Dose Structured Report* - RDSR) röntgenülesvõtete/läbivalgustuse, mammograafia ja kompuutertomograafia jaoks [57].

Siiski, vaatamata sellele, et on olemas rahvusvahelised standardid, ei ole kasutajal võimalik neid doosiandmeid kuigi lihtsalt kätte saada, kuna informatsiooni hulk ja vorming sõltub oluliselt röntgenseadmest, tootjast jne. Ühe võimaluse olukorra parendamiseks, sh kiirgusdooside jälgimise osas, on pakkunud rahvusvahelise organisatsiooni IHE (*Integrating the Healthcare Enterprise*) [58] poolt. IHE loodi 1999 aastal Põhja-Ameerika radioloogiaühingu (RSNA) ja tervishoiuinfosüsteemide ühingu (HIMSS) algatusel arvutisüsteemide vahel info jagamise tõhustamiseks. IHE edendab DICOM standardi koordineeritud kasutamist, et toetada spetsiifilisi kliinilisi vajadusi optimaalseks patsiendihoiuks. Vastavalt IHE profiilile arendatud süsteemide vaheline suhtlus on parem, seda on lihtsam juurutada, ja see võimaldab tervishoiuasutustel efektiivsemalt kasutada olemasolevat informatsiooni.

Erialaliitude ja ettevõtete omavahelise koostöö tulemusena IHE raames on välja töötatud doosi jälgimise profiil REM (*Radiation Exposure Monitoring*) [58], mille aluseks on DICOM-i kiirgusdoosi struktuurne protokoll (RDSR). See profiil käsitleb kuvamisprotseduuride doosiprotokolle, sh KT, angiograafia, läbivalgustus, mammograafia, kompuuterradiograafia, digitaalradiograafia. Hetkel ei kata see veel nukleaarmeditsiini ja kiiritusravi protseduure.

Erinevad meditsiinilise kuvamise modaliteedid kasutavad erinevaid operatiivseid kiirgussuurusi, et protokollida uuringujärgselt patsiendidoosi andmeid, mis on tuletatud kas arvutatud või mõõdetud väärtustest. Röntgenülesvõtete ja läbivalgustusega protseduurides, sealhulgas angiograafias, võib uuemates süsteemides olla lisaks doospindalale (*DAP*) määratud ka õhukerma teatud kaugusel fookusest

(referentspunktis) ja samuti naha sisenddoos (*ESD*). Täisdigitaalsed mammograafiasüsteemid näitavad tavaliselt keskmist (arvutatud) rinnanäärmedoosi (*MGD*). Kompuutertomograafid näitavad doosiprotokollis (enamasti kujutisena) doosiindeksit $CTDI_{vol}$, mis on arvutatud pea- või kehafantoomi jaoks ja on kaalutud ning korrigeeritud skaneeringu sammu järgi, ning doospikkust (*DLP*). Erinevad kiirgussuurused (*ESD*, *DAP*, $CTDI_{vol}$, *DLP*) ei ole otseselt võrreldavad, kuid igaüks neist annab suhtelise hinnangu doosile, mis on seotud konkreetse protseduuriga. Doosiandmed, mis on vajalikud patsiendidoosi hindamiseks, hõlmavad vähemalt neid kiirgussuuruste väärtusi, mis on registreeritud käsitsi või automaatselt, ja mille põhjal saab määrata hiljem ka riiklikud DRV-d. Siiski ei piisa andmete üldistamiseks ja analüüsiks ainult dosimeetrilisest väärtusest – vaja on ka täiendavaid andmeid, nt patsiendi kaal, pikkus, vanus jne.

IEC, IHE ja DICOM-i standardimisorganisatsioonid spetsifitseerivad täpsemalt, kuidas neid andmeid (ja muid olulisi uuringuandmeid kollektiivdoosi hindamiseks) tuleks salvestada ja seadmete vahel vahetada. Enamik uuemaid röntgenkuvamissüsteeme suudab väljastada mingil kujul patsiendidoosi protokolli, kuid mitte alati teiste seadmetega ühilduvas DICOM formaadis. Kui IEC uus standard 61910-1 RDSR kohta [59] ja IHE profiil rakenduvad praktikas ja kiidetakse heaks kõigi röntgenseadmete tootjate poolt ja saavad üldtunnustatuks ka RIS-de tootjate poolt, on suhteliselt lihtne korraldada tervishoiuasutuse siseselt patsiendidoosi jälgimist. Röntgensüsteemide kasutajad (haiglad, radioloogiakeskused jmt) peaksid uute röntgenseadmete ja uute RIS/PAKS süsteemide hankimisel seadma tingimuseks vastavuse IEC nimetatud standardi ja IHE profiiliga.

On välja töötatud mitmeid vabavara (nt Siemens CARE Analytics), avatud koodiga (nt Radiance, GROK, PixelMed DoseUtility, Pixelmed DICOM toolkit) ja tasulise tarkvara (nt GE DoseWatch, Sectra DoseTrack, QAELUM N.V. Total Quality Monitoring, Radimetrics eXposure, Agfa IMPAX REM) lahendusi doosiandmete kogumiseks DICOM-päise, MPPS, RDSR andmete või kujutise OCR baasil. Nende programmidega saab automaatselt jälgida tervishoiuasutuse infosüsteemidele tuginedes dooside statistikat, ajalisi trende ja anda märku üledoosidest (mingi võrdlustaseme suhtes). Üldiseks puuduseks on see, et doosiandmetele lisaks pole piisavalt patsiendiandmeid (nt kaal, pikkus) DRV-de määramiseks ja efektiivdoosi arvutamiseks.

Doosiparameetrid, mis salvestatakse DICOM-päisesse ja saadetakse RIS-i, võivad olla aluseks ka efektiivdoosi arvutamisel. Referentskeskuse volitatud isikud võiksid ideaalis koguda andmeid haigla RIS-idest riikliku doosiandmebaasi jaoks ja diagnostiliste referentsväärtuste määramiseks ning elanikkonna kollektiivdoosi hindamiseks. Sellise teabenõude seaduslikkus ja referentskeskuse volitused meditsiinikiirituse direktiivi nõuete kohaselt elanikkonna doosi hindamiseks peaksid olema reguleeritud õigusaktiga, nagu on ette nähtud juhendis RP154.

5.5. Andmete kogumine ja analüüs, referentsväärtuste kehtestamine

Andmete kogumine ja töötlemine peaks toimuma referentskeskuses. Referentskeskus teeb andmeanalüüsi põhjal ettepaneku referentsväärtuste kehtestamiseks Sotsiaalministeeriumile (SM). SM kooskõlastab DRV-de ettepaneku erialaliitudega ja kehtestab nendega konsensuse alusel DRV-d SM määruse lisana.

Lisaks hindab referentskeskus kogutud doosiandmete põhjal elanikkonna kollektiivdoosi ja elaniku efektiivdoose erinevates kiiritusprotseduurides.

5.6. Efektiivdoosi arvutamine

Iga kiiritusprotseduuriliigi (modaliteedi) puhul on matemaatiliste mudelite abil (nt Monte Carlo meetodil) võimalik mõõdetud kiirgussuuruste väärtuste (nt *DAP*) järgi hinnata elundidoose, millest saab arvutada efektiivdoosi, mis on patsiendi kiirgusriski hinnanguks.

Ioniseeriva kiirguse stohhastilise riski kvantitatiivseks hindamiseks standardpatsiendile on füüsikalise suurusena võetud kasutusele efektiivdoos *E*, mis arvutatakse kõigi kiirgustundlike elundite ekvivalentdooside kaalutud summana

$$E = \sum H_T \cdot w_T \,, \tag{13}$$

kus H_T on elundi (või koe) ekvivalentdoos, w_T on elundi (või koe) koefaktor.

Koefaktorid on määratletud ICRP poolt väljaannetes ICRP Publication 60 [60] ja ICRP Publication 103 [3]. Neist viimases on koefaktorite väärtused täpsustatud uusimate teaduslike andmete põhjal. Koefaktorite väärtused on toodud tabelis 2. Efektiivdoosi väärtuse esitamisel peab alati olema selgelt arusaadav, kumma ICRP publikatsiooni (60 või 103) koefaktoreid on arvutamisel kasutatud (nt eristamine efektiivdoosi tähistuses: E_{60} või E_{103}), kuna arvutatud E väärtused võivad mõnede riskielundite puhul üsna märkimisväärselt erineda. Tabeli 2 viimases veerus on toodud vastavate koefaktorite suhted. Hetkel on Eestis ametlikult kehtivad publikatsioonile ICRP 60 vastavad koefaktorid [61], tänapäeval teaduslikult täpseima efektiivdoosi ja riskihinnangu annavad aga ICRP 103 koefaktorid, mis on lähemal ajal kavas üle võtta IAEA uutesse kiirgusohutusnormidesse (*Basic Safety Standards - BSS*) ja EL-i uude kiirgusohutusdirektiivi.

Tabel 2. Koefaktorid ICRP 60 ja ICRP 103 järgi [60, 3].

Kude või elund	Koefaktor w_T		
	ICRP 60 (1990)	ICRP 103 (2007)	ICRP 103/ICRP 60
Sugunäärmed	0,20	0,08	0,4
Luuüdi	0,12	0,12	1,0
Käärsool	0,12	0,12	1,0
Kops	0,12	0,12	1,0
Magu	0,12	0,12	1,0
Põis	0,05	0,04	0,8
Rinnad	0,05	0,12	2,4
Maks	0,05	0,04	0,8
Söögitoru	0,05	0,04	0,8
Kilpnääre	0,05	0,04	0,08
Nahk	0,01	0,01	1,0
Luuümbris	0,01	0,01	1,0
Aju	-	0,01	(0,4)
Süljenäärmed	-	0,01	-
Muu*	0,05	0,12	2,4

* 1990: neerupealis, aju, neerud, lihased, kõhunääre, peensool, põrn, harknääre, jämesoole ülaosa, emakas (n.)
* 2007: neerupealis, ekstratorakaalsed hingamisteed, sapipõis, süda, neerud, lümfisõlmed, lihased, suu limaskest, kõhunääre, eesnääre (m.), peensool, põrn, harknääre, emakas (n.)

Protseduuri efektiivdoosi võib hinnata ka kohapeal radioloogia või nukleaarmeditsiini osakonnas, võttes aluseks keskmise mõõdetud patsiendidoosi (nt *ESD* või *DAP*) antud protseduuris ja arvutades Monte Carlo statistilise modelleerimismeetodi abil standardpatsiendi jaoks elundidoosid ja efektiivdoosi või kasutades publitseeritud koefitsiente. Efektiivdoosi arvutamise jaoks on välja töötatud erinevaid arvutiprogramme (vt allpool) vastavalt radioloogilise protseduuri iseärasustele ja kiiritusgeomeetriale.

Arvutatud keskmise efektiivdoosi väärtuse näitlikustamiseks on võimalik seda kaudselt võrrelda looduslikust taustkiirgusest tingitud aastase keskmise efektiivdoosiga, nagu seda on tehtud juhendis RP118 [29].

Röntgenuuringute puhul kasutatavaid efektiivdoosi arvutamise konkreetseid lahendusi ja arvutiprogramme on kirjeldatud juhendis ICRU Report 74 [33], tuntuimad neist on PCXMC [35] - täiskasvanute ja laste tavaradiograafia; SR-262 (NRPB, UK) - täiskasvanute tavaradiograafia, SR-279 (NRPB, UK) - laste tavaradiograafia, Lisaks on välja töötatud tavaradiograafia efektiivdoosi arvutamiseks koefitsiendid Saksamaal (GSF) ja USA-s (CDRH).

Ülesvõtete ja läbivalgustusega protseduuride jaoks on määratletud koefitsiendid UK juhendis HPA-028 [62] (vt lisa E tabelid E.1 ja E.2).

Kompuutertomograafia efektiivdoosi (erineva fantoomi korral) arvutamise programmina on tuntud SR-250 [36]. Täiskasvanute ja laste kompuutertomograafia efektiivdoosi arvutamise koefitsiendid *DLP* põhjal on avaldanud Deak jt (vt lisa E tabelid E.3 ja E.4)[63].

Mammograafias saab efektiivdoosi arvutada teadaoleva keskmise rinnanäärmedoosi *MGD* järgi, mis korrutatakse läbi rinna koefaktoriga. Sõeluuringu puhul peab siiski arvestama, et kui tavaliselt tehakse ülesvõtted kahes projektsioonis (CC ja MLO), siis kahe rinna uuringul kogu keha efektiivdoosi hindamisel tuleb ühe ülesvõtte *MGD* korrutada rinna koefaktori ja neljaga.

Nukleaarmeditsiini protseduuridele vastavad neeldumisdoosid elundites manustatud aktiivsuste järgi on publitseeritud ICRP juhendites, peamiselt publikatsioonis 80 [64]. Elundidooside ja efektiivdoosi arvutamiseks nukleaarmeditsiinis võib kasutada näiteks tarkvara OLINDA/EXM [65].

Efektiivdoosi puhul tuleb rõhutada, et see on arvutatav vaid standardpatsiendile (standardse kehaehituse ja keha koostisega) ja ei ole rakendatav konkreetsele isikule tema anatoomiliste erisuste tõttu.

5.7. Elanikkonna kollektiivdoosi ja elaniku efektiivdoosi hindamine

EL direktiivi 97/43/Euratom kohaselt (art. 12) on igas liikmesriigis vajalik hinnata meditsiinikiiritusest tingitud panust kogu elanikkonna kollektiivdoosis ja võrdlusrühmade lõikes ühe isiku kohta [19]. Vastavalt kiirgusseaduse § 42 lõikele 1 tagab Keskkonnaamet elanike ja elanikkonna vaatlusrühmade dooside hindamise [17].

Meditsiinikiirituse panuse hindamise eesmärgiks elanikkonna doosi jaotuses on [27]:
1) hinnata riigi elanikkonna aastase kollektiivdoosi ja ühe elaniku aastase keskmise doosi (kollektiivdoos keskmistatud üle kogu elanikkonna) ajalisi trende;
2) määrata erinevate modaliteetide kollektiivdooside panused kogu meditsiinikiirituse kollektiivdoosi;
3) määrata erinevate diagnostiliste kiiritusprotseduuride sagedused, tüüpilised kiirgusdoosid ja nende panused kogu kollektiivdoosi;
4) hinnata riigisiseseid regionaalseid erinevusi mingi protseduuri sagedustes ja doosides elaniku kohta;
5) hinnata liikmesriikide vahelisi erinevusi meditsiinikiirituse sagedustes ja doosides elaniku kohta;
6) võrrelda meditsiinikiirituse doose looduslike ja muude tehisallikate doosidega riigis;
7) määrata kiiritusprotseduure läbinud patsientide sooline ja vanuseline jaotus, eelkõige selliste protseduuride korral, mis annavad suurima panuse kogu kollektiivdoosi.

Elanikkonna kollektiivdoos (e kollektiivne efektiivdoos) S on suurus, mis määratakse järgmiselt:

$$S = \Sigma\, E_i \cdot N_i\,, \qquad (14)$$

kus E_i on elanikkonna allrühma i keskmine efektiivdoos ja N_i on elanike arv selles allrühmas.

Elanikkonna meditsiinikiiritusest tingitud kollektiivdoosi hindamisel võetakse arvesse diagnostilistes uuringutes saadavaid efektiivdoose, arvestades peamiselt nende protseduuridega, mis annavad kõige suurema panuse kollektiivdoosi.
Elanikkonna kollektiivdoosi arvutamiseks tuleb hinnata protseduuride teostamise sagedusi ja nende protseduuride tüüpilisi efektiivdoose. Protseduuride sagedused teeb kindlaks referentskeskus.

Protseduuride aastase sageduse hindamiseks on üldiselt kaks meetodit [27]:
a) uuringute arv aastas saadakse tervishoiuasutuste valimilt ja nendele andmetele tuginedes tuletatakse andmed kogu riigi tervishoiusüsteemi jaoks
b) uuringute arv aastas saadakse riigi kesksetest statistilistest andmebaasidest (nt Haigekassast) kogu riigi (või sellest suurema osa) radioloogilise praktika kohta

Elanikkonna kollektiivdoosi põhjal iga elaniku kohta keskmise efektiivdoosi arvutamisel tuleb arvestada, et igale protseduurile võib vastata patsientide väga erinev vanuseline ja sooline struktuur. Euroopa patsientide üldistatud soolised ja vanuselised jaotused 20 tüüpilise protseduuri lõikes on toodud juhendi RP154 lisas 3.

Euroopa Liidu 8 liikmesriigis läbi viidud uurimuse kohaselt annab nukleaarmeditsiin kõikidest meditsiinikiiritusega protseduuridest saadavast kollektiivdoosist 4-14%. Samal ajal on nukleaarmeditsiini uuringute arvuline osakaal meditsiinikiiritusega seotud uuringute üldises arvestuses isegi väiksem, olles vahemikus 2-5% [27]. Patsientide vanuselises lõikes tehakse nukleaarmeditsiini uuringuid sagedamini just vanemaealistel.

6. REFERENTSVÄÄRTUSE ÜLETAMISE VÕIMALIKUD PÕHJUSED JA DOOSI OPTIMEERIMINE

Võrreldes mingis standardprotseduuris mõõdetud konkreetse seadme keskmist patsiendidoosi üleriikliku doosijaotusega ja DRV-ga selles protseduuris, on võimalik hinnata, kus paikneb sellel jaotusel kohalik doos ja

kas see on suurem või väiksem kui DRV. Kui kohalik keskmine doosiväärtus on suurem DRV-st, tuleks üldjuhul hinnata võimalusi selle vähendamiseks, jälgides samal ajal, et uuringust saadav diagnostilise info kvaliteet (mida saab osaliselt iseloomustada näiteks signaal-müra-suhtega kujutisel) ei väheneks. Sel viisil optimeerimine, kui sellega kaasneb uuringuprotokolli muutmine ja seadme seadistuse muutmine, peaks toimuma väga hoolikalt mõlemat aspekti täpselt hinnates kogenud töötajate (meditsiinifüüsik/insener, radioloog, radioloogiatehnik) meeskonnatööna.

Vahel ei ole DRV-st suurema doosi põhjuseks siiski mitte halvasti optimeeritud uuringuprotokoll, vaid muud põhjused, mida tuleks eraldi uurida [5]:

a) mõõtemetoodika;
b) kiirgusseade;
c) valimi ebaühtlus;
d) tehnika ja teostus.

a) Mõõtemetoodika

Nagu iga mõõteseadme puhul, on ka patsiendidoosi hindamisel esmatähtis, et mõõtevahend (nt DAP-meeter) oleks kalibreeritud enne mõõtmiste tegemist. Kalibreerimata mõõtevahendiga tehtud mõõtmised pole usaldusväärsed, mistõttu ei saa neid tulemusi kasutada DRV väärtustega võrdlemisel. Kui mõõdetud keskmine doosiväärtus ületab oluliselt DRV-d, võib üheks põhjuseks olla see, et mõõteriista kalibratsioon on paigast ära ja sel juhul oleks mõistlik mõõteriist uuesti kalibreerida.

DRV-d leitakse kindla patsientide grupi jaoks. Valimisse võib kaasata nii mehi kui naisi, kui just ei ole tegemist sooliselt spetsiifiliste protseduuridega (nt mammograafia). DRV ületamisel võiks üle kontrollida, et valimisse poleks sattunud mõnda patsienti, kes oma füsioloogiliste iseärasuste poolest tegelikult valimisse ei sobi ja muudab oluliselt keskmise doosi väärtust.

Kui *DAP*-i väärtus või muud andmed saadakse radioloogia infosüsteemist või PAKS-ist, puuduvad suure tõenäosusega korrektsed patsiendi pikkuse ja kaalu andmed. Kuna inimese kaal võib aja jooksul varieeruda väga suures ulatuses, pole alati usaldusväärsed radioloogia infosüsteemist saadud või patsiendi käest saadud arvatavad kaaluandmed. Patsiendi valimisse kuulumise üle peaks otsustama patsienti kaaludes. Kui patsient klassifitseeritakse valimisse valesti, võib see mõjutada oluliselt keskmise doosi väärtust.

b) Kiirgusseade

Seadme rike on võimalik, ent kõige harvemini esinev põhjus DRV ületamisel. Seadme rike suure keskmise doosi põhjustajana on võimalik lihtsalt välistada, teostades seadmel regulaarselt kvaliteedikontrolli.

Enamlevinud seadmest tulenevad põhjused suure keskmise doosi jaoks on: a) ebastabiilne või reguleerimata doosiautomaatika, b) kasutatakse degradeerunud pildiretseptoriga seadet, mis nõuab suurt doosi kujutise tekitamiseks. Esimesel juhul tuleks välja selgitada ebastabiilsuse põhjused ja reguleerida automaatikat. Teisel juhul on prioriteediks pildiretseptori väljavahetamine.

Erinevad keskmise doosi väärtused erinevatel seadmetel võivad olla põhjustatud ka järgnevatest asjaoludest:

1) kasutatakse erinevat pildiretseptori tehnoloogiat (kompuuterradiograafia, digitaalradiograafia);
2) erinevused hajukiirtevõre kasutamise praktikas;
3) erinevused röntgenkiirtekimbu eelfiltratsiooni seadistustes;
4) doosiautomaatika erinev seadistus;
5) erinevate tootjate seadmed.

c) Valimi ebaühtlus

Mõne valdkonna või isiku doosid ei sobi alati DRV-ga võrdlemiseks. Näiteks ei sobi pediaatriliste patsientide keskmist doosi võrrelda täiskasvanute jaoks leitud DRV-ga. Mõnes kabinetis (nt erakorralise meditsiini osakonnas) või mõne arsti poolt võidakse teha märkimisväärselt spetsiifilisemaid ja keerulisemaid uuringuid kui mujal kabinettides/haiglates ja mis nõuavad ka suuremat doosi, kui on DRV. DRV-ga võrdlemisel peaks igal juhul hindama valimi ühtlust ja arvestama, et mõnel juhul võib DRV-st suurem keskmine doos olla põhjendatud.

d) Tehnika ja teostus

Kuigi uuringute läbiviimise tehnikat on aja jooksul püütud rohkemal või vähemal määral standardiseerida, varieerub praktika (ja ka keskmine doos) seda rohkem, mida keerulisema uuringuga on tegemist. DRV ületamisel tuleks uuringu läbiviimise tehnika vaadata üle olemasolevate standardite valguses või nende

puudumisel püüda protseduuride teostust haiglasiseselt standardiseerida. Riiklikud ja kohalikud (haiglasisesed) DRV-d võiksid olla osaks standardiseeritud protokollidest (protseduuride spetsifikaadist) [5]. Mida keerulisem uuring, seda raskemini on see standardiseeritav. Aga keerulisem uuring võib olla ka palju harvem uuring ja DRV kehtestamine pole nii vajalik.

Meditsiinikiirituse kasutamisel toimub doosi optimeerimine igapäevaselt iga patsiendi jaoks individuaalselt (nt kollimatsioon, automaatika poolt seadistatud doos jne), protseduuride kaupa toimub optimeerimine pikema aja jooksul, võttes arvesse patsiendi doosi mõjutavaid tegureid (automaatika kõverad, kV, filtratsioon, fookuskaugus, hajukiirtevõre jne) üldiselt.

Referentsväärtusele vastava optimeerimistaseme saavutamine peab olema prioriteetseks eesmärgiks igale tervishoiuasutusele, kus mingi uuringu keskmine doos ületab referentsväärtuse. Samuti tuleb referentsväärtuste kasutamist laiendada võimalikult paljudele uuringutele. DRV ületamisel ja dooside optimeerimisel peaks tervishoiuasutus hindama kõiki oma ressursse (kvaliteedikontrolli ja hooldustööd, uute seadmete hankimine, personali koolitus) ja selle põhjal tegema otsustusi. Järk-järgult on soovitatav lisaks referentsväärtuste järgimisele hakata hindama ka nn saavutatavaid (ehk parima tava) doose, et oleks võimalus jätkuvalt optimeerida patsientide kiirguskaitset ja pildi kvaliteeti sellistes osakondades, kus on juba saavutatud referentsväärtustest madalamad keskmised doosid.

Kirjandus

1. Tervise Arengu Instituut. DR10: *Radioloogia uuringud ja protseduurid vanusrühma, teenuse osutamise viisi ja teenuse osutaja liigi järgi*. Tervisestatistika ja terviseuuringute andmebaas. 2013. www.tai.ee

2. UNSCEAR. Sources and effects of ionizing radiation, UNSCEAR 2008, *Report to the General Assembly with Scientific Annexes, Volume I, Annex A: Medical radiation exposures*, United Nations: New York, 2010

3. ICRP. *The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*, ICRP Publication 103, Elsevier, 2008.

4. IPSM. *National Protocol for Patient Dose Measurements in Diagnostic Radiology.* National Radiological Protection Board, UK. 1992.

5. IPEM. *Guidance on the Establishment and Use of Diagnostic Reference Levels for Medical X-ray Examinations*. IPEM Report 88, UK, 2004.

6. EC. Guidance on diagnostic reference levels (DRLs) for medical exposures. *Radiation Protection 109*. Office for Official Publications of the European Communities, Luxembourg, 1999.

7. Servomaa, A.; Rannikko, S.; T. Parviainen, P. Holmberg, E. Kuus, T. Müürsepp, and V. Järv. Radiation safety and quality assurance in x-ray diagnostics. Measurements in some radiological clinics in Tartu. In: "1895-1995 – The century of x-rays". *Tartu Ülikooli Toimetised*, Vihik 965, 1993, 50-75.

8. Kepler K, Lintrop M, Servomaa A, Filippova I, Parviainen T, Eek V. Radiation dose measurement of paediatric patients in Estonia. In: *Radiation Protection in the 2000s – Theory and Practice*, STUK-A195, June 2003, Helsinki, Finland, pp. 287-292

9. A. Paats. *Radiation doses and image quality in mammography in Estonia*. Master Thesis. Tallinn Technical University, Tallinn 2001.

10. Padovani, R.; Vano, E.; Trianni, A.; Bokou, C.; Bosmans, H.; Bor, D.; Jankowski, J.; Torbica, P.; Kepler, K.; Dowling, A.; Milu, C.; Tsapaki, V.; Salat, D.; Vassileva, J.; Faulkner, K. (2008). Reference levels at European level for cardiac interventional procedures. *Radiation Protection Dosimetry*, 129(1–3), 104–107.

11. Muhogora WE, Ahmed NA, Beganovic A, Benider A, Ciraj-Bjelac O, Gershan V, Gershkevitsh E, Grupetta E, Kharita MH, Manatrakul N, Milakovic M, Ohno K, Ben Omrane L, Ptacek J, Schandorf C, Shabaan MS, Stoyanov D, Toutaoui N, Wambani JS, Rehani MM. Patient doses in CT examinations in 18 countries: initial results from International Atomic Energy Agency projects. *Radiation Protection Dosimetry*. 2009 Sep;136(2):118-26.

12. H Järvinen, K Merimaa, R Seuri, E Tyrväinen, M Perhomaa, P Savikurki-Heikkilä, E Svedström, J Ziliukas, M Lintrop. Patient doses in paediatric CT: feasibility of setting diagnostic reference levels. *Radiation Protection Dosimetry*. 2011 Jul; 147(1-2):142-6.

13. Filippova I. Patient and staff doses in radiology and cardiology in Estonia. *Radiation Protection Dosimetry* (December 2005) 117(1-3): 59-61

14. K. Kepler, A. Servomaa, I. Filippova. Preliminary reference levels for diagnostic radiology in Estonia. *IFMBE Proceedings*, 9, 2005, 29-30.

15. K. Kepler, A. Servomaa, I. Filippova. Patsiendidoosi optimeerimine röntgenuuringutel Eesti haiglates. *Eesti Füüsika Seltsi aastaraamat* 2005, Tartu 2006.

16. Aavik, A.; Allik, T.; Nazarenko, S.; Paats, A.; Raudsepp, R.; Ross, P.; Simisker, A.; Tõnnov, A.; Ulst, M.. (2007). National PACS programme in Estonia - results and successes. *Imaging Management*, 7(2), 18 - 20.

17. EV Riigikogu. *Kiirgusseadus*. 2004. RT I 2004, 26, 173. www.riigiteataja.ee

18. Sotsiaalministeerium. *Kiirgusohutusnõuded meditsiiniradioloogia protseduuride teostamisel ja meditsiinikiiritust saavate isikute kaitse nõuded*. (Sotsiaalministri määruse eelnõu 10.10.2013).

19. European Council. Council Directive 97/43/Euratom of 30 June 1997 on health protection of individuals against the dangers of ionizing radiation in relation to medical exposure, and repealing Directive 84/466/Euratom. *Official Journal of the European Communities*, 1997, L 180 , 22-27.

20. EC. *European guidelines on quality criteria for diagnostic radiographic images. EUR 16260 EN*, Office for Official Publications of the European Communities, Luxembourg, 1996.

21. EC. *European guidelines on quality criteria for diagnostic radiographic images in paediatrics. EUR 16261 EN*, Office for Official Publications of the European Communities, Luxembourg, 1996.

22. EC. *European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis.* 4th edition. CEC, 2006.

23. EC. *European protocol on dosimetry in mammography*. Report EUR 16263 EN. Luxembourg: Office for Official Publications of the European Communities; 1996.

24. EC. *European guidelines on quality criteria for computed tomography. EUR 16262 EN*. Luxembourg: Office for Official Publications of the European Communities, 1999. (Update: 2004 CT Quality Criteria, see http://www.msct.eu/CT_Quality_Criteria.htm)

25. EC. *European guidelines on radiation protection in dental radiology*. The safe use of radiographs in dental practice. Radiation Protection 136. CEC, 2004

26. Sotsiaalministeerium. *Tervishoiuteenuste kvaliteedi tagamise nõuded.* Sotsiaalministri määrus nr. 128 (2004)

27. EC. *European Guidance on Estimating Population Doses from Medical X-Ray Procedures.* Radiation Protection 154. CEC, 2008.

28. EC. *Criteria for acceptability of medical radiological equipment used in diagnostic radiology, nuclear medicine and radiotherapy*. Radiation Protection 162. CEC, 2012.

29. EC. *Referral guidelines for Imaging*. Radiation Protection 118. CEC, 2000 (Update 2008).

30. EC. *European Commission guidelines on clinical audit for medical radiological practices (diagnostic radiology, nuclear medicine and radiotherapy)*. Radiation Protection 159. CEC, 2009.

31. IAEA. *Dosimetry in diagnostic radiology: an international code of practice*. Tech Report 457, Vienna, 2007.

32. IAEA. *Quality assurance for radioactivity measurement in nuclear medicine*. Tech Report 454, Vienna, 2006.

33. ICRU. *Patient Dosimetry for X Rays used in Medical Imaging*. ICRU Report 74. Journal of the ICRU. December 2005, Volume 5, Number 2.

34. Hart D, Jones D, Wall BF. *Estimation of effective dose in diagnostic radiology from entrance surface dose and dose-area product measurements*. (Chilton: National Radiological Protection Board) NRPB R262 (1994).

35. Servomaa A and Tapiovaara MJ. Organ dose calculation in medical x-ray examinations by the program PCXMC. *Radiation Protection Dosimetry* 80, 213-219 (1998) (Upgrade Version PCXMC 2.0) www.stuk.fi/pcxmc

36. NRPB. *Normalised organ doses for X-ray computed tomography calculated using Monte Carlo techniques*. SR250 , UK, 1994 (Updated regularly)

37. K. Michielsen1,*, J. Jacobs1, K. Lemmens1, J. Nens1, J. Zoetelief2, K. Faulkner3 and H. Bosmans1. Results of a european dose survey for mammography. *Radiation Protection Dosimetry* (2008), Vol. 129, No. 1–3, pp. 199–203

38. EC. *Cone beam CT for dental and maxillofacial radiology*, Radiation Protection 172. CEC, 2012.

39. EANM. http://www.eanm.org

40. ARSAC. *Notes for Guidance on the Clinical Administration of Radiopharmaceuticals and Use of Sealed Radioactive Sources*. Health Protection Agency, UK. 2006 (rev. 2011)

41. STUK. *Potilaan säteilyaltistuksen vertailutasot isotooppitutkimuksissa*. Päätös 16/3020/2009 (10.12.2009). STUK, Finland. 2009.

42. IAEA. *Radiation Protection in Paediatric Radiology*, SRS71, Vienna 2012

43. Lindskoug, B.A. The Reference Man in diagnostic radiology dosimetry. *Br. J. Radiol.,* 1992, 65, 431-37.

44. STUK. *Potilaan säteilyaltistuksen vertailutasot lasten röntgentutkimuksissa*. Päätös 26/310/05 (28.12.2005). STUK, Finland. 2005.

45. Watson, D. J. and Coakley, K. S. Paediatric CT reference doses based on weight and CT dosimetry phantom size: local experience using a 64-slice CT scanner. *Pediatr. Radiol*. 40, 693–703 (2010).

46. Paediatric Task Group Members, European Association of Nuclear Medicine (EANM). A radiopharmaceuticals schedule for imaging in paediatrics. *Eur J Nucl Med*, 17, 127–9, 1990

47. Dance DR, Skinner CL , Young KC , Beckett JR, Korte CJ. Additional factors for estimation of mean glandular breast dose using the UK mammography dosimetry protocol. *Phys. Med. Biol*. 45, 3225–3240 (2000).

48. Dance DR, Young KC , van Engen RE. Further factors for the estimation of mean glandular dose using the United Kingdom, European and IAEA breast dosimetry protocols. *Phys. Med. Biol*. 54, 4361-4372 (2009).

49. IEC, 60601-2-43 Medical electrical equipment - Part 2-43: Particular requirements for the basic safety and essential performance of X-ray equipment for interventional procedures, 2010

50. ICRP. *Avoidance of radiation injuries from medical interventional procedures*. ICRP Publication 85. Ann ICRP 2000; 30:7–67.

51. SIR. Guidelines for patient radiation dose management. *J Vasc Interv Radiol* 2009; 20:S263-S273

52. HPA. *CT dose survey data acquisition form*. HPA, UK, 2010.

53. ARPANSA. *National Diagnostic Reference Level Survey User Guide*, Australia, 2011.

54. EC. Workshop on European Population Doses from Medical Exposure, 24-26 April 2012, Athens, Greece, http://www.ddmed.eu/workshop:programme

55. EC. Study on European Population Doses from Medical Exposure. (Dose Datamed 2) DDM2. Project Report on European Population Dose Estimation (Draft 28.01.2013) http://ddmed.eu

56. NEMA. *DICOM PS 3*, 2011. http://medical.nema.org/

57. NEMA. *X-Ray Radiation Dose SR IOD Templates*. CT Radiation Dose SR IOD Templates. DICOM PS 3.16, 2011 ftp://medical.nema.org/medical/dicom/2011/11_16pu.pdf

58. IHE. *Radiation Exposure Monitoring*. http://wiki.ihe.net/index.php?title=Radiation_Exposure_Monitoring

59. IEC. *Medical electrical equipment - Radiation dose documentation - Part 1: Radiation dose structured reports for radiography and radioscopy*. IEC 61910-1 Ed. 1.0. IEC, 2013 (Draft 62B/906/CDV)

60. ICRP. International Commission on Radiological Protection (ICRP). (1991). *1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*. ICRP Publication 60. Annals of the ICRP, 21(1–3), 1–201.

61. Keskkonnaministeerium. *Kiirgustöötaja ja elaniku efektiivdooside seire ja hindamise kord ning radionukliidide sissevõtust põhjustatud dooside doosikoefitsientide ning kiirgus- ja koefaktori väärtused.* Keskkonnaministri 26. mai 2005. a määrus nr 45 (RTL 2005, 65, 934)

62. BF Wall, R Haylock, JTM Jansen, MC Hillier, D Hart and PC Shrimpton. *Radiation Risks from Medical X-ray Examinations as a Function of the Age and Sex of the Patient.* Report HPA-CRCE-028 (2011)

63. P. D. Deak, Y. Smal, W. A. Kalender. Multisection CT Protocols: Sex- and Age-specifi c Conversion Factors Used to Determine Effective Dose from Dose-Length Product. *Radiology*: Vol. 257: N1, 2010

64. ICRP. *Radiation Dose to Patients from Radiopharmaceuticals*. ICRP Publication 80. Ann. ICRP 28 (3), 1998.

65. M. G. Stabin. *The OLINDA/EXM Personal Computer Code*. olinda.vueinnovations.com/olinda

Lisa A. Euroopa diagnostilised referentsväärtused

Tabel A.1. EK diagnostilised referentsväärtused naha sisenddoosina (*ESD*) täiskasvanute tavaröntgenülesvõtetel [20,6].

Röntgenuuring	Diagnostiline referentsväärtus, *ESD* (mGy)
Kolju AP/PA	5,0
Kolju LAT	3,0
Rindkere PA	0,3
Rindkere LAT	1,5
Lülisamba lumbaalosa AP	10
Lülisamba lumbaalosa LAT	30
Vaagen AP	10
Kuseteed AP	10

Tabel A.2. Euroopa diagnostilised referentsväärtused naha sisenddoosina (*ESD*) mammograafias (hajukiirtefiltriga, 5 cm komprimeeritud rind) ühe ülesvõtte kohta. [20,6]

Röntgenuuring	Diagnostiline referentsväärtus, *ESD* (mGy)
Mammograafia MLO (hajukiirtefiltriga)	10
Mammograafia CC (hajukiirtefiltriga)	10

Tabel A.3. Keskmise rinnanäärmedoosi (*MGD*) Euroopa aktsepteeritavad tasemed ja saavutatavad tasemed mammograafias [22].

PMMA fantoomi paksus (cm)	Rinna ekvivalentne paksus (cm)	Keskmine rinnanäärmedoos (*MGD*)	
		Aktsepteeritav tase (mGy)	Saavutatav tase (mGy)
2,0	2,1	<1,0	<0,6
3,0	3,2	<1,5	<1,0
4,0	4,5	<2,0	<1,6
4,5	5,3	<2,5	<2,0
5,0	6,0	<3,0	<2,4
6,0	7,5	<4,5	<3,6
7,0	9,0	<6,5	<5,1

Tabel A.4. EK projekti SENTINEL diagnostilised referentsväärtused menetlusradioloogias [10].

Patsiendidoosi iseloomustav suurus	Protseduur		
	CA	PTCA	EP
DAP (Gy·cm^2) Efektiivdoos (mSv) Kumulatiivne doos referentspunktis (mGy) Läbivalgustusaeg (min) Piltide koguarv	45 8 650 6,5 700	85 15 1500 15,5 1000	35 6 – 21 –
Naha sisendõhukerma	Läbivalgustus madala doosikiiruse režiimis: 13 mGy/min Pildihõive režiimis: 0,10 mGy pildi kohta		

Lühendid : CA – koronaarangiograafia, PTCA - perkutaanne transluminaalne koronaarangioplastika, EP-elektrofüsioloogia

Tabel A.5. EK diagnostilised referentsväärtused kompuutertomograafiauuringutel [24].

Kompuutertomograafiauuring	Diagnostiline referentsväärtus	
	$CTDI_w$ (mGy)	*DLP* (mGy·cm)
Pea	60	1050
Rindkere	30	650
Kõht	35	780

Tabel A.6. Euroopa diagnostilised referentsväärtused 5-aastase lapse puhul (ühe ülesvõtte kohta) [21, 6].

Röntgenuuring	Diagnostiline referentsväärtus,*ESD* (µGy)
Rindkere AP/PA	100
Rindkere LAT	200
Kolju AP/PA	1500
Kolju LAT	1000
Kõht AP/PA	1000
Vaagen AP	900

Tabel A.7. Euroopa diagnostilised referentsväärtused imiku ja vastsündinu puhul (ühe ülesvõtte kohta) [21, 6].

Röntgenuuring	Diagnostiline referentsväärtus, *ESD* (mGy)
Vaagen AP - imik	200
Rindkere AP - vastsündinu	80

Tabel A.8. EK referentsväärtus suusisestel hambaröntgenülesvõtetel [25].

Uuring	Referentsväärtus, õhukerma (mGy)
Ülemine purihammas	4

Tabel A.9. EK saavutatav doospindala (*DAP*) väärtus koonuskimpkompuutertomograafias [38].

Uuring	Saavutatav *DAP* (mGy · cm^2)
Esimese purihamba implantaadi paigutuse uuring	250

Tabel A.10. Täiskasvanule manustatava aktiivsuse skaleerimistegurid lapse jaoks kaalu järgi [39, 6].

Kaal (kg)	Fraktsioon täiskasvanule manustatavast aktiivsusest	Kaal (kg)	Fraktsioon täiskasvanule manustatud aktiivsusest	Kaal (kg)	Fraktsioon täiskasvanule manustatud aktiivsusest
3	0.10	22	0.50	42	0.78
4	0.14	24	0.53	44	0.80
6	0.19	26	0.56	46	0.82
8	0.23	28	0.58	48	0.85
10	0.27	30	0.62	50	0.88
12	0.32	32	0.65	52–54	0.90
14	0.36	34	0.68	56–58	0.92
16	0.40	36	0.71	60–62	0.96
18	0.44	38	0.73	64–66	0.98
20	0.46	40	0.76	68	0.99

Lisa B. Doosiandmete kogumise vormid

Vorm B.1. Doosiandmete kogumise vorm tavaradiograafias (üks ülesvõte).

TAVARADIOGRAAFIA DOOSIANDMETE VORM

Tervishoiuasutus …….. Kabinet …… Kuupäev ……

Andmete kogumise eest vastutaja …….

DAP-näidiku kalibreerimise või seadme kiirgussaagise mõõtmise eest vastutaja …….

Patsiendi andmed

Sugu M / N Kaal …… kg

Sünniaasta …… Pikkus ..... cm

Uuringu andmed

Protseduuri nimetus (piirkond) …… Projektsioon ……

Andmed <u>ühe ülesvõtte</u> kohta

Doospindala (*DAP**) …… Gy ·cm^2 AEC kasutusel? JAH / EI

Fookus-pildiretseptor-kaugus (*FRD*) ……..mm Röntgentoru laeng …… mAs

Fookus-nahk-kaugus (*FSD*) …… mm Röntgentoru pinge …… kV

Lisafiltratsioon …….. mm Al või Cu Hajukiirtevõre kasutusel? JAH / EI

Kiirgusvälja mõõtmed (pildiretseptoril) …….. mm × mm

Detektori doos ……µGy

Ekspositsiooniindeks …… AEC tundlikkuse seadistus ……

Aparatuuri andmed

Röntgenseade (tootja, mudel, seadmenumber) ……

Pildiretseptori liik KR / DR Pildiretseptori nominaalne koguväli

…… mm × mm

KR / DR pildiretseptori tootja …… KR-skanneri seadistatud tundlikkus ……

Röntgenallika omafiltratsioon …….. mm Al või HVL …… mm Al @ 80 kV

Fookustäpi suurus …… mm

MÄRKUSED

1) Hallil põhjal on esile tõstetud kõige olulisemad andmed
2) *DAP** - DAP-meetri näidikul või röntgenseadme juhtekraanil kuvatud doospindala näit
3) AEC - automaatekspositsioonisüsteem
4) KR = kompuuterradiograafia (fosfoorplaat); DR = digitaalradiograafia (täisdigitaalplaat)
5) Laste puhul märkida patsiendi andmetesse ka pikkus

Vorm B.2. Doosiandmete kogumise vorm mammograafias (üks ülesvõte).

MAMMOGRAAFIA DOOSIANDMETE VORM

Tervishoiuasutus …….. Kabinet …… Kuupäev ……

Andmete kogumise eest vastutaja …… MGD-näidiku kalibreerimise või seadme kiirgussaagise mõõtmise eest vastutaja ……..

Patsiendi andmed

Sünniaasta …… Rinna paksus ……..mm

Uuringu andmed

Projektsioon MLO

Andmed <u>ühe ülesvõtte</u> kohta

Keskmine rinnanäärmedoos (*MGD**) ……mGy AEC kasutusel? JAH / EI

Märklaud/filter …….. /..... Röntgentoru laeng …… mAs

Röntgentoru pinge …… kV AEC tundlikkuse seadistus ……..

Kompressioonijõud .....N Hajukiirtevõre kasutusel? JAH / EI

Ekspositsiooniindeks ……

Aparatuuri andmed

Röntgenseade (tootja, mudel, seadmenumber) ……..

Pildiretseptori liik KR / DR Fookus-laud-kaugus (FTD) ……..mm

Pildiretseptori tootja …… Fookustäpi suurus ……. mm

Pildiretseptori nominaalne koguväli …….. mm × mm

MÄRKUSED
1) Hallil põhjal on esile tõstetud kõige olulisemad andmed
2) *MGD** - röntgenseadme juhtekraanil kuvatud keskmise rinnanäärmedoosi näit
3) AEC - automaatekspositsioonisüsteem
4) KR = kompuuterradiograafia (fosfoorplaat); DR = digitaalradiograafia (täisdigitaalplaat)

Vorm B.3. Doosiandmete kogumise vorm läbivalgustusega protseduurides.

LÄBIVALGUSTUSEGA PROTSEDUURI DOOSIANDMETE VORM

Tervishoiuasutus …….. Kabinet …… Kuupäev ……

Andmete kogumise eest vastutaja DAP-näidiku kalibreerimise eest vastutaja

…… ……

Patsiendi andmed

Sugu M / N Kaal …… kg või väike/keskmine/suur

Sünniaasta …… Pikkus ..... cm

Uuringu andmed

Protseduuri nimetus (sh anatoomiline piirkond) ……..

Summaarne doospindala (*DAP*) …… Gy · cm^2

Summaarne õhukerma referentspunktis …….. mGy

Protseduuri raskusaste: lihtne/keskmine/raske Organprogramm ……

Angioplastika: dilatatsioonide arv …… ja paigaldatud stentide arv …….

Ülesvõtete andmed

Seeriate (või piltide) arv, sh kasutades: *fosfoorplaate ……

*või digitaalset sihtvõtteid (v.a. DSA) …… *või digitaalsubtraktsioonangiograafiat (DSA) ……

Röntgentoru pinge vahemik ……. – …… kV Doosiprogramm ……..

Kaadrisagedus …….. F/s Vaateväli …… cm

Läbivalgustuse andmed

Läbivalgustuskestus …… min Doosiprogramm ……..

Läbivalgustuse doospindala (*DAP*)…….. Gy·cm^2 Viimase pildi hoid (LIH) kasutusel? jah/ei

Röntgentoru pinge vahemik ……. – ……. kV Impulssläbivalgustus kasutusel? jah/ei

Röntgentoru voolu vahemik ……. – ……. kV Impulsisagedus …….. P/s

Aparatuuri andmed

Röntgenseade (tootja, mudel, seadmenumber) ……..

Hajukiirtevõre kasutusel jah/ei DR-pildiretseptori tootja ja mudel ……..

Kujutisvõimendi tootja ja mudel …… KR-skanneri tootja ja mudel ……..

MÄRKUSED: Hallil põhjal on esile tõstetud kõige olulisemad andmed

Vorm B.4. Doosiandmete kogumise vorm kompuutertomograafias.

KOMPUUTERTOMOGRAAFIA DOOSIANDMETE VORM

Tervishoiuasutus:	Kabinet:		Uuringu kuupäev:		
	Andmete kogumise eest vastutaja:		$CTDI_{vol}$ ja *DLP* kalibreerimise eest vastutaja:		
Uuringu tellimise põhjus / kliiniline näidustus:			$CTDI_{vol}$ ja *DLP* kalibreerimise kuupäev:		
Uuringu ACC nr. **.....**	Sugu: M/N	Vanus: (aastat)	Kaal: (kg)	Pikkus: (cm)	
KT-skanner	Tootja: ☐ GE ☐ Philips ☐ Siemens ☐ Toshiba ☐		Mudel:	Ridade arv:	

Protokolli nimetus KT-s:	Esitage andmed iga teostatud uuringu faasi (seeria kohta)		
	Seeria 1	Seeria 2	Seeria 3
Skaneeritud anatoomiline piirkond	☐ pea, ☐ kael, ☐ rindkere, ☐ kõht, ☐ rindkere+kõht, ☐vaagen, ☐ kõht+vaagen, ☐ kere, ☐ nimmelülid, ☐ kogu lülisammas	☐ pea, ☐ kael, ☐ rindkere, ☐ kõht, ☐ rindkere+kõht, ☐vaagen, ☐ kõht+vaagen, ☐ kere, ☐ nimmelülid, ☐ kogu lülisammas	☐ pea, ☐ kael, ☐ rindkere, ☐ kõht, ☐ rindkere+kõht, ☐vaagen, ☐ kõht+vaagen, ☐ kere, ☐ nimmelülid, ☐ kogu lülisammas
i.v. kontrastaine (+ faasi nimetus)	☐ jah ☐ ei	☐ jah ☐ ei	☐ jah ☐ ei .....
Pildihõive kihi paksus *(acquisition slice thickness)* (kollimatsioon: nt. 16 × 1,25 mm)			
Skaneeritav vaateväli (SFOV)			
Röntgentoru pinge (kV)			
Röntgentoru täispöörde kestus (s)			
Kiiritusseeria kestus (s)			
Skaneerimisulatus (cm)			
Röntgentoru vool (mA) (keskmine) või mAs ☐ mAs ☐ ef. mAs ☐ mAs/kiht			
Doosi vähendamise automaatika kasutusel? Kui jah, siis nimetus ja doosikõver	☐ jah ☐ ei	☐ jah ☐ ei	☐ jah ☐ ei ....
Kui on kohaldatav, märkida **pildi kvaliteedi** näitaja *NI (Noise Index)(GE) *Ref mAs (Siemens) *reference image (Philips) * SD (Standard Deviation)(Toshiba)			
Skaneering: aksiaalne/spiraalne (A või S)	☐ A ☐ S	☐ A ☐ S	☐ A ☐ S
Laua nihe (*table feed*) (mm/pööre) või samm (*pitch*)			
Doos *DLP* (mGy cm)			
Doos $CTDI_{vol}$ (mGy)			
Fantoom	☐ 16 ☐ 32	☐ 16 ☐ 32	☐ 16 ☐ 32

Vorm B.5. Doosiandmete kogumise vorm suusisese hambaülesvõtte korral.

ÜLEMISE PURIHAMBA SUUSISESE HAMBAÜLESVÕTTE DOOSIANDMETE VORM

Tervishoiuasutus …….. Kabinet …… Kuupäev ……

Andmete kogumise eest vastutaja Kiirgusdoosi mõõtmise eest vastutaja

…… ……

Andmed ülesvõtte kohta

Pealelangev õhukerma* (mõõdetud väärtused) 1)…… mGy

2)…… mGy

3)…… mGy

Röntgentoru pinge …… kV Röntgentoru vool …… mA

Fookus-nahk-kaugus (FSD*) …… mm Säritusaeg ……. ms

Kollimaatori (tuubuse) ava läbimõõt ……..mm

Aparatuuri andmed

Röntgenseade (tootja, mudel, seadmenumber) ……..

Pildiretseptori liik film / KR / DR Pildiretseptori tootja ……

Kiirguskvaliteet (HVL*) ……. mm Al Filmi tundlikkus ……

MÄRKUSED
1) Hallil põhjal on esile tõstetud kõige olulisemad andmed
2) Pealelangev õhukerma* - mõõdetakse kaugusel FSD*
3) FSD* - kaugus fookustäpist kuni kollimaatori (tuubuse) välimise servani
4) HVL* - kiirguse poolnõrgenemispaksus kasutataval pingel
5) KR = kompuuterradiograafia (fosfoorplaat); DR = digitaalradiograafia (CCD või CMOS)

Vorm B.6. Doosiandmete kogumise vorm ortopantomograafia või koonuskimpkompuutertomograafia korral.

ORTOPANTOMOGRAAFIA/KOONUSKIMPKOMPUUTERTOMOGRAAFIA DOOSIANDMETE VORM

Tervishoiuasutus …….. Kabinet …… Kuupäev ……

Andmete kogumise eest vastutaja …… Kiirgusdoosi mõõtmise eest vastutaja ……

Andmed ülesvõtte kohta

Doospindala (mõõdetud väärtused) 1)…… Gy · cm^2

2)…… Gy · cm^2

3)…… Gy · cm^2

Röntgentoru pinge …… kV Röntgentoru vool …… mA

Säritusaeg ……. ms

Aparatuuri andmed

Röntgenseade (tootja, mudel, seadmenumber) ……..

Ortopantomograafi pildiretseptori liik KR / DR Pildiretseptori tootja ……

Kiirguskvaliteet (HVL*) ……. mm Al

MÄRKUSED
1) Hallil põhjal on esile tõstetud kõige olulisemad andmed
2) Koonuskimpkompuutertomograafia puhul valitud vaateväli seadme isotsentris 4 cm × 4 cm ja režiim ülemise esimese purihamba implantaadi paigutamise uuringuks
3) HVL* - kiirguse poolnõrgenemispaksus kasutataval pingel
4) KR = kompuuterradiograafia (fosfoorplaat); DR = digitaalradiograafia (täisdigitaalplaat)

Vorm B.7. Doosiandmete kogumise vorm diagnostilises nukleaarmeditsiinis.

NUKLEAARMEDITSIINILISE UURINGU DOOSIANDMETE VORM

Tervishoiuasutus …….. Kuupäev ……

Andmete kogumise eest vastutaja Aktiivsusmõõturi kalibreerimise eest vastutaja

…… ……..

Patsiendi andmed

Kaal ……. kg Sugu M / N

Sünniaasta ……

Uuringu andmed

Piirkond …… Uuring ……

Radionukliid …… Radiofarmatseutikumi keemiline vorm ……

Manustatud aktiivsus …… MBq Manustamise viis ……

Doospikkus KT-protseduuris …… mGy · cm Lisatingimus ……..

Aparatuuri andmed

Kuvamisseadme liik SPET PET SPET/KT PET/KT

Kuvamisseade (tootja, mudel) ……..

MÄRKUSED 1) Hallil põhjal on esile tõstetud kõige olulisemad andmed

Lisa C. Koefitsiendid *MGD* arvutamiseks.

Tabel C.1. Koefitsiendi *g* väärtused rinna erinevate paksuste korral [22, 47].

Rinna paksus, mm	***g*** (mGy/mGy)						
	HVL, mm Al						
	0,30	**0,35**	**0,40**	**0,45**	**0,50**	**0,55**	**0,60**
20	0,390	0,433	0,473	0,509	0,543	0,573	0,587
30	0,274	0,309	0,342	0,374	0,406	0,437	0,466
40	0,207	0,235	0,261	0,289	0,318	0,346	0,374
45	0,183	0,208	0,232	0,258	0,285	0,311	0,339
50	0,164	0,187	0,209	0,232	0,258	0,287	0,310
60	0,135	0,154	0,172	0,192	0,214	0,236	0,261
70	0,114	0,130	0,145	0,163	0,177	0,202	0,224
80	0,098	0,112	0,126	0,140	0,154	0,175	0,195
90	0,0859	0,0981	0,1106	0,1233	0,1357	0,1543	0,1723
100	0,0763	0,0873	0,0986	0,1096	0,1207	0,1375	0,1540
110	0,0687	0,0786	0,0887	0,0988	0,1088	0,1240	0,1385

Tabel C.2. Koefitsiendi *c* väärtused (vanusegrupp 50-64) rinna erinevate paksuste korral [22, 47].

Rinna paksus, mm	***c***						
	HVL, mm Al						
	0,30	**0,35**	**0,40**	**0,45**	**0,50**	**0,55**	**0,60**
20	0,885	0,891	0,900	0,905	0,910	0,914	0,919
30	0,925	0,929	0,931	0,933	0,937	0,940	0,941
40	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000
50	1,086	1,082	1,081	1,078	1,078	1,075	1,069
60	1,164	1,160	1,151	1,150	1,150	1,144	1,134
70	1,232	1,225	1,214	1,208	1,208	1,204	1,188
80	1,275	1,265	1,257	1,254	1,254	1,247	1,227
90	1,299	1,292	1,282	1,275	1,275	1,270	1,249
100	1,307	1,298	1,290	1,286	1,286	1,283	1,261
110	1,306	1,301	1,294	1,291	1,291	1,283	1,266

Tabel C.3. Koefitsiendi *s* väärtused kliiniliselt kasutatavate spektrite korral [22, 47, 48].

Spekter (märklaud/filter)	**s**
Mo / Mo	1,000
Mo / Rh	1,017
Rh/ Rh	1,061
Rh / Al	1,044
W / Rh	1,042
W /Al	1,050
W / Ag	1,042

Tabel C.4. Tüüpiline mõõdetud poolnõrgenemispaksus (HVL) röntgentoru erinevate pingete ja märklaud/filter-kombinatsioonide korral [31].

	HVL (mm Al) vastavalt märklaud/filter-kombinatsioonile			
kV	**Mo/ 30 µm Mo**	**Mo/ 25 µm Rh**	**Rh/ 25 µm Rh**	**W/ 50 µm Rh**
24	0,317	0,381	0,369	0,507
25	0,326	0,389	0,382	0,516
26	0,336	0,397	0,394	0,525
27	0,345	0,405	0,407	0,534
28	0,355	0,413	0,419	0,543
29	0,365	0,422	0,432	0,552
30	0,374	0,430	0,444	0,561
31	0,384	0,438	0,457	0,571
32	0,394	0,446	0,469	0,580
33	0,403	0,454	0,482	0,589
34	0,413	0,463	0,494	0,598
Märkus: Andmed hõlmavad surveplaadis kiirguse nõrgenemise mõju HVL-i väärtusele.				

Lisa D. Suurimate kollektiivdoosi panustega diagnostilise radioloogia ja nukleaarmeditsiini uuringud

Tabel D.1. Suurimate kollektiivdoosi panustega röntgenuuringud (nn TOP 20) Euroopas ja vastavad osakaalud röntgenuuringute koguarvust ja kogu kollektiivdoosist [27]**.**

Uuringu liik või piirkond	% koguarvust*	% kogu kollektiivdoosist*
Radiograafia		
1. Rindkere	12-29	0,7-5,2
2. Lülisamba kaelaosa	2,0-5,4	0,05-2,3
3. Lülisamba rinnaosa	1,0-3,1	0,5-3,7
4. Lülisamba nimmeosa	2,8-9,6	2,0-17
5. Mammograafia	0,3-15	0,6-4,7
6. Kõht	1,1-4,3	1,1-4,7
7. Vaagen ja puusaliigesed	6,3-10	2,8-9,4
Radiograafia/fluoroskoopia		
8. Mao-söögitoru kontrastuuring	0,3-0,9	0,8-5,9
9. Jämesoole kontrastuuring	0,1-2,0	0,5-13
10. Peensoole kontrastuuring	0,05-0,3	0,2-1,6
11. Intravenoosne urograafia	0,3-2,0	1,2-8,7
12. Angiokardiograafia	0,2-1,3	1,0-9,9
Kogu angiograafia	1,1-2,4	6,4-16
Kompuutertomograafia		
13. KT pea	1,8-5,4	3,0-7,9
14. KT kael	0,06-0,9	0,1-1,1
15. KT rindkere	0,5-1,5	6,1-12
16. KT lülisammas	0,3-2,8	1,5-13
17. KT kõht	0,01-3,0	0,3-9,7
18. KT vaagen	0,03-1,5	0,3-9,7
19. KT kere	0,1-5,6	1,1-27
Kogu KT	4,5-15	28-59
Menetlusradioloogia		
20. PTCA	0,1-0,3	0,3
Kogu menetlusradioloogia	0,2-1,3	3,5-14

* Arvestatud on Euroopa Liidu DDM1 projektis osalenud 10 riigi andmetega

Tabel D.2.1. Hinnanguliselt suurimate kollektiivdoosi panustega radiograafia uuringud EL-i liikmesriikides (uuendatud TOP 20-s) [27, 55]**.**

Uuringu liik või piirkond	Spetsiifiline uuring	Projektsioon või tehnika	Üldised näidustused
RADIOGRAAFIA			
1. Rindkere	Kopsud & roided Ülemine rindkereava	PA ülesvõte LAT ülesvõte	Täiskasvanute kopsupõletik, rindkerevalu, perikardiit, pleuraefusioon, õhkrind. LAT ülesvõte tehakse pärast PA-ülesvõtet **ainult siis, kui** on vaja täpsemalt lokaliseerida kopsus olev noodul või varjestus hiiluse projektsioonis
2. Lülisamba kaelaosa*	Lülisamba kaelaosa	AP & LAT/Oblique ülesvõtted	Trauma, valu kaelas / neuralgia
3. Lülisamba rinnaosa*	Lülisamba rinnaosa	AP & LAT ülesvõtted	Trauma, abaluudevaheline seljavalu
4. Lülisamba nimmeosa	Lülisamba nimmeosa Nimme-ristluu liiges Ristluu-niudeluu liiges Ristluu & õndraluu	AP & LAT ülesvõtted	Trauma, valu nimmepiirkonnas, ishias, *cauda equina* sündroom
5. Mammograafia	Sümptomaatiline & sõeluuring	MLO &/või CC ülesvõte ühest või mõlemast rinnast	Rinnavähi sõeluuring, rinnavähi sümptomaatikaga patsiendid
6. Kõht	Kõht (selili)	AP ülesvõte	Äge kõhuvalu, okluseerivate sündroomide monitoorimine
7. Vaagen & puusaliigesed	Vaagen (üks või mõlemad puusad)	AP ülesvõte või AP & LAT ülesvõtted	Trauma, reumatoloogilised haigused, düsplaasiad

* Märgitud uuringud jäävad uuemate andmete (DDM2 Final) põhjal RP154 „TOP 20“-st välja

Tabel D.2.2. Hinnanguliselt suurimate kollektiivdoosi panustega radiograafia/läbivalgustusega uuringud EL-i liikmesriikides (uuendatud TOP 20-s) [27, 55]**.**

Uuringu liik või piirkond	Spetsiifiline uuring	Projektsioon või tehnika	Üldised näidustused
RADIOGRAAFIA/LÄBIVALGUSTUS			
8. Mao-söögitoru kontrastuuring	Mao-söögitoru kontrastuuring (kõht & kaksteistsõrmik)	2-3 minutit läbivalgustust 5-20 sihtvõtet	Teatud maokahjustuste operatsioonieelne analüüs ja mao- ning söögitorulõikustejärgne monitoorimine
9. Jämesoole kontrastuuring	Jämesoole kontrastuuring (käärsool)	~2 minutit läbivalgustust 5-10 sihtvõtet	Põletik, kasvaja kahtlus, operatsioonijärgne kontroll, okluseerivad sündroomid
10. Peensoole kontrastuuring*	Peensoole kontrastuuring	~5 minutit läbivalgustust 5-20 sihtvõtet	Peensoolehaigus (nt Crohni tõbi, malabsorptsioonisündroomid)
11. Intravenoosne urograafia	Intravenoosne urograafia (neerud, kusejuha ja põis)	Mitu AP ülesvõtet pärast intravenoosset jood-kontrastaine süsti	Hematuuria, neerukoolik, erituselundite infektsioon, ekskretoorsete elundite dilatatsioon, seletamatu seljavalu, uroloogiline kasvaja
12. Angiokardiograafia	Koronaarangiograafia Ventrikulograafia (vasak- või parempoolne)	~5 minutit läbivalgustust Sajad sihtvõtted	Ateromatoosne arterite haigus või pärgarterite anomaalia, spastiline angiin. Süstoolne või diastoolne puudulikkus. Mitraal-, trikuspidaal-, aordi või pulmonaalklapi puudulikkus

* Märgitud uuringud jäävad uuemate andmete (DDM2 Final) põhjal RP154 „TOP 20“-st välja

Tabel D.2.3. Hinnanguliselt suurimate kollektiivdoosi panustega kompuutertomograafia uuringud EL-i liikmesriikides (uuendatud TOP 20-s) [27, 55].

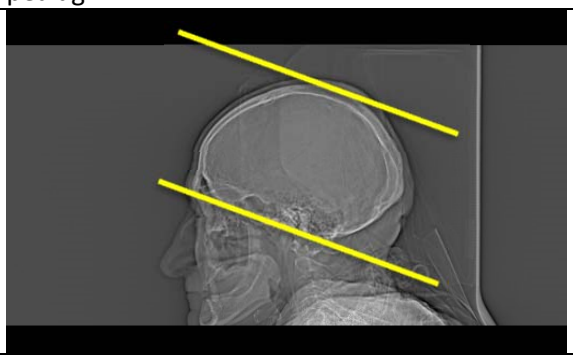
Uuringu liik või piirkond	Spetsiifiline uuring	Projektsioon või tehnika	Üldised näidustused
KOMPUUTERTOMOGRAAFIA			
13. KT pea	Kolju, aju, näo luustiku KT	Kontrastainega või ilma	Ajukahjustus, äge insult. Krooniline rinosinusiit, nasaalne obstruktsioon, polüpoosne nasosinusiit, anosmia. Näotrauma. Krooniline keskkõrvapõletik, oimuluu püramiidi trauma. Kaasasündinud väärarengud
14. KT kael	Kaela pehme koe, kaelalülide KT	Kontrastaineta	Trauma, valu kaelas / neuralgia, medullaarne kompressioonisündroom, seljaajuvälised või -sisesed kasvajad
15. KT rindkere	Rindkere KT	Kontrastainega või ilma Normaal- või kõrglahutusega	Mediastiinumi/pleura/kopsude patoloogia. Difuusne infiltratiivne kopsuhaigus, bronhiaalsed haigused, kopsuvähk
KT rindkere/kõht **	Rindkere ja kõhu KT		
16. KT lülisammas	Lülisamba nimme-ristluuosa KT	Kontrastainega või ilma	Trauma, valu nimmepiirkonnas, lumbaalne radikulalgia, ishias, *cauda equina* sündroom
KT kogu lülisammas**	Kogu lülisamba KT (kael, rindkere, kõht, vaagen)		
17. KT kõht	Kõhupiirkonna elundite KT	Kontrastainega või ilma	Kasvajate diagnoosimine ja staadiumi määramine, infektsioossed haiguskolded, põletikulised haigused, suur trauma. Äge kõhuvalu. Kahtlustatav hemorraagia. Krooniline maksahaigus, maksametastaasid või kahtlustatav maksa veresoonte obstruktsioon
18. KT vaagen	Vaagnaluu &/või vaagnapiirkonna elundite KT	Kontrastainega või ilma	Kasvajate diagnoosimine ja staadiumi määramine, uriiniteede obstruktsiooni põhjustavate kivide/kahjustuste/kasvajate lokaliseerimine. Kahtlustatav uriiniteede väliskompressioon või väärareng. Pelvimeetria
KT kõht/vaagen**	Kõhu ja vaagna KT		
19. KT kere	Rindkere, kõhu & vaagna KT Rinna/kõhuaordi KT	Kontrastainega või ilma Kontrastainega	Metastaasid teadmata primaarsest kasvajast, lümfoom, trauma. Aordi rinnaosa/kõhuosa haigus: aneurüsm, oklusioon, dissektsioon, põletik, emboolia, väärareng

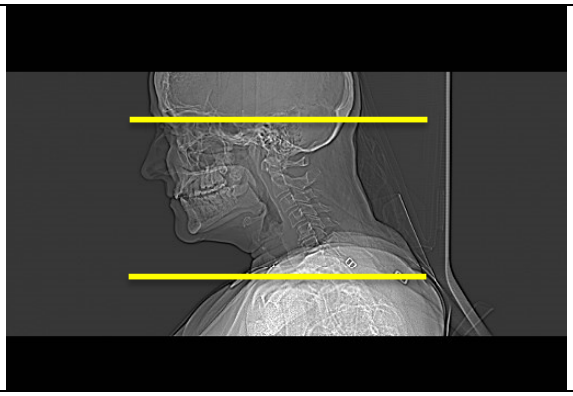
** Märgitud uuringud tuleks uuemate andmete(DDM2 Final) põhjal võtta uuendatud „TOP 20“-sse

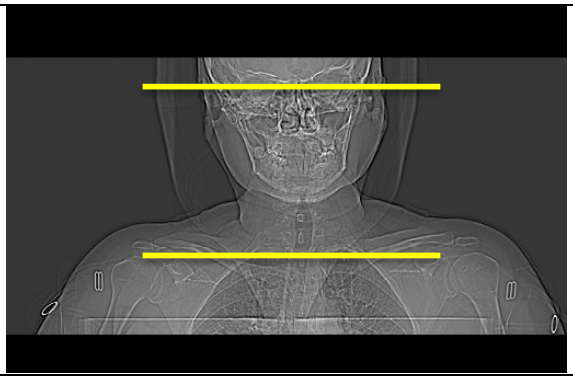
Tabel D.2.4. Hinnanguliselt suurimate kollektiivdoosi panustega menetlusradioloogia protseduurid EL-i liikmesriikides (uuendatud TOP 20-s) [27, 55]**.**

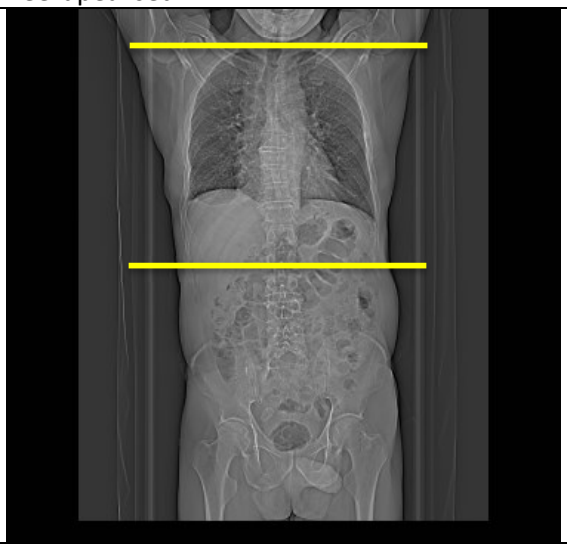
Uuringu liik või piirkond	Spetsiifiline uuring	Projektsioon või tehnika	Üldised näidustused
MENETLUSRADIOLOOGIA			
20. Perkutaanne transluminaalne koronaarangioplastika	Perkutaanne transluminaalne koronaarangioplastika (PTCA)	Juurdepääs kateetriga reie- või õlavarrearterist, ballooni inflatsioon konstriktsioonikohas, teostada võib stentimist	Angiin või valutu müokardi isheemia seoses ühe või mitme pärgarterikahjustusega. Äge müokardiinfarkt

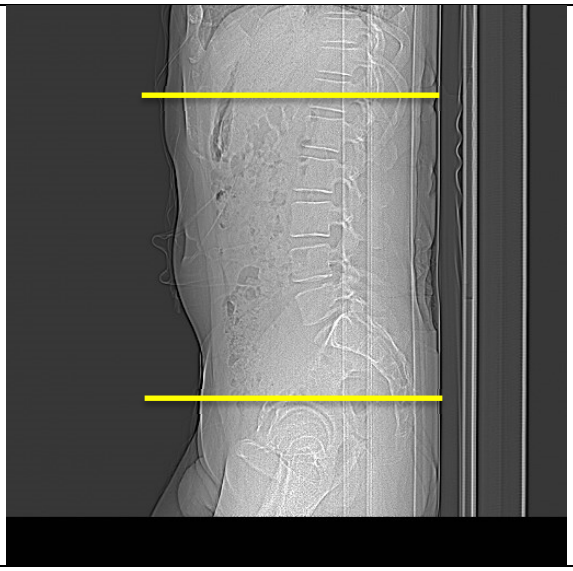
Tabel D.3. Ühendkuningriigis ja Austraalias kasutatavaid kriteeriume KT-uuringu võtmiseks doosi hindamise valimisse [52, 53].

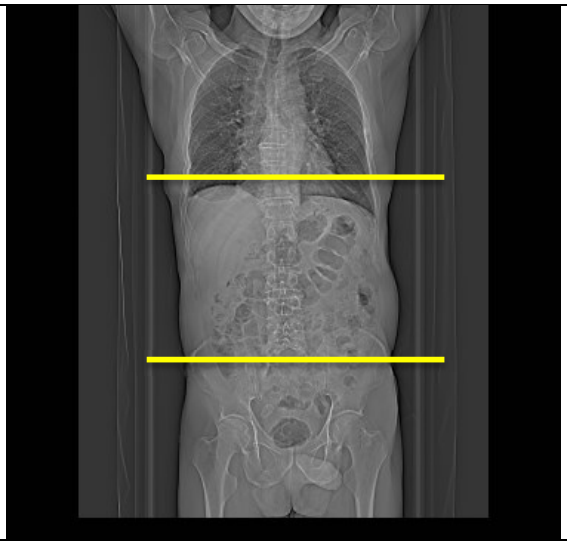
KT pea (peaaju), tavaprotokoll	
Kliiniline näidustus:	äge insult
Uuringu tellimise põhjused:	insuldi kahtlus, insult, hemorraagia Lisaks: peatrauma. Äge pea- või näovalu, nägemishäired, aura/migreen, ebatüüpilised krambid. Segadusseisund, oksendamine, kõnehäire, jäseme nõrkus/parees. Teadaolev aneurüsm. Varasem operatsioon: insult, hematoomi evakuatsioon, biopsia.
Skaneerimise algus/lõpp:	koljupõhimik
Skaneerimise lõpp/algus:	pealagi
Skaneerimisvahemiku näide:	
Uuringu faasid:	1
Kontrastaine kasutamine:	jah/ei

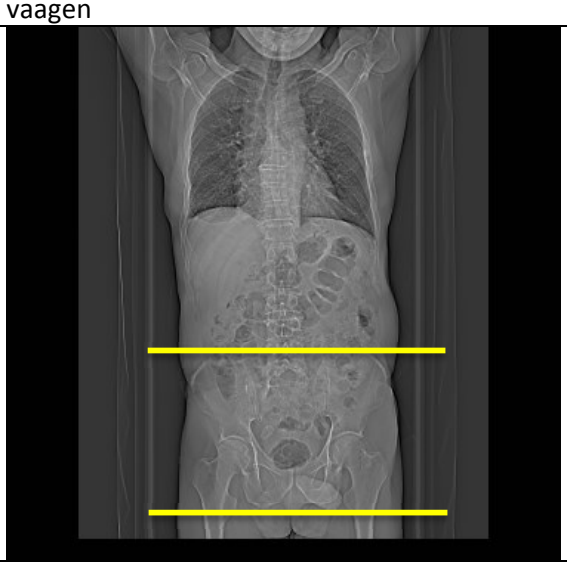
KT kaelalülid, tavaprotokoll	
Kliiniline näidustus:	murd
Uuringu tellimise põhjused:	trauma, murru /dislokatsiooni kahtlus Lisaks: Pea ja kaela vigastus. Kukkumine/ trauma/ polütrauma. Kaela valu, hellus. Autoavarii. Kontaktspordialaga seotud kaelavigastus.
Skaneerimise algus/lõpp:	koljupõhimik
Skaneerimise lõpp/algus:	Th2
Skaneerimisvahemiku näide:	

	
Uuringu faasid:	1
Kontrastaine kasutamine:	jah/ei

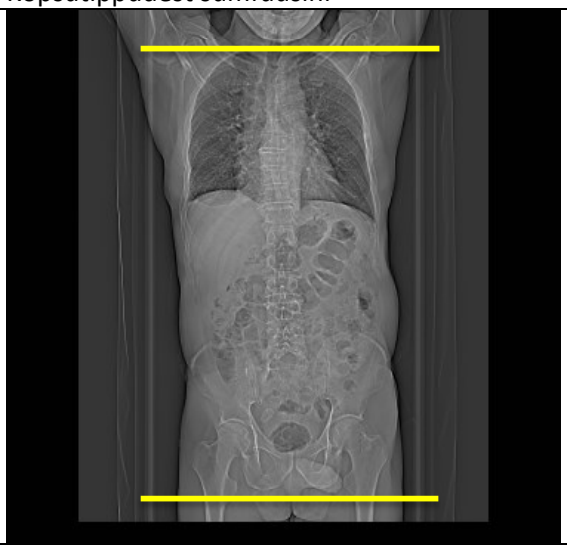
KT rindkere, tavaprotokoll	
Kliiniline näidustus:	kopsuvähi kahtlus
Uuringu tellimise põhjused:	kahtlus kopsuvähile/ metastaasidele/ pahaloomulisele kasvajale/ tuumorile/ neoplasmale Lisaks: kopsuvarjustuse/lümfadenopaatia täpsustamine; lümfadenopaatia dünaamiline jälgimine. Varasem lümfisõlmede suurenemine. Kopsuhiiluste massid (röntgenpildil).
Skaneerimise algus/lõpp:	kopsutipud
Skaneerimise lõpp/algus:	neerupealised
Skaneerimisvahemiku näide:	
Uuringu sekventsid/faasid:	1
Kontrastaine kasutamine:	jah/ei
Hingamispeetus:	jah/ei

KT nimmelülid, tavaprotokoll	
Kliiniline näidustus:	Seljavalu, trauma
Skaneerimise algus/lõpp	Th12
Skaneerimise lõpp/algus	S1
Skaneerimisvahemiku näide:	

KT kõht, tavaprotokoll	
Kliiniline näidustus:	maksametastaasid
Uuringu tellimise põhjused:	kahtlus maksavähile/metastaasidele/pahaloomulisele kasvajale/tuumorile/neoplasmale Lisaks: kõhuvalu, ikterus, kõhukoopa ultrahelil leitud kolde täpsustamine, hepatomegaalia ultrahelis. Teised varasemalt teadaolevad/ravitud kasvajapaikmed.
Skaneerimispiirkond:	kõht
Skaneerimisvahemiku näide:	
Uuringu sekventsid/faasid:	3
Kontrastaine kasutamine:	jah/ei

KT vaagen, tavaprotokoll	
Kliiniline näidustus:	
Uuringu tellimise põhjused:	
Skaneerimispiirkond:	vaagen
Skaneerimisvahemiku näide:	
Uuringu sekventsid/faasid:	
Kontrastaine kasutamine:	

KT kõht ja vaagen, tavaprotokoll	
Kliiniline näidustus:	abstsess
Uuringu tellimise põhjused:	kahtlus abstsessile/infektsioonile/infitseerunud vedelikule. Lisaks: kõhu ettevõlvumus, hellus/valu/kõhukatete lihaspinge, sepsis. Palavik, leukotsütoos ja operatsioon viimase 4 nädala jooksul.
Skaneerimispiirkond:	kõht ja vaagen
Skaneerimisvahemiku näide:	
Uuringu sekventsid/faasid:	1
Kontrastaine kasutamine:	jah/ei
Hingamispeetus:	jah/ei

KT kere (rindkere + kõht + vaagen), tavaprotokoll	
Kliiniline näidustus:	Onkoloogilised probleemid, trauma
Skaneerimispiirkond:	Kopsutippudest sümfüüsini
Skaneerimisvahemiku näide:	

Tabel D.4. Suurimate kollektiivdoosi panustega nukleaarmeditsiini uuringud Euroopas keskmiselt ja hinnanguliselt ka Eestis DDM2 uurimuse [55] **põhjal ning uuringule vastav efektiivdoos ühikulise aktiivsuse kohta** [64]**.**

Piirkond või elund	Panus kogu NM-i kollektiiv-doosi Euroopas, %	Panus kogu NM-i kollektiiv-doosi Eestis, %	Uuring	Radionukliid	Keemiline ühend	E/A (mSv/MBq)
Süda	40	34	Müokardi perfusiooniuuring rahuolekus	Tc-99m	Tetrofosmiin	0,0076
			Müokardi perfusiooniuuring koormusel	Tc-99m	Tetrofosmiin	0,007
			Müokardi perfusiooniuuring rahuolekus	Tc-99m	SestaMIBI	0,009
			Müokardi perfusiooniuuring koormusel	Tc-99m	SestaMIBI	0,0079
			Müokardi perfusiooniuuring (PET)	F-18	FDG	0,019
Luustik	36	22	Luustiku uuring	Tc-99m	Fosfonaadid ja fosfaadid	0,0057
Kael	8	21	Kilpnäärme metastaaside uuring (ablatsioonijärgselt, ladestumine 0%)	I-131	Jodiid	0,061
			Kilpnäärme uuring (suukaudselt, blokeerimiseta)	Tc-99m	Pertehnetaat	0,013
			Kõrvalkilpnäärmete uuring	Tc-99m	SestaMIBI	0,009
Kasvajad	9	19	Kasvajate diagnostika (PET)	F-18	FDG	0,019
			Kasvajate diagnostika (PET) + KT	F-18	FDG	0,019

Lisa E. Üldistatud koefitsiendid efektiivdoosi arvutamiseks.

Tabel E.1. Efektiivdoos ühikulise *DAP*-i kohta ülesvõtte ja läbivalgustuse korral [62].

Uuringu tüüp või kategooria	E_{60}/DAP (mSv/Gy cm^2)	E_{103}/DAP (mSv/Gy cm^2)
1. Rindkere (PA) (LAT)	0,15 0,12	0,16 0,13
2. Lülisamba kaelaosa (AP) (LAT)	0,19 0,11	0,19 0,12
3. Lülisamba rinnaosa (AP) (LAT)	0,22 0,093	0,24 0,091
4. Lülisamba nimmeosa (AP) (LAT) (LSJ LAT)	0,24 0,11 0,097	0,22 0,092 0,078
6. Kõht (AP)	0,20	0,18
7. Vaagen (AP) Puus (AP)	0,22 0,23	0,14 0,13
8. Mao-söögitoru kontrastuuring	0,21	0,23
9. Jämesoole kontrastuuring	0,16	0,12
10. Peensoole kontrastuuring	0,15	0,13
11. Intravenoosne urograafia	0,20	0,18
12. Angiokardiograafia	0,16	0,16

Tabel E.2. Efektiivdoos ühikulise *DAP*-i kohta 7 erineva projektsiooni korral koronaarangiograafias [62].

Projektsioon	E_{60}/DAP (mSv/Gy cm^2)	E_{103}/DAP (mSv/Gy cm^2)
PA	0,12	0,12
45° LAO, 30° caudal	0,13	0,13
30° RAO, 30° caudal	0,13	0,14
30° RAO, 30° cranial	0,16	0,16
45° LAO, 30° cranial	0,16	0,15
45° LAO	0,18	0,19
30° RAO	0,17	0,18
Kogu angiokardiograafia uuring	**0,16**	**0,16**

Tabel E.3. Efektiivdoos ühikulise *DLP* kohta täiskasvanute KT-uuringutes [63].

Torupinge KV	E/*DLP* (mSv/Gy·cm)									
	13. KT pea		14. KT kael		15. KT rindkere		17. KT kõht		18. KT vaagen	
	$ICRP_{60}$	$ICRP_{103}$	$ICRP_{60}$	$ICRP_{103}$	$ICRP_{60}$	$ICRP_{103}$	$ICRP_{60}$	$ICRP_{103}$	$ICRP_{60}$	$ICRP_{103}$
80	0,0015	0,0018	0,0058	0,0052	0,0138	0,0147	0,0153	0,0151	0,0165	0,0128
100	0,0015	0,0019	0,0057	0,0051	0,0135	0,0144	0,0153	0,0151	0,0165	0,0127
120	0,0016	0,0019	0,0057	0,0051	0,0136	0,0145	0,0155	0,0153	0,0167	0,0129
140	0,0016	0,0019	0,0058	0,0052	0,0137	0,0147	0,0157	0,0155	0,0169	0,0131
Keskmine	**0,0016**	**0,0019**	**0,0058**	**0,0052**	**0,0137**	**0,0146**	**0,0155**	**0,0153**	**0,0167**	**0,0129**

Tabel E.4. Efektiivdoos ühikulise *DLP* kohta laste KT-uuringutes [63].

Torupinge KV		E/*DLP* (mSv/Gy·cm)									
		13. KT pea		14. KT kael		15. KT rindkere		17. KT kõht		18. KT vaagen	
		$ICRP_{60}$	$ICRP_{103}$	$ICRP_{60}$	$ICRP_{103}$	$ICRP_{60}$	$ICRP_{103}$	$ICRP_{60}$	$ICRP_{103}$	$ICRP_{60}$	$ICRP_{103}$
Vastsündinu	80	0,0086	0,0094	0,0238	0,0094	0,0766	0,0823	0,0949	0,0935	0,1007	0,0776
	100	0,008	0,0088	0,023	0,0088	0,0684	0,0739	0,085	0,0838	0,0908	0,0699
	120	0,0077	0,0085	0,0228	0,0085	0,0651	0,0706	0,0817	0,0804	0,0876	0,0672
	140	0,0074	0,0082	0,023	0,0082	0,0634	0,0689	0,0795	0,0786	0,0854	0,0655
	Keskm.	**0,079**	**0,0087**	**0,0232**	**0,0087**	**0,0684**	**0,0739**	**0,0853**	**0,0841**	**0,0911**	**0,0701**
1-aastane	80	0,0051	0,0056	0,0194	0,0171	0,0483	0,0525	0,0578	0,0571	0,0629	0,0481
	100	0,0049	0,0054	0,019	0,0167	0,0442	0,048	0,0537	0,053	0,0582	0,0445
	120	0,0047	0,0053	0,0189	0,0166	0,0427	0,0467	0,0522	0,0514	0,0564	0,0431
	140	0,0046	0,0052	0,0189	0,0166	0,0418	0,0456	0,0513	0,0506	0,0558	0,0425
	Keskm.	**0,0048**	**0,0054**	**0,0191**	**0,0166**	**0,0443**	**0,0482**	**0,0538**	**0,053**	**0,0583**	**0,0446**
5-aastane	80	0,0031	0,0035	0,0141	0,0123	0,0319	0,0344	0,0381	0,0376	0,0406	0,0315
	100	0,0031	0,0035	0,0138	0,0121	0,0298	0,0322	0,036	0,0355	0,0385	0,0298
	120	0,0031	0,0035	0,0137	0,012	0,0291	0,0314	0,0354	0,0349	0,038	0,0294
	140	0,0030	0,0035	0,0138	0,0121	0,0288	0,0312	0,0351	0,0349	0,0377	0,0291
	Keskm.	**0,0031**	**0,0035**	**0,0139**	**0,0121**	**0,0299**	**0,0323**	**0,0362**	**0,0357**	**0,0387**	**0,03**
10-aastane	80	0,0023	0,0025	0,0109	0,0095	0,0231	0,0248	0,0258	0,0256	0,0295	0,0226
	100	0,0023	0,0027	0,0106	0,0093	0,0219	0,0235	0,0250	0,0247	0,0286	0,0218
	120	0,0023	0,0027	0,0107	0,0094	0,0217	0,0234	0,0249	0,0246	0,0283	0,0216
	140	0,0023	0,0027	0,0106	0,0093	0,0215	0,0232	0,0249	0,0246	0,0283	0,0216
	Keskm.	**0,0023**	**0,0027**	**0,0107**	**0,0094**	**0,0221**	**0,0237**	**0,0252**	**0,0249**	**0,0287**	**0,0219**

Lisa F. Kasutatud lühendid ja tähised

Lühend, tähis	Tähendus
AEC	automaatekspositsioonisüsteem (ingl. *automatic exposure control*)
ALARA	As Low As Reasonably Achievable
ARPANSA	Australian Radiation Protection and Nuclear Safety Agency
ARSAC	Administration of Radioactive Substances Advisory Committee
BSF	tagasihajumisteguri
BSS	Basic Safety Standards
CA	koronaarangiograafia (ingl. *coronary angiography*)
CCD	laengsidestusseadis (ingl. *charge-coupled device*)
CDRH	Center for Devices and Radiological Health
CMOS	komplementaarne metall-oksiid-pooljuht (ing. complementary metal–oxide–semiconductor
$CTDI_w$	kaalutud kompuutertomograafia doosiindeks (ingl. *weighted computed tomography dose index*)
$CTDI_{vol}$	volumeetriline kompuutertomograafia doosiindeks (ingl. *volumetric computed tomography dose index*)
DAP	doospindala (ingl. *dose-area product*)
DDM2	Euroopa projekti Dose DataMed II
DICOM	*Digital Imaging and Communications in Medicine*
DLP	Doospikkus (ingl. *dose-length product*)
DR	digitaalradiograafia (pildiretseptor: täisdigitaalplaat või CCD)
DRV	diagnostiline referentsväärtus (ingl. *DRL - diagnostic reference level*)
DSA	digitaalsubtraktsioonangiograafia
EANM	Euroopa nukleaarmeditsiini assotsiatsioon (ingl. *European Association of Nuclear Medicine*)
EK	Euroopa Komisjon
EP	elektrofüsioloogilised menetlusradioloogia protseduurid (ingl. *electrophysiology*)
ESD	naha sisenddoos (enamasti arvestatud koos tagasihajumisega)(ingl. *entrance surface dose või entrance skin dose*)
FDD	fookus-detektor-kaugus
FOV	vaateväli (ingl. *field of view*)
FRD	fookus-pildiretseptor-kaugus
FSD	fookus-nahk-kaugus
FT	läbivalgustuskestus
FTD	fookus-laud-kaugus
HIS	haigla infosüsteem
HPA	Health Protection Agency
HVL	poolnõrgenemispaksus *(ingl. Half-Value Layer)*
IAEA	Rahvusvaheline Aatomienergia Agentuur (ingl. *International Atomic Energy Agency*)
ICRP	Rahvusvaheline kiirguskaitsekomisjon (ingl. *International Commission on Radiological Protection)*
ICRU	Rahvusvaheline kiirguse mõõtühikute ja mõõtmiste komisjon (ingl. *International Commission on Radiation Units and Measurements*)
IEC	Rahvusvaheline Elektrotehnika Komisjon (ingl. *International Electrotechnical Commission*)
IHE	Integrating the Healthcare Enterprise
IPSM	Institute of Physical Sciences in Medicine
K	pealelangev õhukerma (v.a. tagasihajumine)
KKKT	koonuskimpkompuutertomograafia (ingl. *cone beam computed tomography – CBCT*)
KR	kompuuterradiograafia (pildiretseptor: fosfoorplaat)
KT	kompuutertomograafia
LSJ	nimme-ristluuliige (ingl. *lumbosacral junction*)
MGD	keskmine rinnanäärmedoos (ingl. *mean glandular dose*) = *AGD* (ingl. *average glandular dose*)
MPPS	Modality Performed Procedure Step
NCRP	National Council on Radiation Protection and Measurements
NEMA	National Electrical Manufacturers Association
NI	Noise Index
NM	nukleaarmeditsiin
NRPB	National Radiological Protection Board
PAKS	piltide arhiveerimise ja kommunikatsiooni süsteem
PET	positronemissioontomograafia
PMMA	polümetüülmetakrülaat

PSD	maksimaalne nahadoos (ingl. *peak skin dose*)
PTCA	perkutaanne transluminaalne koronaarangioplastika
RDSR	Radiation Dose Structured Report
REM	Radiation Exposure Monitoring
RIS	radioloogia infosüsteem
RP 154	Radiation Protection 154
RSNA	Põhja-Ameerika radioloogiaühing
SD	Standard Deviation
SENTINEL	Safety and Efficacy for New Techniques and Imaging using New Equipment to Support European Legislation (EL projekt)
SFOV	skaneeritav vaateväli
SIR	Society of Interventional Radiology
SPET	üksikfootonemissioontomograafia
STUK	Soome kiirguskeskus (soom. *Säteilyturvakeskus*)
TLD	termoluminestsentsdosimeeter
TOP 20	suurimate kollektiivdoosi panustega 20 röntgenuuringu liiki RP 154 järgi
UNSCEAR	The United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation