



TERVISEAMET

ANDMETE KOGUMINE PATSIENDIDOOSI JA PILDIKVALITEEDI OPTIMEERIMISEKS

Juhend

2024

Sisukord

1.	SISSEJUHATUS	3
1.1.	Patsiendidoosi hindamise vajadus ja seda reguleerivad õigusaktid.....	3
1.2.	Juhendi käsitusala ja rakendamine.....	4
1.3.	Mõisted.....	4
1.4.	Kasutatud lühendid ja tähised.....	5
2.	DIAGNOSTILISED REFERENTSVÄÄRTUSED	7
2.1.	Dosimeetrilised suurused	7
2.2.	Referentsprotseduuride valik	8
2.3.	Andmete kogumine	9
2.4.	Riiklike ja kohalike diagnostiliste referentsväärtuste määramine ja rakendamine	19
3.	OPTIMEERIMISEKS VAJALIKUD ANDMED, DOOSI JA PILDIKVALITEETI MÕJUTAVAD TEGURID....	23
3.1.	Meditsiini kiirituse protseduuride kliinilisest auditist doosi ja pildikvaliteedi optimeerimisel 23	
3.2.	Suurradioloogia.....	24
3.3.	Tavaradiograafia	24
3.4.	Mammograafia	26
3.5.	Kompuutertomograafia.....	27
3.6.	Menetlusradioloogia	29
3.7.	Nuklearmeditsiin	32
4.	MÕÖTESEADMETE KALIBREERIMINE JA MÕÕTEMÄÄRAMATUS	34
5.	EFEKTIIVDOOS, KIIRGUSRISK JA ELANIKKONNA KOLLEKTIIVDOOSI HINDAMINE	35
6.	VIIDATUD ALLIKAD	37
LISA 1.	Näiteid doosiandmete esitusviisist hambaröntgenseadme toimimiskatsete protokollis.....	40
LISA 2.	Euroopa diagnostilised referentsväärtused lasteradioloogias.....	41
LISA 3.	Näide diagnostilistest referentskõveratest lasteradioloogias.....	42

1. SISSEJUHATUS

1.1. Patsiendidoosi hindamise vajadus ja seda reguleerivad õigusaktid

Käesolev dokument esitab ülevaate doosiandmete kogumisest kiirgusdoosi ja pildikvaliteedi optimeerimise eesmärgil juhtudel, kui meditsiiniikiiritust kasutatakse haiguse diagnoosimiseks või varajaseks avastamiseks.

Konkreetse isiku poolt saadava meditsiiniikiirituse suhtes ei kohaldata piirmäärasid [1] haiguse diagnoosimisel, ravimisel või varajasel avastamisel. Kuid hea tava [2] kohaselt tohib meditsiiniikiiritust kasutada ainult juhul, kui sellest saadav kasu on eeldatavalt suurem võimalikust kahjust. Sellest põhimõttest lähtuvalt on kiirgusdoosi hindamine saanud ioniseerivat kiirgust kasutavate diagnostika- ja raviprotseduuride lahutamatuks osaks. Doosiandmete roll patsiendiohutuse tagamisel on ajas suurenenud tänu meditsiiniikiirituse kasutamise tõenduspõhiste näidustuste ning kordusuuringute arvu põhjendatud kasvule. Seda vaatamata tõsiasi, et tänapäeva tehnika võimaldab üksikjuhu patsiendidoosi varasemaga võrreldes enamasti vähendada. Patsiendiohutuse seisukohast tuleb vältida nii vajalikust suuremaid kui ka optimaalsest väiksemaid kiirgusdoose. Sest mõlemad - nii liiga suur kui ka liiga väike kiirgusdoos - kannavad võimaliku kahju riski ning mõlemal juhul ei pruugi saadav kasu vastata ootustele.

Kirjeldatud põhimõtted on sõnastatud ka õigusaktides. Euroopa Nõukogu direktiivi 2013/59/Euratom (vastu võetud 5. detsembril 2013) artikkel 56 ütleb: „Liikmesriik tagab, et iga doos, mis tuleneb meditsiiniikiiritusest radiodiagnostilistel ja menetlusradioloogilistel eesmärkidel ning kavandamis-, suunamis- ja verifitseerimistoimingute läbiviimisel, on nii väike, kui vajaliku meditsiinilise teabe hankimisel on mõistlikult võimalik saavutada, võttes arvesse majanduslikke ja ühiskondlikke tegureid“ [3]. Eesti Vabariigi kiirgusseaduse paragrahv 41 kordab seda nõuet sõnades: „Meditsiiniikiirituse protseduuri tuleb teha optimeeritult, hoides protseduuri tegemisel kiirgusdoosi nii väiksena, kui see on protseduuri eesmärgi saavutamiseks võimalik ja mõistlik“ [1].

Meditsiiniikiirituse dooside optimeerimisel tulid enam kui kolme aastakümne eest kasutusele diagnostilised referentsväärtused, statistilised parameetrid, mille abil hakati võrdlema erinevatel seadmetel sarnaste uuringute puhul kasutatavaid kiirgusdoose. Euroopa Nõukogu direktiiv 2013/59/Euratom defineerib diagnostilise referentsväärtuse järgmiselt: „meditsiiniliste radiodiagnostiliste toimingute või menetlusradioloogiliste toimingute dooside tasemed või radiofarmatseutikumide korral aktiivsustasemed standardsuurusega patsientide rühmade või standardfantoomide tavauurimiseks üldiselt määratletud seadmeliikide puhul“ [3].

Kiirgusseaduse paragrahvi 44 lõikes 3 esitatud volitusnormi alusel kehtestati tervise- ja tööministri 19.12.2018 määrusega nr 71 üleriigilised diagnostilised referentsväärtused ja diagnostiliste referentsväärtuste määramise nõuded [4].

Lisaks üleriigilistele diagnostilistele referentsväärtustele soovib Rahvusvaheline Kiirguskaitse Komitee kasutada meditsiiniikiirituse optimeerimisel ka piirkondlikke ja lokaalseid diagnostilisi referentsväärtusi, eriti siis kui nad on üleriigilistest väiksemad [5]. Rahvusvaheline Kiirguskaitse Komitee annab diagnostiliste referentsväärtuste rakendamise vaates kaks olulist seisukohta: esiteks, diagnostiliste referentsväärtuste numbrilised väljendused on soovituslikud ega kannu kohustuslikku iseloomu ning teiseks, diagnostilisi referentsväärtusi ei tohi kasutada üksikute patsientide puhul ega käivitustasemetena (hoiatus- või häiretasemetena) üksikute patsientide või individuaalsete uuringute puhul [5]. Kuigi diagnostiliste referentsväärtuste numbrilised väljendused on soovituslikud, tuleb kiirgusseaduse paragrahv 44 lõike 1 nõude kohaselt diagnostiliste referentsväärtuste ületamisel kaaluda asjakohaseid meetmeid patsiendidoosi vähendamiseks.

Diagnostiliste referentsväärtuste arvutamisel lähtutakse Rahvusvahelise Kiirguskaitse Komitee poolt antud soovitudest [5]. Eestis kasutatavate üleriigiliste diagnostiliste referentsväärtuste arvutamiseks Terviseametile esitatavate andmete loetelu on sõnastatud tervise- ja töoministri 19.12.2018 määruse nr 71 paragrahvis 15 [4]. Seni on meditsiini kiirituse protseduurides doosiandmete kogumisel ja diagnostiliste referentsväärtuste määramisel olnud abiks Sotsiaalministeeriumi varasem juhend [6], mis on tänaseks mõnevõrra aegunud. Käesolevas juhendis on muudetud varasemat valimi moodustamise meetodikat ning doosi arvutamisel on lähtutud keskväärtuse asemel mediaanväärtusest.

Doosiandmete kogumine on vajalik ka meditsiini kiirituse kasutamisel teadus- ja kliinilistes uuringutes. Euroopa Nõukogu direktiivi 2013/59/Euratom artikkel 56 kohaselt tuleb teadus- või kliinilises uuringus osalevat isikut teavitada kiiritamise ohtudest; isikutele, kelle tervisele ei ole sellisest kiiritamisest otseselt kasu, kehtestatakse doosipiirangud ning patsiendile, kes eeldatavasti saab uuringus osalemisest diagnostika- või ravialast kasu, määratakse enne tema kiiritamist asjaomased dooside tasemed iga üksiku juhtumi puhul eraldi [3]. Sama nõue on sätestatud ka tervise- ja töoministri 19.12.2018 määruses nr 71 [4]. Nimetatud määruse paragrahvi 2² lõige 1 seab täiendavalt tingimuseks, et meditsiini kiirituse kasutamiseks teadusuuringus ja kliinilises uuringus tuleb uuringu kavandajal võtta asjaomase valdkonna eetikakomitee hinnang, mis sisaldab arvamust ioniseeriva kiirguse kasutamise eetilise kohta. Rahvusvahelise Aatomienergia Agentuuri poolt välja antud ohutusstandardi SSG-49 [7] punkti 2.99 kohaselt peaks eetika komitee lähtuma oma otsuse sõnastamisel meditsiinifüüsiku poolt koostatud kiirguriski hinnangust, mis põhineb kavandatud meditsiini kiirituse konkreetsete asjaolude, k.a. kiirgusdoosi uurimisel.

1.2. Juhendi käsitlusala ja rakendamine

Käesolev dokument esitab ülevaate doosiandmete kogumisest kiirgusdoosi ja pildikvaliteedi optimeerimise eesmärgil juhtudel, kui meditsiini kiiritust kasutatakse haiguse diagnoosimiseks, ravimiseks või varajaseks avastamiseks.

Diagnostiliste referentsväärtuste määramiseks vajalike doosiandmete kogumise kohta saab piisava teabe peatükist 2. Peatükis 3 kirjeldatakse ülesvõtte- ja rekonstruktsiooniparameetreid, mis mõjutavad pildikvaliteedi ning patsiendidoosi omavahelist optimeerimist.

1.3. Mõisted

Käesolevas juhendis kasutatakse alljärgnevat mõistet alltoodud tähenduses:

diagnostiline referentsväärtus (DRV) (ingl *diagnostic reference level, DRL*) – diagnostilise referentsprotseduuriga kaasneva kiirgusdoosi või diagnostilise radiofarmatseutikumi aktiivsuse võrdlustase referentspatsiendi jaoks, mida kasutatakse meditsiini kiirituse protseduuri optimeerimisel; selle väärtuse ületamisel tuleb kaaluda asjakohaseid meetmeid patsiendidoosi vähendamiseks [1]; referentsväärtus leitakse praktikas rakendatavate dooside sagedusjaotuse põhjal teatud statistilise parameetrina (kolmas kvartiil) või manustatud aktiivsuste sagedusjaotuse alusel ekspertgrupi hinnangu põhjal [5]; diagnostiliste referentsväärtuste määramise tagab Terviseamet; diagnostilised referentsväärtused ja nende määramise nõuded kehtestab vastava määrusega tervise- ja töominister [4]; diagnostilised referentsväärtused vaadatakse üle vähemalt üks kord viie aasta jooksul, diagnostiliste referentsväärtuste määramisel lähtutakse nimetatud määruse alusel kogutud andmetest

doosiandmed – patsiendidoosi teatud dosimeetriliste suurustena kirjeldavad andmed koos patsientide valimi keskmise kaalu, vanuse (ainult laste puhul) või spetsiifiliste mõõtmega (määratud vastavalt modaliteedile); dosimeetrilisele väärtusele lisaks kuuluvad selle alla

tavaradiograafias ka DAP-meetri kalibreerimistegur ja kompuutertomograafia kaela/peapiirkonna uuringutes doosi arvutamisel kasutatud fantoomi suurus

meditsiiniikiiritusseade – meditsiiniikiirituse protseduuridel kasutatav ioniseerivat kiirgust emiteeriv või registreeriv seade [4]

patsiendidoos (või doos) – diagnostilise protseduuri käigus röntgenikiiritust või radioaktiivse päritoluga kiiritust saava patsiendi (või ekvivalentse fantoomi) kiirgusdoosi üldmõiste, mille all sõltuvalt diagnostilisest modaliteedist mõistetakse füüsilise suurusena kas doospindala, pealelangevat õhukeremat, naha sisenddoosi, rinnanäärmedoosi, kompuutertomograafia volumeetrilist doosiindeksit, doospikkust, manustatud radionukliidi aktiivsust, efektiivdoosi või muud dosimeetrilist suurust; see suurus ei väljenda konkreetse patsiendi kiirgusdoosi ega kiirguriski, olles protseduuri optimeerimisel vaid doosi arvuliseks indikaatoriks

referentspatsient – kokkuleppelise kaalu, vanuse või spetsiifiliste mõõtmetega kujuteldav patsient, kelle jaoks valimi põhjal leitud patsiendidoosi mediaani saab võrrelda referentsväärtusega; igale modaliteedile vastab mingi kindla omadusega referentspatsient, nt tavaradiograafias sihtvahemikus kaaluga 70 ± 3 kg; patsientide valimit iseloomustav keskmine näitaja peaks jääma nimetatud sihtvahemikku

referentsprotseduurid – diagnostilise meditsiiniikiirituse protseduurid, mille kohta määratakse diagnostilised referentsväärtused [4]; enamasti valitakse nendeks protseduurid, mis annavad kõige suurema panuse elanikkonna kollektiivdoosis (vt ptk 2.2)

1.4. Kasutatud lühendid ja tähised

A	manustatud aktiivsus
A (per kg)	manustatud aktiivsus kehakaalu kohta
AGD	keskmine rinnanäärmedoos
CTDI _{vol}	kompuutertomograafia volumeetriline doosiindeks
DAP	doospindala
DICOM	<i>Digital Imaging and Communications in Medicine</i>
DLP	doospikkus
DRV	diagnostiline referentsväärtus
EANM	<i>European Association of Nuclear Medicine</i>
EC	<i>European Commission</i>
EK	Euroopa Komisjon
ENMS	Eesti Nukleaarmeditsiini Selts
ERÜ	Eesti Radioloogia Ühing
ESD	naha sisenddoos
IAEA	<i>International Atomic Energy Agency</i>
ICRP	<i>International Commission on Radiological Protection</i>
ICRU	<i>International Commission on Radiation Units & Measurements</i>
IHE	<i>Integrating the Healthcare Enterprise</i>

K	pealelangev õhukerma
KT	kompuutertomograafia
Kref	õhukerma referentspunktis
MGD	keskmine rinnanäärmedoos
PET	positronemissioontomograafia
PSD	maksimaalne nahadoos
RK	Riigikogu
SM	Sotsiaalministeerium
SPET	<i>Single-photon emission tomography</i>
SSDE	suurus-spetsiifiline doosihinnang
TEHIK	Tervise ja Heaolu Infosüsteemide Keskus

2. DIAGNOSTILISED REFERENTSVÄÄRTUSED

2.1. Dosimeetrilised suurused

Tabelis 2.1 on toodud primaarsed dosimeetrilised suurused ja ühikud, mida on soovitatud rahvusvahelistes [5, 8-10] ja Euroopa Komisjoni [11, 12] juhendites patsiendi kiirgusdoosi mõõtmisel ja optimeerimisel, ja mille jaoks määratakse referentsväärtused erinevates diagnostilise radioloogia protseduurides.

Lisaks võib patsiendidoosi hindamiseks ja optimeerimiseks vaja minna **tabelis 2.2** toodud sekundaarseid dosimeetrilisi suurus, mida on võimalik välja arvutada, kasutades uuringu geomeetrilisi, aparadi seadistuse ja patsiendi kehaehituse-spetsiifilisi andmeid. Patsiendidoosi optimeerimisel kasutatavate sekundaarsete dosimeetriliste suuruste arvutamise ja kasutamise kohta on antud juhiseid käesoleva juhendi peatükis 3.

Tabel 2.1. Primaarsed dosimeetrilised suurused diagnostiliste referentsväärtuste määramiseks ja patsiendidoosi optimeerimiseks.

Dosimeetriline suurus	Tähis	Kasutatavad ühikud	Modaliteet
doospindala (ehk õhukermapindala) (<i>air kerma-area product</i>)	<i>DAP</i> (ehk <i>KAP</i>)	$\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$ (mikrogrei-ruutmeeter), $\text{mGy}\cdot\text{cm}^2$ (milligrei-ruutsentimeeter), $\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$ (grei-ruutsentimeeter) $\text{dGy}\cdot\text{cm}^2$ (detsigrei-ruutsentimeeter)	tavaradiograafia; läbivalgustusega protseduurid (sh angiograafia, menelusradioloogia); koonuskiirgustomograafia, hambapanoraamülesvõte
pealelangev õhukerma (<i>incident air kerma</i>)	<i>K</i>	mGy (milligrei)	intraoraalsed hambaülesvõtted
õhukerma referentspunktis (<i>air kerma at the patient entrance reference point</i>)	<i>Kref</i>	mGy (milligrei)	läbivalgustusega protseduurid (sh angiograafia, menelusradioloogia)
keskmine rinnanäärmedoos (<i>average glandular dose</i>)	<i>AGD</i> (ehk <i>MGD</i>)	mGy (milligrei)	mammograafia
kompuutertomograafia volumeetriline doosiindeks (<i>volumetric computed tomography dose index</i>)	<i>CTDI</i> /vol	mGy (milligrei)	kompuutertomograafia
doospikkus	<i>DLP</i>	mGy·cm	kompuutertomograafia

<i>(dose length product)</i>		(milligrei- sentimeeter)	
manustatud aktiivsus <i>(administered activity)</i>	A	MBq (megabekrell)	nukleaarmeditsiin
manustatud aktiivsus kehakaalu kohta <i>(administered activity per body weight)</i>	A (per kg)	MBq·kg ⁻¹ (megabekrell kilogrammi kohta)	nukleaarmeditsiin

Tabel 2.2. Sekundaarsed dosimeetrised suurused võimalike diagnostiliste referentsväärtuste määramiseks ja patsiendidoosi optimeerimiseks.

Dosimeetrisine suurus	Tähis	Ühikud	Modaliteet
naha sisenddoos (ehk sisendõhukerma) <i>(entrance-surface dose, entrance-surface air kerma)</i>	ESD (ehk ESAK)	mGy (milligrei)	tavaradiograafia
maksimaalne nahadoos <i>(peak skin dose)</i>	PSD	mGy (milligrei)	läbivalgustusega protseduurid (sh angiograafia, menetlusradioloogia, arkoskoobi kasutamisega ortopeedilised operatsioonid)
suurus-spetsiifiline doosihinnang <i>(size specific dose estimate)</i>	SSDE	mGy (milligrei)	kompuutertomograafia

2.2. Referentsprotseduuride valik

Referentsprotseduuride valikul on soovitatud lähtuda iga üksiku meditsiini kiirituse protseduuri suhtelisest panusest elanikkonna kollektiivsesse efektiivdoosi [5, 11-13], st hinnates nii protseduuri teostamise sagedust kui ka patsiendi tüüpilist efektiivdoosi selles protseduuris. Referentsprotseduurideks valitakse piisav hulk protseduure, mis annavad suurema osa diagnostilistest meditsiini kiirituse protseduuridest saadavast kogudoosist.

Eesti referentsprotseduuride üleriigiline loetelu on kinnitatud tervise- ja töministri 19.12.2018 määruse nr 71 lisas 1 [4], mille 01.01.2025 jõustunud redaktsioonis on määratud 19 referentsprotseduuri. Üleriigiliseks kasutamiseks mõeldud referentsprotseduuride loetelu koostamisel on lähtutud meditsiini kiirituse kasutamisega seotud erialaühenduste ettepanekutest, seejuures arvestades protseduuride kasutuse sagedust ja hinnangut protseduuride kiirgusriskile.

Referentsprotseduuride valikul ja doosandmete kogumisel on suur roll diagnostiliste referentsväärtuste eesmärgipärase kasutuse tagamisel. Rahvusvaheline Kiirguskaitse Komitee [5] juhib tähelepanu asjaolule, et DRV-põhises võrdluses osalevates üksustes peavad olema

protseduurid ühtemoodi teostatud, meditsiinikiiritust saanud isikute rühmad peavad olema sarnased ning protseduuride eesmärgid (kliinilised näidustused) peavad olema samad. Üleriigilises võrdluses DRV-de kasutamiseks on soovitatav referentsprotseduuride teostamise üleriiklike tegevusjuhiste olemasolu.

Esmakordselt on määruse [4] alates 01.01.2025 jõustunud redaktsioonis loetletud muuhulgas ka nuklearmeditsiini referentsprotseduurid, mis valiti koostöös Eesti Nuklearmeditsiini Seltsi (ENMS) töörühmaga. Valiti kolm kõige sagedamini teostatavat uuringut, mida tehakse kõikides Eesti nuklearmeditsiini osakondades ning mille osakaal nuklearmeditsiini uuringute poolt Eestis põhjustatud kollektiivdoosis on suur.

2.3. Andmete kogumine

2.3.1. Automaatne ja käsitsi kogumine

2.3.1.1. Üldist

Doosiandmete ja ülesvõtteparameetrite automaatne kogumine on 2025. aasta seisuga Eestis kasutusel juba mitmetes raviasutustes nt Tartu Ülikooli Kliinikum, Ida-Tallinna Keskhaiglas, Pärnu Haiglas, Medicumis jne. DRV-de kehtestamiseks ei ole automaatne doosiandmete või ülesvõtte parameetrite kogumine otseselt vajalik, aga on oluline tööriist meditsiinifüüsika eksperdile, kes seadmete uuringuprotokolle optimeerib. See tagab paremate lähteandmete olemasolu optimeerimisotsuste tegemiseks.

Vastavalt tervise- ja tööministri 19.12.2018 määruse nr 71 „Meditsiinikiirituse protseduuride ja kliinilise auditi nõuded ning diagnostilised referentsväärtused“ [4] paragrahvi 13 lõike 5 punktile 4 peab kiirgustegevusloa omaja tagama uute meditsiinikiiritusseadmete soetamisel sellise seadme valiku, mis võimaldab registreerida seadme poolt emiteeritud kiirgust iseloomustava dosimeetrilise suuruse väärtuse ja seda arhiveerida koos pildiandmetega. Seetõttu on Eestis kasutusel olevad tänapäevased seadmed suutelised arvutama või mõõtma patsiendidoose selliste operatiivsete suurustena nagu DAP (tavaradiograafias ja menetlusradioloogias) või CTDIvol ja DLP (kompuutertomograafias) iga patsiendi uuringu kohta ja salvestama need DICOM-formaadis pildifaili päisesse või kujutisele või struktureeritud raportisse.

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 DICOM standardi alusel.

IAEA juhendis SRS112 [10] on antud lühike ülevaade DICOM ja IHE standarditest patsiendi ekspositsiooniandmete salvestamise ja kogumise kohta.

2.3.1.2. Integreerimise erinevad tasemed/võimalused

Ülesvõtteparameetrite ja doosiandmete automaatseks kogumiseks integreeritakse uuringuseade doosijälgimise tarkvaraga. Integreerimiseks on erinevaid võimalusi ja ulatusi, mistõttu võib andmete hulk, mida doosijälgimistarkvaraga kogutakse ja kuvatakse olla väga erinev. Kõige lihtsamal juhul kogutakse DRVde määramiseks ainult dosimeetrilised suurused (nt DAP, CTDIvol, DLP), ja seda KT puhul doosiraporti (nt DICOM-kujutiselt või selle päisest) või tavaradiograafias pildi päises oleva info alusel. Patsiendi kaalu saab automaatselt koguda ainult siis, kui see on sisestatud seadme juhtkonsooli või imporditud DICOM Worklisti abil haigla infosüsteemist seadme juhtkonsooli. Viimasel juhul on oluline jälgida, et patsiendikaal, mida imporditakse, ei oleks mõõdetud kauem aega tagasi kui 2 kuud. Hea lahendusena võimaldavad paljud kompuutertomograafid ja angiograafid sisestada patsiendi kaalu ja pikkuse otse seadme juhtkonsooli, mis hõlbustab korrektsete pikkuse ja kaalu andmete automaatset kogumist, kuid enamik tavaradiograafiaseadmeid seda käesoleva juhendi koostamise ajal veel teha ei võimalda.

Tavaradiograafia puhul saab pikkuse ja kaalu korrektsed andmed sisestada doosijälgimistarkvarasse käsitsi, kui need ei tule automaatselt DICOM Worklisti kaudu haigla infosüsteemist. Parema ülevaate saab andmetest, kui kasutada integratsioonis lisaks ka struktureeritud doosiraportit.

Veel parema ja täpsema andmete hulga annab integratsioon, mis hõlmab lisaks eelnevale ka kõikide uuringus olevate piltide DICOM-päisest andmete kopeerimist andmebaasi. Kõikidel juhtudel on aga vajalik ka patsiendi pikkuse ja kaalu käsitsi sisestamine, kas läbi seadme juhtarvuti uuringu alustamisel, kui see on võimalik, või siis otse doosijälgimistarkvarasse. Pikkuse ja kaalu puhul peab arvestama, et need muutuvad ajas ja vanade andmete kasutamine (nt haigla infosüsteemist importimine) võib viia tulemused väga ebausaldusväärseks. Nt vähiravi patsientidel võib kaal muutuda drastiliselt juba paari kuu jooksul ja lapsedatsientide pikkus ja kaal nt poole aasta jooksul. Samuti võib luuhõrenemisega täiskasvanud patsientidel muutuda pikkus. Pikkuse ja kaalu küsimine patsiendilt ei ole samuti mõistlik andmete täpsuse seisukohalt, kuna nende suhtes ei kiputa olema teadlik, aus ega täpne. Seetõttu on mõistlik mõõta ja kaaluda patsienti kabinetis enne uuringut ja kui see pole võimalik, siis neid andmeid üldse mitte kasutada.

Automaatseks doosi kogumiseks on välja töötatud mitmeid tarkvarasid: nt Siemens teamplay Dose, Radiance, GROK, PixelMed DoseUtility, Pixelmed DICOM toolkit, GE DoseWatch, Sectra DoseTrack, QAELUM Dose, Bayer Radimetrics, OpenREM, MedSquare Radiation Dose Monitor ja muid lahendusi doosandmete kogumiseks DICOM-päise, MPPS, RDSR andmete või kujutise OCR baasil, millest mõnda saab täiesti tasuta kasutada (nt OpenREM, GROK, PixelMed DoseUtility), mõned on piiratud tootjapõhiselt tasuta kasutamiseks sama tootja seadmetega (nt Siemens teamplay Dose) ja mõned on tasulised tarkvarad. Tasuta lahendus eeldab tavaliselt meditsiinifüüsika eksperdilt mõningast lisatööd seadme liidestamisel, mida tasuliste tarkvarade puhul teeb ära teenusepakkuja. Nende programmidega saab automaatselt koguda ja jälgida doosandmeid, ajalisi trende ja anda märku doosi hoiatustaseme ületamisest (kui selline tase on asutuses seatud). Automaatne doosandmete kogumise ja jälgimise tarkvara on eelkõige meditsiinifüüsika eksperdi tööriist igapäevaseks doosiülevaate saamiseks, anomaaliate tuvastamiseks ja dooside optimeerimise lähteandmete omamiseks kõikide kaaluvahemike kohta, mistõttu võiks selline lahendus olla kasutusel igas haiglas kohapeal, kus on kasutusel kompuutertomograaf või angiograaf, ja kättesaadav meditsiinifüüsika eksperdile. Teised modaliteedid enamasti niipalju potentsiaalselt kogutavaid ja optimeerimiseks vajalikke andmeid kui kompuutertomograafia uuringud ei oma, mistõttu on nende puhul kasu natuke väiksem, kuid siiski olemas. Ülevaate doosijälgimissüsteemi hankimisel tähelepanu vajavatest asjaoludest on esitatud IAEA dokumendis SRS112 [10].

2.3.2. Täiskasvanute uuringud diagnostilises ja menelusradioloogias

2.3.2.1. Suuradioloogia

Euroopa Komisjon on välja andnud juhendid kiirguskaitsest ja kvaliteeditagamisest suuradioloogias, sh suusiseste ja ortopantomograafiliste ülesvõtete [14] ja samuti koonuskimptomograafia (KKT) (ingl CBCT – *cone beam computed tomography*) [15] kohta.

Suuradioloogias on tervise- ja tööministri 19.12.2018 määruse nr 71 [4] 01.01.2025 jõustunud redaktsioonis määratletud referentsprotseduurid, mille kohta tuleb doosandmeid DRV määramiseks koguda, järgmised:

- 1) alumise purihamba intraoraalne röntgenülesvõtte,
- 2) ortopantomograafia,
- 3) hammaste koonuskimptomograafia, üks sektor.

Suusisese (ehk intraoraalse) hambaülesvõtte korral on primaarseks mõõdetavaks ja optimeeritavaks füüsikaliseks kiirgussuuruseks pealelangev õhukerma (vahel nimetatud ka naha sisenddoosiks ESD ilma tagasihajumiseta) [9, 14]. Pealelangev õhukerma mõõdetakse kollimaatori (tuubuse) väljundavas fookuskaugusel FSD. Selline mõõtmine teostatakse röntgenseadme

regulaarsete toimimiskatsete (sh esmakordsete toimimiskatsete ehk heakskiidukatsete) käigus alumise purihamba ülesvõtte tüüpilise seadistuse korral keskmise täiskasvanu jaoks, kasutades kalibreeritud dosimeetrit.

Hammaste ortopantomograafilise ülesvõtte (ehk panoraamülesvõtte) ja koonuskimptomograafia (KKT) korral on primaarseks mõõdetavaks ja optimeeritavaks dosimeetriliseks suuruseks doospindala (DAP).

Panoraamülesvõttel kasutatav doospindala mõõdetakse röntgenseadme regulaarsete toimimiskatsete käigus panoraamülesvõtte tüüpilise seadistuse korral keskmise täiskasvanu jaoks, kasutades kalibreeritud DAP-meetrit.

Koonuskimptomograafia (KKT) puhul mõõdetakse DAP sarnaselt panoraamülesvõttele, st röntgenseadme regulaarsete toimimiskatsete käigus, kasutades kalibreeritud DAP-meetrit. Röntgenseadme seadistuseks valitakse keskmise suurusega täiskasvanu hammaste koonuskimptomograafia üks sektor vaateväljaga FOV (ingl *field of view*) vähem kui 40 cm² (nt 6x6 või selline vaateväli, mis vastab täiskasvanu esimese ülemise purihamba implantaadi paigutamise uuringule).

Üldjuhul on mõõdetud dooside väärtused (pealelangev õhukerma või doospindala) leitavad röntgenseadme kõige hiljutisemast toimimiskatsete protokollist (vt näited **lisas 1**). Enamasti on tänapäeva koonuskimptomograafidel süsteemi integreeritud ka panoraamülesvõtteseadis, seetõttu võivad panoraamülesvõtte režiimi ja koonuskimptomograafia režiimi vastavad dosimeetrilised mõõtetulemused asuda protokollis järjestikku.

Terviseametile ei tohiks doosandmetena esitada röntgenseadmel endal inditseeritud doospindala näite, kuna neil võib olla väga suur mõõtemääramatus.

Terviseametile esitatavas doosandmete tabelis antakse järgmised üldandmed:

- 1) tervishoiuteenuse osutaja,
- 2) andmete kogumise eest vastutav isik ja tema meiliaadress,
- 3) viimaste toimimiskatsete teostaja (DAPi mõõtmiste teostaja) ja tema meiliaadress ning toimimiskatsete tegemise kuupäev ja protokoll number.

Lisaks esitatakse selles täpsustavad andmed röntgenseadme, pildireseptori ja patsiendidoosi kohta:

- a) intraoraalse hambaröntgenseadmega tehtava ülesvõtte kohta:
 - 1) röntgenseadme andmed (tootja, mudel, seerianumber, valmistamise aasta),
 - 2) pildireseptori liik – film / fosfoorplaat / digireseptor,
 - 3) keskmise täiskasvanu alumise purihamba ülesvõtte pealelangeva õhukerma (mGy) keskmine väärtus (toimimiskatsete protokollist);
- b) panoraamülesvõtte režiimis tehtud ülesvõtte (ehk 2D-ülesvõtte) kohta:
 - 1) röntgenseadme andmed (tootja, mudel, seerianumber, valmistamise aasta),
 - 2) pildireseptori liik – fosfoorplaat / digireseptor,
 - 3) keskmise täiskasvanu panoraamülesvõtte doospindala (mGy*cm²) keskmine väärtus (toimimiskatsete protokollist);
- c) koonuskimptomograafia režiimis tehtud ülesvõtte (ehk 3D-ülesvõtte) kohta:
 - 1) röntgenseadme andmed (tootja, mudel, seerianumber, valmistamise aasta)
 - 2) keskmise täiskasvanu vaateväljaga alla 40 cm² ühe sektori koonuskimptomograafia doospindala (mGy*cm²) keskmine väärtus (toimimiskatsete protokollist)
 - 3) vaatevälja suurus (laius ja kõrgus sentimeetrites)

2.3.2.2. Tavaradiograafia

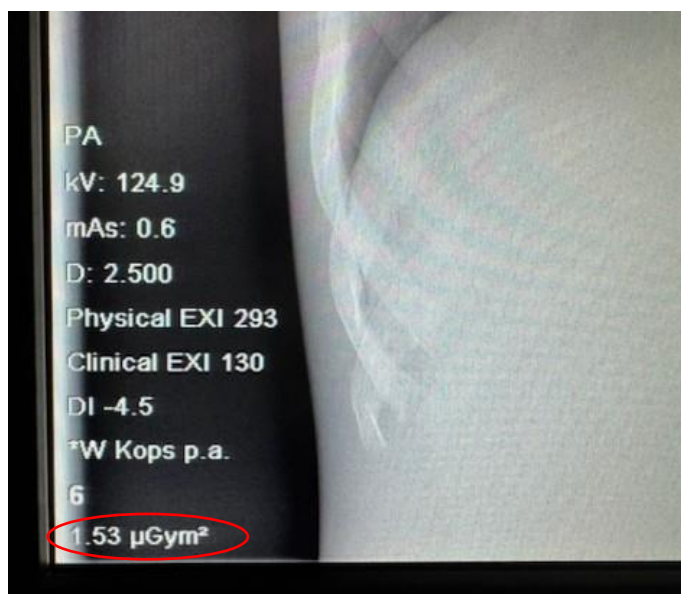
Tavaradiograafia osas on tervise- ja töoministri 19.12.2018 määruse nr 71 01.01.2025 jõustunud redaktsioonis [4] määratletud referentsprotseduurid, milles tuleb doosandmeid DRVde määramiseks koguda, järgmised:

- 1) rindkere röntgenülesvõtte (seistes, otseülesvõtte PA),
- 2) nimmelülide röntgenülesvõtte (seistes, otseülesvõtte AP) ,
- 3) nimmelülide röntgenülesvõtte (seistes, külgülesvõtte).

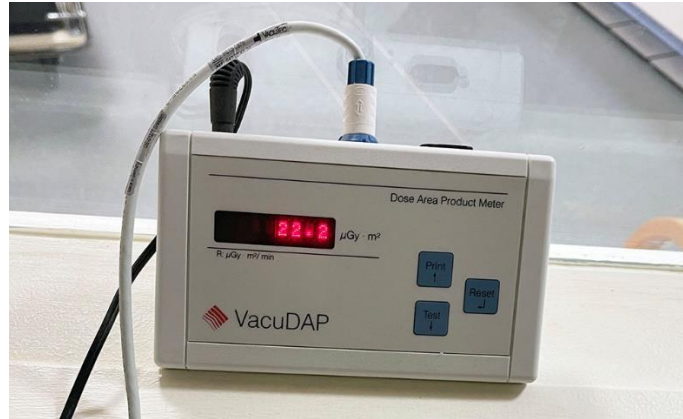
Täiskasvanu diagnostiliste referentsväärtuste määramiseks ja röntgenülesvõtete optimeerimiseks tavaradiograafias kogutakse doosiandmed vähemalt kümne üle 15-aastasest patsiendist koosneva valimi jaoks. Valimisse võetud patsientide doospindala väärtustest arvutatakse mediaan. Valimisse võetud iga patsiendi kaal peab jääma vahemikku 55–85 kg ja patsientide valimi keskmine kaal peab jääma vahemikku 70 ± 3 kg. Kui keskmine kaal osutub suuremaks, võiks valimisse lubatud vahemikus 55-85 kg kergemaid patsiente juurde võtta, kuni keskmine jääb nimetatud vahemikku. Kui keskmine kaal osutub väiksemaks, võiks valimisse lubatud vahemikus 55-85 kg raskemaid patsiente juurde võtta, või siis asendada valimis patsiente, kuni keskmine jääb nimetatud sihtvahemikku 70 ± 3 kg. Patsiente tuleks kohapeal enne uuringut kaaluda, et saada kaalu võimalikult täpne väärtus. Patsiendi enda esitatud andmed ei ole alati usaldusväärsed, kuna need kipuvad olema ebatäpsed ja võivad nii vähendada ka mõõtetulemuste täpsust.

Tavaradiograafias on primaarseks mõõdetavaks ja optimeeritavaks dosimeetriliseks suuruseks doospindala (DAP) [9, 11, 12]. DAPi väärtus mõõdetakse röntgenseadmesse integreeritud või kollimaatori külge kinnitatud DAP-meetri abil või arvutatakse röntgenseadmes automaatselt vastava kiirgussaagise ja kollimatsiooni kaudu. DAP-i näidik röntgenseadme juhtekraanil (**joonis 2.1**) või DAP-meetri juhtplokil (**joonis 2.2**) näitab DAP-i ühikuna tavaliselt kas $\text{mGy}\cdot\text{cm}^2$ või $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$. Kui näidud võetakse röntgenseadme juhtekraanilt, tuleks jälgida, et tegemist on ühe ülesvõtte doospindalaga, mitte kogu uuringu kumulatiivse doospindalaga. DAP-i ühikut tuleb täpselt silmas pidada ja märkida see Tervisameti doosiandmete vormi, ka siis kui kasutusel on mingi muu ühik.

DAP-meetri kiirgusdetektor (ioonkamber) võib olla kinnitatud kollimaatori külge. Ioonkambriga ühendatud DAP-meetri doospindala näidikuga juhtplokk asub enamasti röntgenseadme puldiruumis (**joonis 2.2**). Sellise DAP-meetri puhul tuleks veenduda, et ülesvõtte eelselt oleks DAP-meeter automaatselt või vajaduse korral käsitsi lähtestatud (ingl *reset*), et mitte summeerida uusi näituseid eelmistele.



Joonis 2.1. Ühe ülesvõtte doospindala näidik tavaradiograafi juhtekraanil (näide).



Joonis 2.2. DAP-meetri doospindala näidik (näide).

Kliinilise kiirgusdosimeetria hea rahvusvahelise tava [9] kohaselt 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. DAPI näidikud kalibreeritakse röntgenseadmel praktiliselt kasutatavatel kiirgustingimustel (röntgentoru pinge, filtratsioon) vähemalt iga 2 aasta tagant röntgenseadme toimimiskatsete käigus.

Andmete käsitsi kogumisel esitatakse Terviseametile doosiandmete tabelis iga valimisse võetud üksikuuringu kohta patsiendi kaal ja mõõdetud doospindala väärtus (DAP-meetri näit) ja lisaks röntgentoru pingele ja filtratsioonile vastav DAP-näidiku kalibreerimistegur (soovitavalt meditsiinifüüsika eksperdi juhiste järgi).

Andmete automaatse kogumise korral esitatakse kalibreeritud DAPI mediaanväärtus kohe doosiandmete tabeli esimesel lehel.

2.3.2.3. Mammograafia

Mammograafias on tervise- ja töministri määruse nr 71 muudatuse 21.10.2024 [4] järgi määratletud referentsprotseduurid, milles tuleb doosiandmeid DRV määramiseks koguda, järgmised:

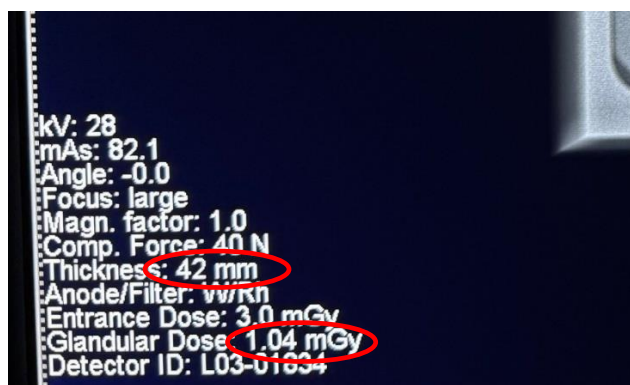
- 4) mammogramm (kraniokaudaalsuunas, CC),
- 5) mammogramm (põikisuunas, MLO).

Täisdigitaalse süsteemi korral kuvatakse mammogrammil keskmine rinnanäärmedoos MGD (ingl *mean glandular dose*) (ehk AGD (ingl *average glandular dose*)) koos kokkusurutud rinna paksuse ja muude näitajatega (**joonis 2.3**).

Mammograafiaülesvõtete DRV-de määramiseks kogutakse doosiandmed mammograafia 2D-ülesvõtetel (konventsionaalne mammograafia) vähemalt kümne rinnavähi sõeluuringu sihtrühma kuuluva patsiendi kohta projektsioonide CC ja MLO jaoks eraldi. Iga valimisse võetud patsiendi kohta registreeritakse keskmine rinnanäärmedoos ja kokkusurutud rinna paksus.

Valimisse võetakse iga konkreetse projektsiooni puhul patsiendid, kelle kokkusurutud rinna paksus vastavas projektsioonis oleks vahemikus 4–6 cm, kusjuures patsientide valimi keskmine kokkusurutud rinna paksus jääks sihtvahemikku $5,0 \pm 0,5$ cm. Kui keskmine jääb sellest vahemikust välja, tuleks valimisse võtta juurde sobivaid patsiente, mis muudaks keskväärtust. CC ja MLO valimid ei pea moodustuma samadest patsientidest.

Mammograafia 3D-ülesvõtete (tomosünteesi) korral registreeritakse andmed sarnasel viisil. Referentspatsiendi kiirgusdoos leitakse valimisse võetud patsientide keskmise rinnanäärmedoosi väärtuste mediaanina.



Joonis 2.3. Kokkusurutud rinna paksuse (ingl *thickness*) ja keskmise rinnanäärmedoosi (ingl *glandular dose*) näidik mammograafi juhtekraanil (näide).

2.3.2.4. Kompuutertomograafia

Kompuutertomograafias on tervise- ja töoministri 19.12.2018 määruse nr 71 01.01.2025 jõustunud redaktsioonis [4] määratletud referentsprotseduurid, milles tuleb doosiandmeid DRV määramiseks koguda, järgmised:

- 1) peaaju kompuutertomograafia natiivis
- 2) peaaju- ja kaelaarterite kompuutertomograafia-angiograafia
- 3) kõhu ja vaagna kompuutertomograafia kontrastainega parenhümatoosides faasis
- 4) kaela, rindkere, kõhu ja vaagna kompuutertomograafia uuring kontrastainega
- 5) rindkere, kõhu ja vaagna kompuutertomograafia uuring kontrastainega
- 6) kopsude kompuutertomograafia natiivis (madala kiirgusdoosiga).

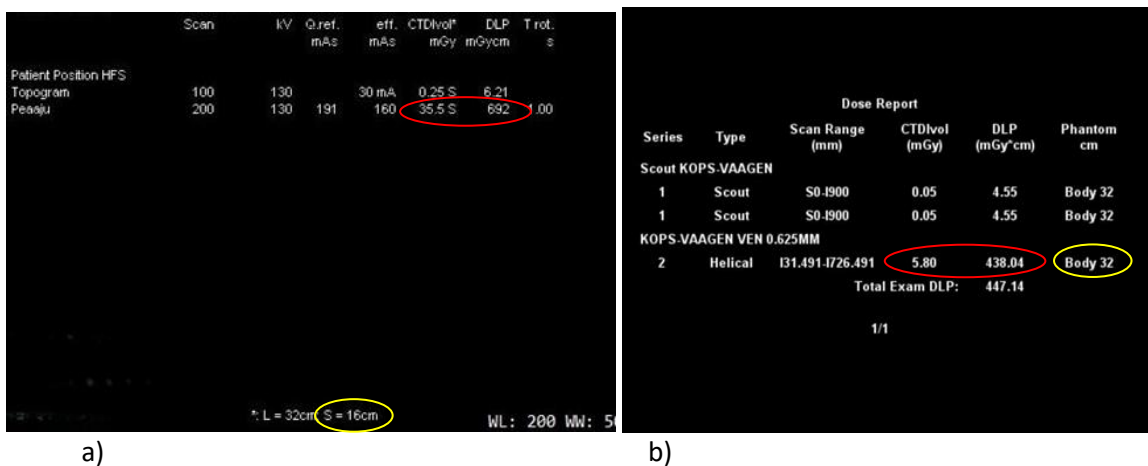
Täiskasvanu kompuutertomograafia (KT) uuringute optimeerimiseks kogutakse referentsprotseduuride kohta vähemalt kümne (soovitavalt rohkem) üle 15-aastasese patsiendi kiirgusdoosi indikaatorid (kompuutertomograafia puhul CTDIvol ja DLP) ja kaal. Valimisse valitud patsiendi kaal peab jääma vahemikku 55–85 kg ja patsientide valimi keskmine kaal peab jääma vahemikku 70 ± 3 kg. Peaaju ja muude ainult pea piirkonna kompuutertomograafia uuringu korral patsientide kaalu arvestama ei pea. Kogutud andmete põhjal leitakse konkreetse seadme ja referentsprotseduuri kohta referentspatsiendi kiirgusdoos, mis arvutatakse kogutud 10 või rohkema patsiendi mediaanväärtusena. Kõikide kabinetide referentspatsientide kiirgusdooside andmete alusel kehtestab Terviseamet diagnostilised referentsväärtused (DRV-d).

Soovitav on koguda andmeid alati rohkem kui 10 patsiendi kohta, kuna see tagab andmete parema kvaliteedi. Kuna doosi optimeerimiseks nendest andmetest meditsiinifüüsika eksperdile ei piisa, siis võib olla vajalik täiendavate andmete kogumine soovitatavalt automaatselt või siis käsitsi, kui asutusel pole automaatset doosikogumise tarkvara. Doosi mõjutavad tegurid ja andmed, mida meditsiinifüüsika eksperdil on dooside optimeerimiseks vaja on kirjeldatud peatükis 3.5 ja selle alajaotistes. Seejuures peab arvestama, et ka siis, kui koguda kõik kättesaadavad andmed nende 10 patsiendi kohta, ei pruugi see olla ikkagi piisav, et tagada uuringuprotokolli optimeerimiseks vajalike andmete olemasolu kõikide kaaluvahemike jaoks.

Kompuutertomograafias kasutatakse doosi hindamiseks primaarsete suurustena kompuutertomograafia volumeetrilist doosiindeksit CTDIvol ja doospikkust DLP [10]. CTDIvol on kvantitatiivne suurus patsiendidoosi väljendamiseks kompuutertomograafias ja iseloomustab doosi

ruumjaotust ühe pöörde ja nominaalse kihipaksuse kohta. Teisisõnu on see 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 CTDIvol sõltub reaalselt mõõdetud suurusel, mis sõltub uuringuprotokollis seadistatud parameetritest ja võimaldab omavahel võrrelda erinevaid uuringuprotokolle erinevatel seadmetel ja objektiivselt võrrelda doose. Doospikkus DLP võtab arvesse ka skaneerimisulatust. CTDIvol ja DLP ei väljenda otseselt patsiendidoosi, kuna need on mõõdetud või arvutatud standardfantoomi kohta.

IEC standard näeb ette prospektiivset CTDIvol näidu kuvamist KT operaatorikonsoolis, mis võimaldab anda ligikaudse doosihinnangu ka enne skaneerimist. Doosandmete kogumisel tuleb registreerida mitte esialgselt kuvatud ligikaudne doosi näit, vaid arvutatud doosi (nii CTDIvol kui ka DLP) täpsem väärtus, mis arvutatakse uuringu lõpetamisel iga seeria jaoks eraldi, kuvatakse doosiprotokollis ja arhiveeritakse koos piltidega eraldi DICOM-kujutisena või nn struktureeritud doosiraportina. Näiteid KT doosiprotokollide kohta DICOM-kujutistena on toodud **joonisel 2.4**.



Joonis 2.4. Erinevate kompuutertomograafi tootjate (a) Siemens ja b) GE) doosiprotokollide näited (DICOM-kujutiselt).

Siemens doosiprotokollis on CTDIvol väärtuste juures märged L või S, mis viitab sellele kas CTDIvol väärtuste arvutamiseks kasutati 32 cm diameetriga kehafantoomi (märged L) või 16 cm diameetriga peafantoomi (märged S). GE protokollis on kirjas *Body 32* või *Head 16*, mis näitab samuti seda, kumma fantoomi kohta doos on esitatud. Fantoomi valik võib olla esitatud protokollis ka muul kujul, kuid oluline on seda valikut jälgida doosandmete registreerimisel ning Terviseametile esitamisel ja tagada, et see oleks esitatud nõutud fantoomi kohta.

Selleks, et kogutud doosandmed oleks asutuste vahel võrreldavad ja nende alusel saaks kehtestada DRV-d tuleb jälgida, et doosandmed oleks esitatud sama fantoomi kohta (sõltuvalt piirkonnast siis kas 16 cm või 32 cm fantoomi kohta). Peauuringutel peab CTDIvol ja DLP olema esitatud 16 cm fantoomi kohta ja kehauuringutel 32 cm fantoomi kohta. Kaela uuringutel ning pea ja kaela angiograafia uuringu puhul (nt referentsprotseduuri „Peaaju- ja kaelaarterite kompuutertomograafia-angiograafia“ [4] korral) tuleb jälgida, et doosinäit oleks esitatud 32 cm fantoomi kohta. Pediaatrilistel protokollidel võivad tootjad kasutada erinevaid fantoome; osad vanemad GE, Hitachi ja Canoni kompuutertomograafid kasutavad 16 cm fantoomi nii pea kui kehauuringute puhul pediaatriliste patsientide doosandmete esitamisel; Siemens ning Philips kasutavad pediaatriliste kehauuringute puhul üldiselt 32 cm fantoomi doosandmete esitamiseks. Doosandmed 16 cm ja 32 cm fantoomi kohta võivad erineda sama patsiendi puhul umbes 1,8 kuni 2,5 korda sõltuvalt kompuutertomograafist, röntgentoru pingest, fookustäpist, vaateväljast ja kiirtekimbu laiusest. Et andmed oleks asutuste vahel võrreldavad, kasutatakse Eestis pediaatriliste peauuringute puhul kokkuleppeliselt 16 cm fantoomi kohta esitatud CTDIvol ja DLP väärtust ning 32 cm fantoomi pediaatrilistel kehauuringutel. Otsuse tegemisel on arvestatud Euroopa juhendis

RP185 [16] olevat soovitud. Enne pediatriliste uuringute doosandmete esitamist Terviseametile tuleb kontrollida, et see CTDIvol oleks esitatud 32 cm fantoomi kohta pediatriliste kehauuringute puhul ja kui see pole nii, siis tuleb 16 cm fantoomi kohta esitatud CTDIvol ja DLP väärtus jagada vastava teguriga, et saada andmeid võrreldavaks. Teisendustegurid 16 cm ja 32 cm fantoomide vahel CTDIvol ja DLP väärtuste ümberarvutamiseks on leitavad seadme kasutusjuhendist või mõõdetav meditsiinifüüsika eksperdi poolt heakskiidu- või toimimiskatsete käigus.

Kokkuleppeliselt kogutakse kompuutertomograafia doosandmed seeriade, mitte uuringute kaupa. Meditsiinikiirituse määruse [4] lisas 1 nimetatud kompuutertomograafia protseduuride puhul kogutakse ja võrreldakse ainult ühte diagnostilist seeriat, mitte uuringu kogudoosi. Referentsprotseduuri lihtsamaks tuvastamiseks on tabelis 2.3 esitatud seos KT referentsprotseduuri ja TEHIK-u (Tervise ja Heaolu Infosüsteemide Keskus) vastava koodi vahel ning samuti märgitud doosiarvutuses kasutatav fantoom.

Tabel 2.3. KT referentsprotseduurid, TEHIK-u koodid ja doosiarvutustes kasutatavad fantoomid.

Referentsprotseduuri nimetus	TEHIK-u kood:	IEC fantoom, mille kohta doos esitatakse Terviseametile
Peaaju kompuutertomograafia natiivis	KTUPE001	16 cm
Peaaju- ja kaelapiirkonna kompuutertomograafia-angiograafia	KTUPE017	32 cm
Kõhu ja vaagna kompuutertomograafia kontrastainega parenhümatoosises faasis	KTUKV006	32 cm
Kaela, rindkere, kõhu ja vaagna kompuutertomograafia uuring kontrastainega	KTUKN075 või ainult parenhümatoosises faasis olev seeria uuringust KTUKN077	32 cm
Rindkere, kõhu ja vaagna kompuutertomograafia uuring kontrastainega	KTUKN101 või ainult parenhümatoosises faasis olev seeria uuringust KTUKN088	32 cm
Kopsude kompuutertomograafia natiivis (madala kiirgusdoosiga)	KTURK004	32 cm

2.3.2.5. Menetlusradioloogia

Menetlusradioloogias on tervise- ja töoministri 19.12.2018 määruse nr 71 01.01.2025 jõustunud redaktsioonis [4] määratletud referentsprotseduurid, milles tuleb doosandmeid DRV määramiseks koguda, järgmised:

- 1) koronarograafia,
- 2) koronaarangioplastika (esimene stenoos).

Menetlusradioloogia referentsprotseduuride diagnostiliste referentsväärtuste määramiseks registreeritakse referentsprotseduurides vähemalt kümne üle 15-aastasest patsiendist koosnevas valimis kiirgusdoosi iseloomustavate suuruste - **summaarse doospindala ja summaarse õhukerma referentspunktis** - väärtused. Valimisse tuleks valida patsiendid nii, et üksikpatsiendi kaal oleks

vahemikus 65–95 kg ja patsientide valimi keskmine kaal jääks sihtvahemikku 80 ± 3 kg. Koos doosiga registreeritakse ka patsiendi kaal.

Menetlusradioloogia doosiprotokollide näide on toodud **joonisel 2.5**.

The screenshot shows a software window titled 'Exam Protocol'. It contains a 'Patient Info' section with fields for Name, Sex, and ID. Below this is a table of exam procedures. At the bottom, there is an 'Accumulated exposure data' section with two red circles highlighting the total exposure values.

Procedure	Exposure
9 CARD 96kV 318mA	7.3ms 0.2CL small 0.1Cu 22cm 97.52µGy ² 10.2mGy
10 CARD 96kV 317mA	7.4ms 0.2CL small 0.1Cu 22cm 131.25µGy ² 13.7mGy
11 CARD 96kV 302mA	9.2ms 0.3CL small 0.1Cu 22cm 152.13µGy ² 16.1mGy
Accumulated exposure data	
Total Fluoro: 6.2min Max Skin Entrance Dose: 398mGy	Total: 4821.3µGy ² 512.4mGy
A Fluoro: 6.2min 3213.8µGy ² 332.5mGy	Total: 4821.3µGy ² 512.4mGy

Summaarne doospindala

Summaarne õhukerma referentspunktis

Joonis 2.5. Näide menetlusradioloogia doosiprotokollist.

2.3.3. Laste uuringud diagnostilises radioloogias

Tervise- ja tööministri 19.12.2018. a määrus nr 71 pöörab erilist tähelepanu meditsiini kiirguse optimeerimise vajadusele alla 15-aastastele lastele või noorukitele meditsiini kiirguse protseduuride tegemisel [4]. Selle määruse järgi peab kiirgustegevusloa omaja (haigla) tagama meditsiinifüüsika eksperdi osaluse kiirgusdooside optimeerimiseks, kvaliteedi tagamiseks ja kiirgusohutusalaselt nõustamiseks. Eestis pole veel laste röntgenülesvõtete jaoks diagnostilisi referentsväärtusi määratud, kuid Euroopa DRV-d on saadaval Euroopa Komisjoni vastavas juhendis Radiation Protection 185 [16]. Mitmetes ELi riikides (nt Soomes) on lasteradioloogia doosiuuringute põhjal kehtestatud riiklikud DRV-d või DRV-kõverad [16].

Vastavalt juhendile RP185 [16] on meditsiiniradioloogia lapsespatsiendid soovitatav grupeerida kehapiirkonna uuringutes kaalu järgi ja peapiirkonna uuringutes vanuse järgi rühmadesse, mis on toodud **tabelis 2.4**. Ligikaudne vastavus lapse kaalu ja vanuse vahel on toodud **tabelis 2.5**, et saaks võrrelda laste kaalupõhiseid DRV-sid vanusepõhiste DRV-dega.

Lasteradioloogias DRV-de määramiseks kasutatavate doosandmete kogumist ja doosi mõjutavate füüsikaliste tegurite arvestamist on kirjeldatud ka IAEA vastavas juhendis [17].

Tabel 2.4. Kaalu- ja vanuserühmad pediaatrilistel uuringutel [16].

Kaalurühmad (sihtvahemikud) kehapiirkonna uuringutel	Vanuserühmad (sihtvahemikud) peapiirkonna uuringutel
< 5 kg	0 ... < 3 kuud
5 ... < 15 kg	3 kuud ... < 1 a
15 ... < 30 kg	1 ... < 6 a
30 ... < 50 kg	≥ 6 a
50 ... < 80 kg	

Tabel 2.5. Laste kaalu- ja vanusepõhiste rühmade ligikaudne vastavus [16].

Kirjeldus	Kaalurühm	Kaalu ja vanuse sõltuvuse põhine vanuserühm	Kõige sagedamini DRV aluseks olev vanuserühm
Vastsündinu	< 5 kg	< 1 kuu	0 a
Imik, maimik	5 ... < 15 kg	1 kuu ... < 4 a	1 a
Koolieelik, kainik	15 ... < 30 kg	4 ... < 10 a	5 a
Varateismeline	30 ... < 50 kg	10 ... < 14 a	10 a
Hilisteismeline	50 ... < 80 kg	14 ... < 18 a	15 a

Piisavate andmete olemasolu korral on lasteradioloogias soovitatav määrata diagnostiliste referentsväärtuste kõver sõltuvana lapsatsiendi kaalust, efektiivselt läbimõõdust või vanusest (vt näide lisas 3 [16]).

2.3.4. Täiskasvanute ja laste uuringud nuklearmeditsiinis

Nuklearmeditsiinis on tervise- ja töministri 19.12.2018 määruse nr 71 01.01.2025 jõustunud redaktsioonis [4] määratletud referentsprotseduurid, milles tuleb doosiandmeid DRV määramiseks koguda, järgmised:

- 1) kilpnäärme staatiline stsintigraafia (99mTc-pertehnetaat),
- 2) peaaju PET-uuring (18F-FDG),
- 3) kogu keha PET/KT-uuring (18F-FDG).

Diagnostilisi nuklearmeditsiini protseduure teostatakse erinevatel näidustustel, alates esmase diagnoosi selgitamist kuni ravi efektiivsuse ja prognoosi hindamiseni.

Nuklearmeditsiini referentsprotseduuride kohta diagnostiliste referentsväärtuste määramiseks registreeritakse vähemalt kümnest üle 15-aastasest patsiendist koosnevas valimis andmed patsiendile manustatud radiofarmatseutikumi aktiivsuse ning patsiendi kaalu kohta ning arvutatakse patsiendipõhine aktiivsuse ja kaalu suhe. Valimisse tuleb valida patsiendid nii, et üksikpatsiendi kaal oleks vahemikus 55–85 kg ja patsientide valimi keskmine kaal jääks sihtvahemikku 70 ± 3 kg.

Nuklearmeditsiini diagnostiliste protseduuride patsiendidoosi hindamisel ja optimeerimisel on primaarseks füüsikaliseks suuruseks patsiendile manustatud radioaktiivse preparaadi (radiofarmatseutikumi) aktiivsus. Radiofarmatseutikumi aktiivsus mõõdetakse vahetult enne selle manustamist aktiivsusmõõtuuri ehk dooskalibraatoriga, seejärel mõõtes aktiivsusmõõtuuri

manustamisjärgset süstla jääaktiivsust. Aktiivsusemõõtur võib olla eraldiseisev seade, aga ta võib olla integreeritud ka radiofarmatseutikumide manustamisel kasutatavasse automaatsüstlasse. Viimasel juhul ei pruugi olla asjakohane mõõta manustamisjärgset süstla jääaktiivsust. Aktiivsusemõõtur peab olema allutatud regulaarsele kvaliteedikontrollile vastavalt tootja juhendile ning seadme kasutamisel teostatakse regulaarseid, k.a. igapäevaseid toimimiskatseid kooskõlas asjakohase Euroopa Komisjoni kiirguskaitse juhendi ja seadme tootja soovitusetega, kui kiirgustegevusloa tingimustes ei ole määratud teisiti [4].

Üldine soovitus on patsiendile manustada aktiivsust kehakaalu järgi ($\text{MBq}\cdot\text{kg}^{-1}$), välja arvatud juhtudel, mil protseduuri tegevusjuhistes on antud soovitused kehamassist sõltumatu aktiivsuse manustamiseks või on tegemist olukorraga, kus radiofarmatseutikumi kogunemine toimub valdavalt ühes konkreetses organisis (näiteks kopsu perfusiooni või ventilatsiooni uuring) [5].

Diagnostilisi nuklearmeditsiini protseduure teostatakse ka erinevas vanuses lapspatsientidele, alates vastündinutest. Eestis on kõige sagedamini lastele teostatav uuring PET/KT kogu keha uuring ^{18}F -FDG-ga onkoloogilistel näidustustel.

Nuklearmeditsiinis määratakse DRV-d manustatud aktiivsuseks A (MBq) või manustatud aktiivsuseks kehakaalu kohta A (per kg) ($\text{MBq}\cdot\text{kg}^{-1}$). Laste uuringutes individualiseeritakse manustatav aktiivsus lähtudes patsiendi kaalust. Selleks kasutatakse vastavaid kehakaalu-aktiivsuse kalkulaatoreid või tabeleid [5]. Kaalupõhised radiofarmatseutikumide aktiivsuse baasväärtused ja minimaalsed väärtused on välja töötatud Euroopa Nuklearmeditsiini Assotsiatsiooni poolt (*EANM Dosage Card* [18]).

Lisaks kaalule oleneb lapspatsiendile manustatav aktiivsus ka kuvamissüsteemi tehnilistest parameetritest (nt analoogsest tundlikum digitaalne detektor) ja skaneeritava vaatevälja suurusel. Kokkuvõttes on hea praktikana soovitatav kasutada kaalukategooriaid seal, kus see on võimalik, registreerides radiofarmatseutikumi manustatud aktiivsuse ja patsiendi kaalu, või manustatud aktiivsuse kehakaalu kohta ning lisaks – hübriiduurinul kasutatud KT uuringu kiirgusdoosi indikaatorid. Nuklearmeditsiini uuringute puhul on soovitatav registreerida ka uuringu näidustus, sest see võib mõjutada skaneerimise ulatust ja uuringu kestust ning seeläbi modifitseerida manustatava radiofarmatseutikumi aktiivsust.

2.4. Riiklike ja kohalike diagnostiliste referentsväärtuste määramine ja rakendamine

2.4.1. Diagnostiline radioloogia

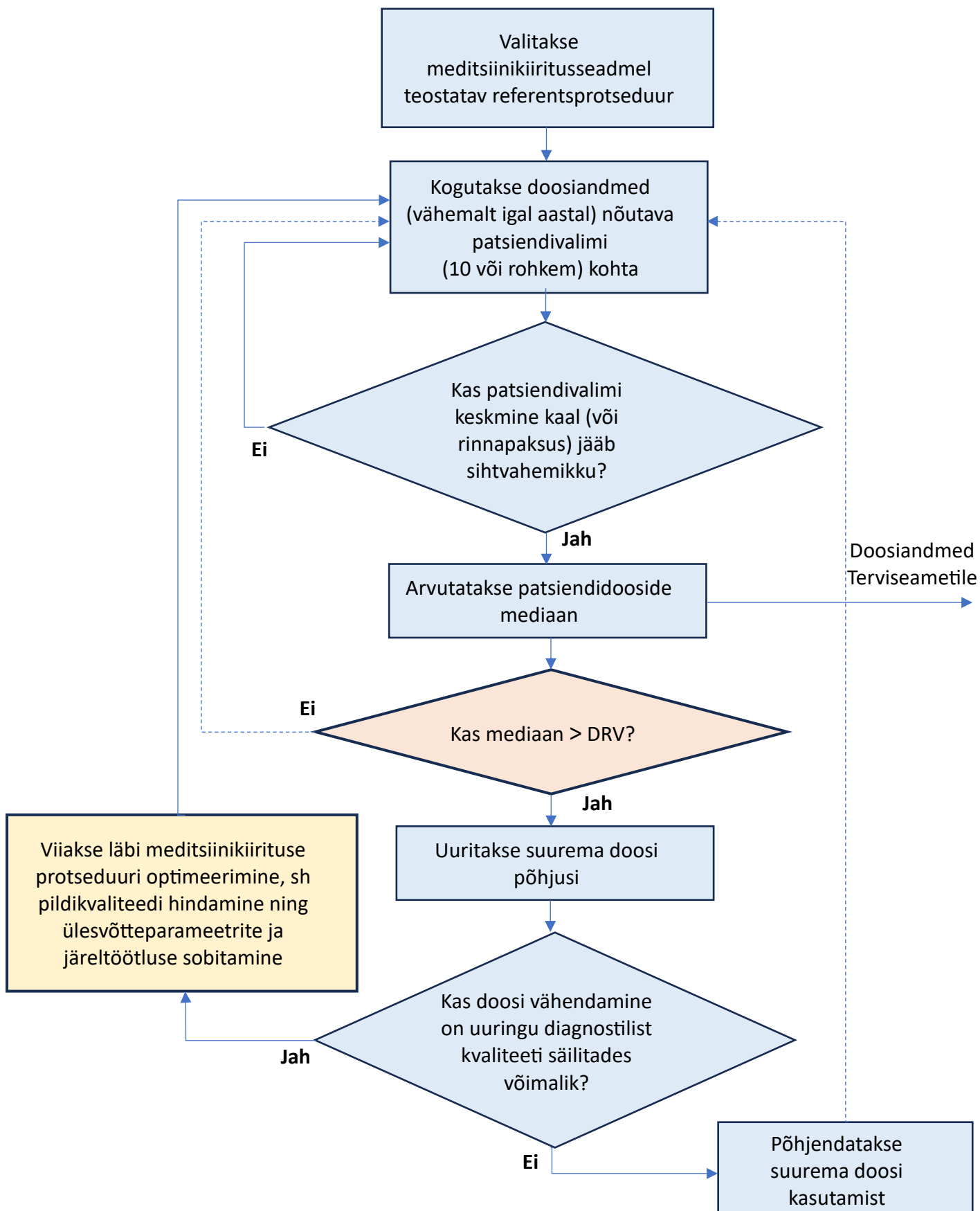
Diagnostiliste meditsiini kiirituse protseduuride riiklike diagnostiliste referentsväärtuste määramiseks kogutakse patsiendidoosi andmeid erinevate protseduuride kohta kogu riigi ulatuses. Andmekorje toimub iga röntgenseadme kohta, millel konkreetset referentsprotseduuri teostatakse. Doosiandmeid kogutakse vähemalt 10 patsiendi rutiinsel uuringul ja leitakse kogutud dosimeetristest väärtustest mediaan. Üldjuhul (v.a. mammograafia, suurradioloogia, jm) võetakse valimisse täiskasvanud patsiente, kelle kaal on vahemikus 55-85 kg, kusjuures patsientide rühma keskmine kaal peaks lõpuks jääma piiridesse 70 ± 3 kg. Referentsväärtus diagnostilises radioloogias leitakse kogutud keskmiste dooside statistilise jaotuse põhjal kolmanda kvartiilina (ehk 75-nda protsentilina) [5]. See tähendab, et 3/4 vaatlusalustest seadmetest teeb kõnealuse protseduuri DRV-st madalama doosiga ja 1/4 seadmetest DRV-st kõrgema doosiga. DRV ületamise korral tuleb kaaluda protseduuri optimeerimise võimalusi, pidades alati silmas vajaliku diagnostilise pildikvaliteedi säilimist.

Diagnostilisi referentsväärtusi võib optimeerimise eesmärgil määrata ka lokaalselt mingi piirkonna haiglate jaoks või haiglasiseselt nn kohalike diagnostiliste referentsväärtustena. Ka sel juhul on

soovitav leida DRV doosijaotuse kolmanda kvartiilina [5, 16]. Selline praktika on hiljuti taas tunnustust leidnud Euroopa Radioloogia Ühingu seisukohavõetus [19].

Kohalikke DRV-sid on lihtsam määrata ja rakendada, kusjuures need kajastavad just kohalike seadmete toimivust ja kohalike kliinilisi vajadusi. Neid saab sagedamini värskendada kui riiklikke, eriti doosijälgimissüsteemi olemasolu korral. Kohalike DRV-de kehtestamisel on soovitatav mõistliku hulga ehk vähemalt 20-30 uuringu kohta doosiandmete kogumine, et nende põhjal määrata kolmas kvartiil. Doosijaotuse mediaanväärtust võib kasutada nn tüüpväärtuste määratlemiseks. ICRP soovitab tüüpväärtusi määrata uuemate tehnoloogiate jaoks, mis võimaldavad sama pildikvaliteedi puhul kasutada madalamaid kiirgusdoose [5, 19]. Kohalikud DRV-d peaksid olema kas sarnased või madalamad kui riiklikud DRV-d. Need võivad olla kõrgemad vaid juhul, kui sellega kaasnev kliiniline kasu meditsiiniliste näidustuste puhul on täielikult põhjendatud. Kohaliku referentsväärtuse saab kehtestada ka ainult ühe kabineti andmete põhjal, aga siis tehakse seda mitte mediaandooside abil vaid individuaaldooside kolmandast kvartiilist lähtudes.

DRVde arvutamiseks vajalike doosiandmete tsüklilist, aastate kaupa kogumist ning DRVde rakendamist pildikvaliteedi ja patsiendidoosi optimeerimisel kirjeldab üldiselt **joonisel 2.6** toodud vooskeem.



Joonis 2.6. Meditsiiniirrituse referentsprotseduuris andmete kogumine diagnostilise referentsväärtuse määramiseks ja protseduuri optimeerimine ([20] modifitseeritud)

2.4.2. Nuklearmeditsiin

Nuklearmeditsiinis määratakse DRV-d erinevalt radioloogias radiofarmatseutikumi aktiivsuse eesmärkväärtusena, mitte sagedusjaotuse protsentilil põhineva alarmväärtusena. Manustatud radionukliidi aktiivsusel põhinevad DRV-d, mida loetakse piisavaks, et koguda diagnostilist infot vastavas patsientide referentsrühmas (täiskasvanud või lapsed), määratakse EL liikmesriikide kaupa eraldi [21], tuginedes vastavate erialaühenduste, sh Euroopa Nuklearmeditsiini Assotsiatsiooni (EANM) [22] soovitustele [23]. Kuni 2024.a. lõpuni polnud Eestis määratud üleriigilisi nuklearmeditsiini referentsprotseduure ega diagnostilisi referentsväärtusi. Igas raviasutuses rakendati omi protseduurijuhiseid vastavalt erialaliitude, sh EANM-i soovitustele [22] ja radiofarmatseutikumi tootja juhiste.

Vastavalt tervise- ja tööministri 19.12.2018 määruse nr 71 01.01.2025 jõustunud redaktsioonile määratakse nuklearmeditsiini DRV-d haiglate poolt kogutud andmete alusel. Nendeks andmeteks on referentspatsiendile manustatava radiofarmatseutikumi aktiivsus, mis leitakse valimisse võetud patsientidele manustatava radiofarmatseutikumi aktiivsuse väärtuste mediaanväärtusena, ja lisaks referentspatsiendi kompuutertomograafia uuringu kiirusdoos, mis leitakse valimisse võetud patsientide kompuutertomograafia volumeetrilise doosiindeksi väärtuste ja doospikkuse väärtuste mediaanväärtusena. Valimisse valitud patsiendi kaal peab jääma vahemikku 55–85 kg ja patsientide valimi keskmine kaal peab jääma vahemikku 70 ± 3 kg.

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 pildikvaliteedi korral eeskätt aparatuuri uuendamise kaudu ja võimalusel – protseduuri logistika muutmise abil.

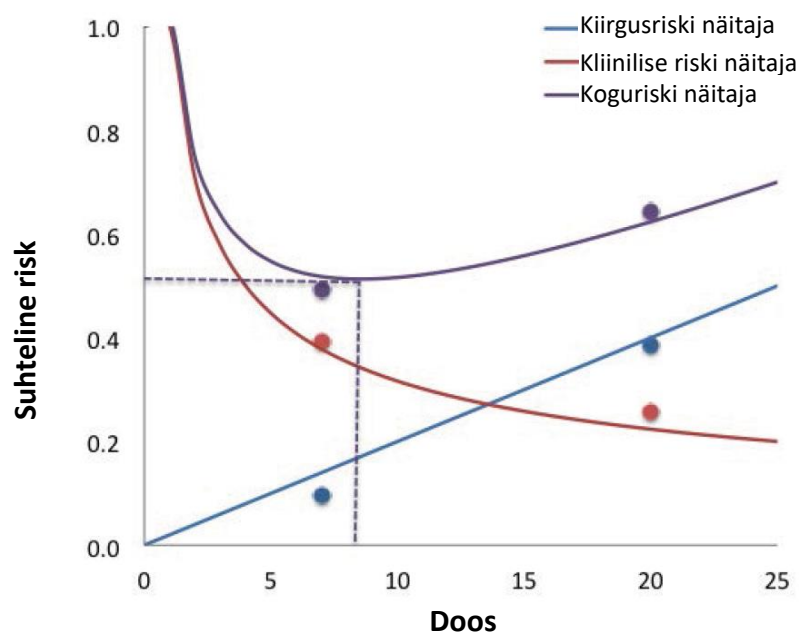
3. OPTIMEERIMISEKS VAJALIKUD ANDMED, DOOSI JA PILDIKVALITEETI MÕJUTAVAD TEGURID

Pildikvaliteedi ja patsiendidoosi optimeerimise tingimuseks on piisava pildikvaliteedi säilimine doosi vähendamisel. Selleks on vaja teada kliinilise pildikvaliteedi kriteeriume. Varem kehtestatud referentsprotseduuride kohta on need leitavad 2016. aastal Eesti Radioloogia Ühingu koostatud juhendist [24].

Kõigile erinevate tootjate röntgenseadmetele ja mudelitele ei ole olemas universaalseid optimaalseid seadistusi – saame vaid arvestada konkreetsete füüsikaliste tehniliste tegurite (andmehõive- ja ülesvõtteparameetrite) ning kujutise järeltöötusega, mis võivad mõjutada nii doosi kui ka pildikvaliteeti, kuid iga üksikseadet tuleb optimeerida eraldi, arvestades seadme spetsiifikat.

Optimeerimine ei tähenda alati doosi vähendamist – pildikvaliteedi ebapiisavuse korral võib olla vajalik teatud parameetreid muuta, millega võib kaasneda patsiendidoosi kasv.

IAEA juhendis SRS 112 [10] on kirjeldatud kiirgusriski ja kliinilise riski summeerumist sõltuvalt doosist (vt **joonis 3.1**), mida on oluline optimeerimisprotsessis arvestada. Optimeerimisel on oluline arvestada alati nii kliinilist eesmärki (ja suurenevat kliinilist riski kehvema pildikvaliteedi korral) kui ka kiirgusriski. Kui kliiniline eesmärk on uuringutel erinev, siis on ka nende kliiniline risk ja optimaalne kiirgusdoos eesmärgi saavutamiseks erinev. Katkendjooned graafikul on suunatud optimaalsele eesmärgile. Graafikule on lisatud näited kahe üksiku kuvamisprotseduuride kohta, kumbki kolme vastava riskitasemega, näidates erinevaid täpsusastmeid optimeerimiseesmärgi saavutamisel.



Joonis 3.1. Kontseptuaalne illustratsioon patsiendi koguriski kohta, mis hõlmab kiirgusriski ja kliinilist riski sõltuvana doosist ([10] eestindatud).

3.1. Meditsiiniikiirituse protseduuride kliinilisest auditist doosi ja pildikvaliteedi optimeerimisel

Meditsiiniikiirituse protseduuride kliinilise auditi oluline potentsiaal patsiendidoosi ja pildikvaliteedi

optimeerimisel on sisse kirjutatud juba auditi mõistesse, mis on esitatud kiirgusseaduse paragrahvi 43 lõikes 2: „Meditasiinikiirituse protseduuride kliiniline audit on kliinilise tulemuslikkuse, ohutuse ja kvaliteedi parandamise eesmärgil meditsiinikiirituse praktika kavakindel läbivaatamine ja võrdlemine hea tava standarditega, vajaduse korral muutes asjakohaselt meditsiinikiirituse praktikat, kohandades standardeid ja korraldades kiirgustöötajate või meditsiinikiirituse protseduuridega seotud muude töötajate koolitust ja juhendamist“ [1].

Meditasiinikiirituse protseduuride kliinilise auditi juhendi [25] kohaselt peaks patsiendidoosi ja pildikvaliteedi hindamine olema iga auditi kõrge prioriteetsusega osaks, mis uurib nii elektrilisest kiirgusallikast lähtuva doosi suurust kui ka nuklearmeditsiini puhul – manustatava radiofarmatseutikumi aktiivsust. Auditi valimi kavakindla uurimise tulemusi võrreldakse kehtivate referentsväärtustega või tegevusjuhistes esitatud parameetritega, vajadusel muutes kasutatavat kiirgusdoosi või manustatava radiofarmatseutikumi aktiivsust ja/või tehes asjakohaseid kohendusi referentsväärtustes või tegevusjuhistes.

Kuna meditsiinikiirituse protseduuride kliinilise auditi teostus toimub tavaliselt auditi tiimi poolt, kuhu kuuluvad radioloog, radioloogiatehnik ja meditsiinifüüsik, on võimalik tiimitöö käigus kõikehõlmavalt läbi mõelda patsiendidoosi ja pildikvaliteedi optimeerimise erinevad aspektid alates sobivate seadmete ja tarkvara valikust kuni konkreetsete tegevusteni protseduuri teostuses ja tulemuste analüüsis.

3.2. Suurradioloogia

Hambaröntgenseadme toimimiskatsete protokollis esitatud andmeid tüüpilises uuringus kasutatavate ülesvõtteparameetrite (röntgentoru pinge, vool, fookuskaugus) kohta võib hiljem vaja minna antud protseduuriga kaasneva doosi optimeerimiseks.

Alljärgnevalt on loetletud võimalikud põhjused DRV ületamisel.

- 1) Intraoraalse ülesvõtte korral:
 - filmi kasutamisel võib patsiendidoos olla suurusjärgu võrra suurem kui digireseptori korral,
 - ebasobivalt valitud käsitsi või programmeeritud ülesvõtterežiim (mis peaks vastama tuubuse pikkusele, pildireseptori tundlikkusele, patsiendisuurusele).
- 2) Panoraamülesvõtte korral:
 - ebasobivalt valitud käsitsi või programmeeritud ülesvõtterežiim (vastavalt patsiendisuurus, eelseadistatud filtratsioon),
 - ebasobivalt algseadistatud pilukollimaator.
- 3) Koonuskiptomograafia korral:
 - ebasobivalt valitud käsitsi või programmeeritud ülesvõtterežiim (vastavalt patsiendisuurusele, eelseadistatud filtratsioonile, vaateväli vastavalt uuringu näidustusele, suure lahutusvõime vajadus, täispöördega skaneeringu vajadus).

Doosi ja pildikvaliteedi optimeerimisel peab üldjuhul arvestama, et kõrgem röntgentoru pinge annab küll väiksema doosi aga halvema pildi kontrastsuse.

Laste uuringute jaoks peaks röntgenseadmel kindlasti olema seadistatud vähemalt 25% madalama doosiga režiimid kui täiskasvanute jaoks. Tuleks veenduda, et seadmel on lastele vastav režiim ikka programmeeritud. Euroopas tervikuna laste hambaülesvõtete DRV-d küll puuduvad, kuid mõnedes riikides (nt Ühendkuningriigis on määratud DRV 12-aastase lapse alumise silmahamba koonuskiptomograafia jaoks) on need siiski kehtestatud.

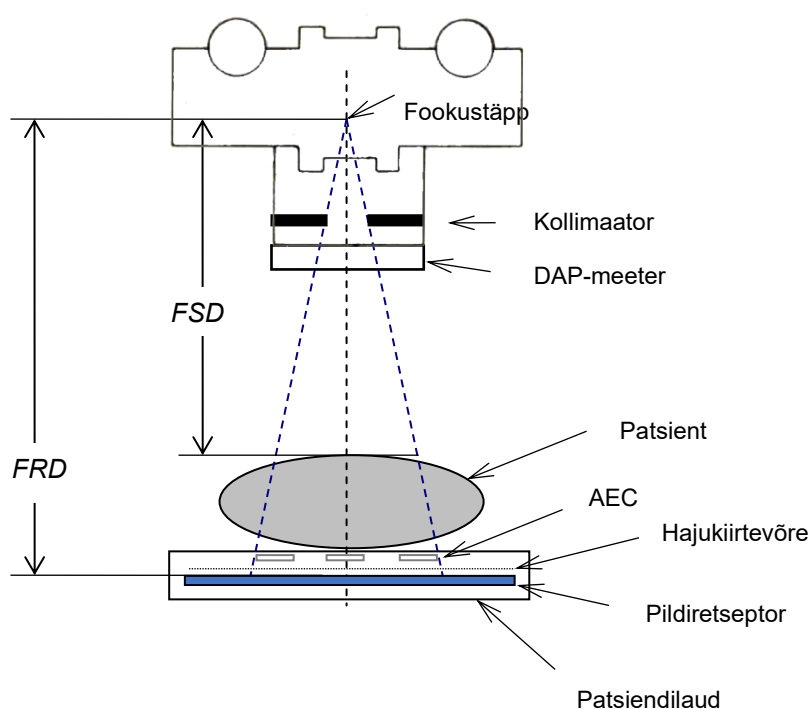
3.3. Tavaradiograafia

Tavaradiograafia protseduuri optimeerimiseks vajalikud andmed, mida võiks teada iga valimisse

võetud ülesvõtte puhul kohta, on järgmised: uuringu kuupäev, röntgenuuringu ligipääsunumber (ACC nr, hilisemaks pildikvaliteedi hindamiseks), patsiendi pikkus, fookus-retseptor-kaugus (FRD), fookus-nahk-kaugus (FSD, naha sisenddoosi ESD arvutamiseks), röntgentoru pinge, laeng, andmete koguja või sisestaja (käsitsi andmekorje korral).

Lisaks võib vaja minna andmeid, mida saab hiljem ka organprogrammist leida: kasutatavad AEC kambrid ja lisafiltratsioon, hajukiirtevõre, eeldusel et neid uuringu teostamisel ei muudeta. Andmete sisestaja nime võib olla vaja teada andmete valideerimisel.

Juhul kui DAP-meeter (või selle automaatsnäidik) süsteemis puudub, saab meditsiinifüüsika ekspert DAP-i väärtuse arvutada, teades kiirgusgeomeetria (sh kiirgusvälja suurus) andmeid (**joonis 3.2**), kiiritusparameetreid ja kiirgussaagist.



Joonis 3.2. Ülesvõtteseadme kiirgusvälja geometria ja selle mõõdetavad suurused.

Patsiendidoosi iseloomustamiseks võib radiograafias sekundaarse dosimeetrilise suurusena kasutada lisaks naha sisenddoosi ESD, millele mitmetes Euroopa riikides on määratud diagnostiline referentsväärtus [12]. ESD arvutatakse kiirgussaagise, fookus-nahk-kauguse ja tagasihajumisteguri (1,35) põhjal. ESD võib olla vajalik doosiautomaatika optimeerimisel, kuna doospindala näitab seda vaid kaudselt, sisaldades ka kollimatsiooni mõju.

Patsiendidoos sõltub tavaradiograafias suurel määral kollimatsioonist, röntgentoru pingest, röntgentoru voolust ja säriajast (mille paneb paika eelseadistatud automaatika mingit organprogrammi kasutades), filtratsioonist, fookuskaugusest, hajukiirtevõre parameetritest. Doospindala on lineaarses sõltuvuses kollimeeritud kiirgusvälja pindalast.

Röntgentoru pinget tõstmisel doosiautomaatikat kasutades väheneb DAP ja ESD, kuid võib halveneda pildi kontrastsus. Doosiautomaatika reguleerib säriaega vastavalt patsiendist läbi tulnud kiirgusele ja on seadistatud mingile kindlale vajalikule retseptoridoosile (nt 2 μGy), mis pildireseptorini peab jõudma. Doosiautomaatika, kui see pole optimeeritud, võib vajada suuremat retseptoridoosi ja vastavalt tekitada suurema patsiendidoosi. Pildikvaliteet ei tarvitse muutuda retseptoridoosi suures vahemikus, mistõttu võib doosiautomaatika vajada doosi ja pildikvaliteedi optimeerimist, ilma et doosi kasv pildil märgatav oleks. Optimeerimisel tuleb kindlasti jälgida, et vajalik kliiniline pildikvaliteet doosi vähendamisel säiliks. Optimeerimise esimene faas on soovitatavalt antropomorfse fantoomiga, kaasates radioloogi pildikvaliteedi hindamiseks. Teises faasis kasutatakse esimese faasi tulemusi patsientidel ja selle tulemuslikkuse kohta tuleks teha kliiniline audit. Teise variandina, mis on praktikas palju kasutusel, on tehnilise fantoomi peal testimine ja seejärel kliinilise protokolliga doosi vähendamine mingisuguse väiksema protsendi kaupa. Optimeerimine ei tohi toimuda lihtsalt „pimesi“ doosi vähendamisega kliinilistel ülesvõtetel.

Filtratsiooni lisamine muudab röntgenspektri kuju nii, et kiirtekimbus väheneb madala energiaga röntgenfootonite osa. See tähendab patsiendidoosi vähenemist, kuna suhteliselt rohkem jõuab patsiendini footoneid, mis patsiendis ei neeldu. Tuleb arvestada, et lisafiltratsioon võib mõjuda halvendavalt pildikvaliteedile. Üleliigne filtratsioon võib märgatavalt vähendada röntgentoru eluiga.

Hajukiirtevõre kasutamine parandab märgatavalt pildikvaliteeti, vähendades patsiendist pildireseptorini jõudvat hajukiirgust. Patsiendidoos seejuures aga kasvab, kuna doosiautomaatika tõstab hajukiirtevõre lisandumise tõttu kiirtekimpu automaatselt säriaega, et saavutada piisav retseptoridoos.

Vastavalt projektsioonile tuleks valida doosiautomaatika õige andur. Organprogrammis tuleks seda valikut kontrollida. Nt kui kopsuülesvõttel kasutada keskmist andurit, annab see automaatselt suurema doosi, kui oleks kopsuülesvõttel optimaalne, olles tingitud röntgenkiirguse neeldumise olulisest erinevusest lülisambas ja kopsudes.

Head rahvusvahelist tava laste diagnostilise radioloogia ja nuklearmeditsiiniliste uuringute dooside mõõtmisel ja diagnostiliste referentsväärtuste kasutamisel doosi optimeerimiseks on kirjeldatud IAEA juhendis [17]. Meditsiinifüüsika ekspert peaks andma soovitusi, millal lasteradiograafias hajukiirtevõre kasutada ja millal mitte vastavalt lapse vanusele, kaalule või läbimõõdule. Lisafiltratsioon aitab oluliselt doosi vähendada. Pediaatrias kasutamiseks ette nähtud röntgenseadmed peaksid vastama spetsiifilisele nõuetele lisafiltratsiooni kasutusvõimaluste kohta. Kui kasutatakse käsitsi ekspositsiooni, siis peavad olema soovitatavad ülesvõtteparameetrite tabelid sõltuvalt lapse kaalust või vanusest. Suurema fookuskauguse kasutamisel väheneb patsiendidoos, kuid siis võib vaja minna pikemat säriaega, mis omakorda annab võimaluse liikumisartefaktide tekkeks. Väikelaste puhul peaks ülesvõtte tegemisel arvestama kasutatava AEC sensori suurust ja paigutust vastavalt lapse kehaehitusele, et vältida otsekiirgust kambri ja sellega alasäritust röntgenpildil tervikuna.

3.4. Mammograafia

Lisaks doosiandmetele (MGD, rinnapaksus) tuleks optimeerimiseks koguda täiendavaid andmeid ülesvõtteparameetrite (pinge, laeng, anood/filter, survejõud) kohta.

Patsiendidoosi iseloomustamiseks võib mammograafias sekundaarse dosimeetrilise suurusena kasutada pealelangevat õhukeremat K. Pealelangeva õhukerma saab arvutada teatud kaugusel fookusest määratud kiirgussaagise ja röntgentoru laengu põhjal. Teades õhukeremat, saab arvutada

MGD vastavaid koefitsiente kasutades [3, 26] ja hinnata MGD näidiku täpsust. Võrdlusuuringute põhjal võivad siiski erinevate tootjate vahel, kui ei ole järgitud Euroopas tunnustatud meetodit, arvatud MGD väärtused kümneid protsente erineda.

Röntgentoru pinget – selle valib süsteem automaatselt kompressiooni ja rinna paksuse järgi, kui kasutada täisautomaatselt režiimi. Paksema koe läbimiseks kasutatakse suuremaid pingeid, kuid see võib halvendada pildi kontrastsust. Doosi mõjutab anoodi ja filtri kombinatsioon – erinevate kombinatsioonide korral on doos ja pildikvaliteet erinev. Tüüpiliselt on referentspaksuste korral automaatse valikuna kasutusel kombinatsioon W/Rh.

Rinna kokku surumisel tekib rinnas oluliselt vähem hajukiirgust, mis kokkuvõttes parandab pildikvaliteeti. Samuti väheneb kokku surumisel keskmine rinnanäärmedoos. Optimaalset survejõudu reguleerivad tänapäeva mammograafid automaatselt. Kokkusurumisjõu sihttase, mille juures kompressioon peatub, on muudetav ja optimeeritav. Tuleb arvestada, et mõnedel mammograafiaseadmetel määrab surveplaadi survejõud ja asend surveolekus (ja sellele vastav rinna paksus) seadme jaoks automaatselt valitava röntgentoru pinget ja/või anoodi ning filtratsiooni (spektri).

DRV ületamise korral tuleks esmalt kontrollida toimimiskatsete protokollist seadme toimimisenäitajaid (ülesvõtteparameetrid, doos, pildikvaliteet) standardfantomiga tehtud katsetes.

3.5. Kompuutertomograafia

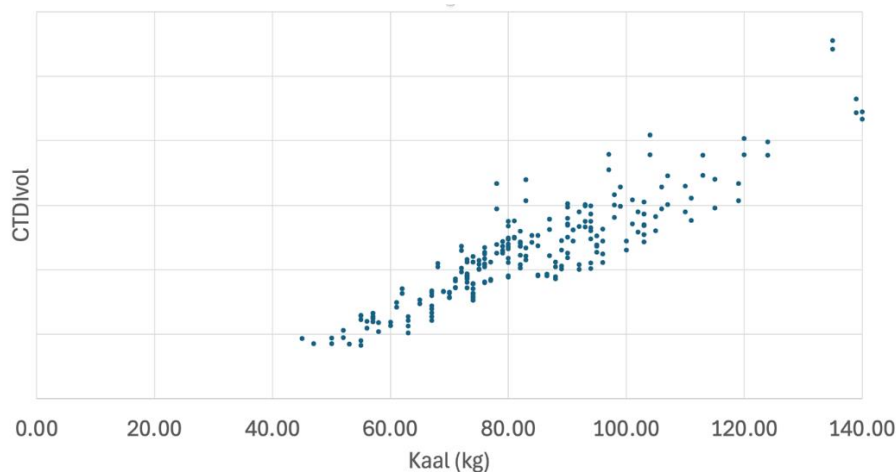
3.5.1. Üldist

Selleks, et CTDI_{vol} ja DLP näidud oleksid usaldatavad lubatud määramatuse piires, tuleb nende kalibreerimine teha seadme kasutusele võtmisel heakskiidukatsetel ja vähemalt iga kahe aasta tagant toimimiskatsete käigus ning pärast röntgentoru vahetust.

Dooside optimeerimiseks on lisaks kogutud CTDI_{vol} ja DLP väärtusele vaja teada ka kasutatud uuringuprotokollide skaneerimisparameetreid igas seerias ja patsiendi kaalu ning pikkust (või kehamassiindeksit). Lisaks võib optimeerimisel kasuks tulla ka patsiendi vee-ekvivalentse fantoomi diameetri või suurus-spetsiifilise doosihinnangu (*SSDE – Size Specific Dose Estimate*) teadmine, kui see info on olemas.

3.5.2. Võimalikud doosi ja pildikvaliteeti mõjutavad tehnilised tegurid

Patsiendi anatoomia suurust ja neelduvust arvestava uuringu protokollide puhul muutuvad CTDI_{vol} ja DLP automaatselt lähtudes meditsiinifüüsika eksperdi poolt seadistatud doosiautomaatikast, mille eesmärgiks on tagada piisav pildikvaliteet kliinilisele küsimusele vastamiseks ja optimaalne kiirgusdoos sõltumata patsiendi suurusest. Kuna kliiniline eesmärk võib sama anatoomilise piirkonna puhul olla erinev, on ka nende doosiautomaatika seadistus erinev. Sõltuvalt kompuutertomograafist võib olla vajalik ka mitme erinevas suuruses patsientidele mõeldud protokollide seadistamine sama kliinilise eesmärgi täitmiseks. Näide CTDI_{vol} muutumisest erinevas suuruses patsientide puhul on toodud **joonisel 3.3**.



Joonis 3.3 Kompuutertomograafia volumeetrilise doosiindeksi (CTDIvol) muutumine erinevas suuruses patsientide puhul (näite allikas Pärnu Haigla).

Kindlasti peab arvestama, et tootja vaikeprotokollid, mis tulevad seadmega kaasa, ei ole lõpuni optimeeritud ja on ainult lähtepunktiks meditsiinifüüsika eksperdile protokollide optimeerimisega alustamisel koostöös radioloogi ja radioloogiatehnikuga. Üheks levinud valearusaamaks on ka see, et uus seade tähendab kohe kindlasti madalamat doosi. See võib olla tõde, kui seade on korrektselt optimeeritud, aga tootja vaikeprotokollidega ei pruugi see üldse nii olla. Samuti peab arvestama, et seadme tootjad toodavad erineva hinnaklassiga seadmeid, kus kallimatel seadmetel on tavaliselt paremad doosi optimeerimise võimalused, parem detektor ja paremad rekonstrueerimise algoritmid, mis kokku tagavad parema pildikvaliteedi ja paremad doosi optimeerimise võimalused meditsiinifüüsika eksperdile, aga ei tähenda samuti kohe madalamat doosi. Kokkuvõtteks võib öelda, et uus odavama klassi seade ei pruugi olla üldse optimeeritav nii madala doosi või sama hea pildikvaliteedi juurde kui mõned aastad vanem kõrgklassi seade.

3.5.2.1. Doosiautomaatika seadistus

Erinevad tootjad kasutavad doosiautomaatika seadistamiseks erinevaid lähenemisviise. Selleks võib olla nt tootja GE puhul müraindeks (*Noise Index – edaspidi NI*) ja Canoni puhul siht-standardhälve (*Target Standard Deviation – edaspidi SD*, mis iseloomustab pildimüra taset, mida püütakse saavutada. Suurem NI või SD doosiautomaatika seadistuses tähendab mürasemat pilti ja väiksem väärtus vähem mürasemat pilti, mille saavutamiseks on vajalik kasutada suuremat doosi (suuremat röntgentoru laengu (mAs) väärtust). Tootja Siemens kasutab doosiautomaatika seadistamiseks referentssuuruses patsiendi röntgentoru laengut („ref. mAs“), mille muutumise sõltuvust patsiendi suurusest saab samuti seadistada.

Tootja Philips kasutab doosiautomaatika seadistamisel referentskujutist (*reference image*), mille puhul on eriti oluline meditsiinifüüsika eksperdil kontrollida ja seadistada protokollid toimima erinevas suuruses patsientidega ja eriti kui toimub anatoomilise piirkonna suuruse ja neelduvuse muutumine.

Kõikide tootjate doosiautomaatika seadistuse puhul on vajalik kontrollida, kuidas toimib protokoll väiksemate ja suuremate patsientidega, kui on standardsuuruses patsient, et ei tekiks röntgentoru laengu (mAs) puudujääki (kuna on jõutud seadistatud laengu piiranguni või röntgentoru ja generaatori maksimaalse jõudluseni) või minimaalse lubatud laengu piiranguni, kui see pole eesmärgiks.

3.5.2.2. Automaatne röntgentoru pingeline valik või selle manuaalne seadistamine

Uuematel kompuutertomograafidel on võimalik kasutada protokollide seadistuses automaatset piikpinge valikut ja seda kuidas piikpinge automaatselt valitakse ka meditsiinifüüsika eksperdil

seadistada. Automaatika seadistamisel arvestatakse uuringu eesmärki (sh seda millises faasis on kontrastaine või kas seda üldse kasutatakse) ja uuringu piirkonda ning patsiendi suurust. Pinge muutmine muudab vähemalt kolme järgnevast neljast (sõltuvalt mis on optimeerimise eesmärk): röntgentoru laengut (mAs), pildimüra, kontrastsust ja kiirgusdoosi, aga ka HU (*Hounsfield Unit* - Hounsfieldi ühikute) skaalat.

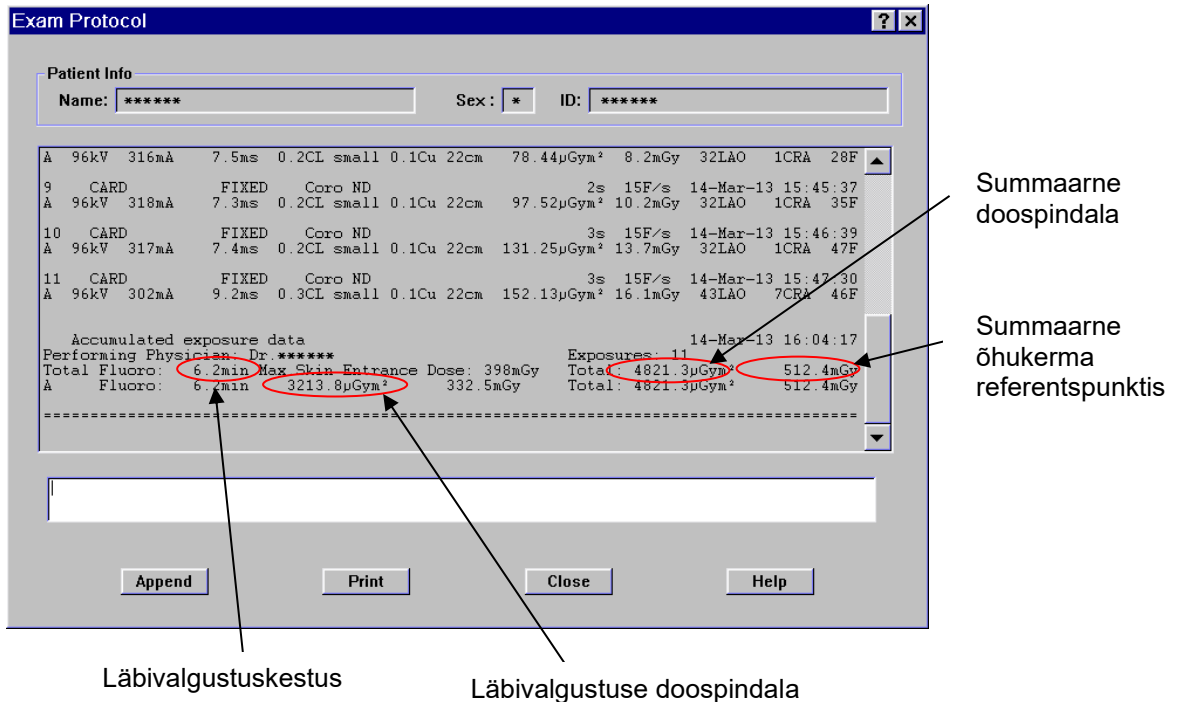
3.5.2.3. Rekonstruksiooniparameetrid

Dooside optimeerimine peab olema alati koos pildikvaliteedi hindamise ja optimeerimisega koostöös radioloogiga. Seetõttu on väga oluline optimeerida ka rekonstruksiooniparameetreid. Enamasti kasutatakse pehme koe patoloogiate diagnostikaks suuremat kihipaksust (nt 2-3 mm) ja nt kopsu või luukoe hindamisel natuke kitsamat kihipaksust. Seadmete detektori piksli suurus on aga enamasti 0,6-0,7 mm (footonloendurdetektoritega seadmetel (0,2-0,4 mm)), mis võimaldavad küll koguda ja rekonstrueerida väga kitsa kihipaksusega pildid, aga need on korrektselt optimeeritud protokollil puhul diagnostiliseks eesmärgiks liiga mürased. Sõltuvalt uuringu piirkonnast ja visualiseeritavast koest optimeeritakse rekonstruksiooni kernelit, mida on enamasti valida kümne kuni mõnekümne erineva kerneli hulgast. Lisaks kihipaksuse ja kerneli optimeerimisele on oluline optimeerida paika ka iteratiivse rekonstruksiooni tase (seadistatav tavaliselt 5 või 10 astmeliselt) või selle asemel uuematel seadmetel kasutusel olev süvaõppe (*Deep Learning*) rekonstruksiooni tase, pildi servaväärindusfiltrit (*Image Enhancement Filter*) ja kujutiste vaikeakendust (*Windowing*), millega uuringu seeria vaikimisi avatakse. Madala doosiga protokollid samast piirkonnast vajavad enamasti teistsugust kujutise vaikeakendust ja rekonstruksioonikernelit kui suurema doosiga protokollid.

Jaotistes 3.5.2.1 kuni 3.5.2.3 kirjeldatud doosi optimeerimise võimalusi arvestades on meditsiinifüüsika eksperdile protokollide optimeerimisega alustamiseks oluline teada rohkem, kui ainult doosiandmed. IAEA juhendi lisa tabelis A.1. [10] on toodud loetelu andmetest (nii ülesvõtte- kui ka rekonstruksiooniparameetritest), mida meditsiinifüüsika ekspert võib kasutada dooside optimeerimisel ja mida oleks mõistlik koguda automaatselt, kuid mida saab teha ka käsitsi. Põhjalikumalt on meditsiinilise kuvamise optimeerimisel kasutatavaid ülesvõtte- ja rekonstruksiooniparameetreid ja andmete kogumist käsitletud IAEA juhendis [10].

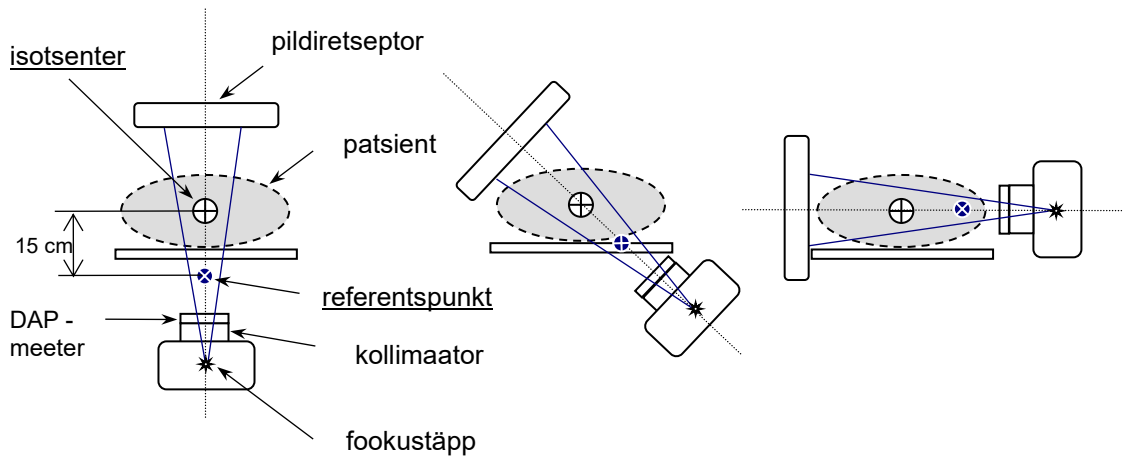
3.6. Menetlusradioloogia

Optimeeritavate suuruste hulka kuuluvad summaarne doospindala DAP ja summaarne õhukerma referentspunktis, eraldi võib vaja minna ka läbivalgustuse doosipindala ja läbivalgustuskestust, mis on leitavad doosiraportist (**joonis 3.4**).



Joonis 3.4. Angiograafi doosiraport (näide).

Angiograafiasüsteemi referentspunkt on määratletud punktina, mis paikneb 15 cm kaugusel kuvamissüsteemi isotsentrist röntgentoru fookuse poole (vt **joonis 3.5**). Uusimad angiograafiasüsteemid kuvavad summaarse õhukerma referentspunktis iga läbivalgustuseeria kohta ja/või õhukermakiiruse referentspunktis läbivalgustuse ajal (arvutatuna röntgentoru kiirgussaaigse põhjal). Tuleb arvestada, et referentspunkt võib sõltuvalt röntgentoru kaldenurgast laua suhtes paikneda nii patsiendi sees kui ka väljaspool (vt **joonis 3.5**).



Joonis 3.5. 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*), mille hoiatustasemeks valitakse tavaliselt ligikaudu 3 Gy. PSD väärtust on võimalik kaudselt arvutada referentspunkti õhukerma järgi, võttes arvesse patsiendi profiili ja tagasihajumist. Tänapäevased angiograafiasüsteemid esitavad protseduuri doosiprotokollis ülesvõtteseeriade arvu, DAP-i ja õhukerma väärtused referentspunktis

iga ülevõtteseeria kohta, läbivalgustuse DAP-i ja summaarse DAP-i, läbivalgustuskestuse ning muud ekspositsiooniga seotud andmed (vt **joonis 3.4**).

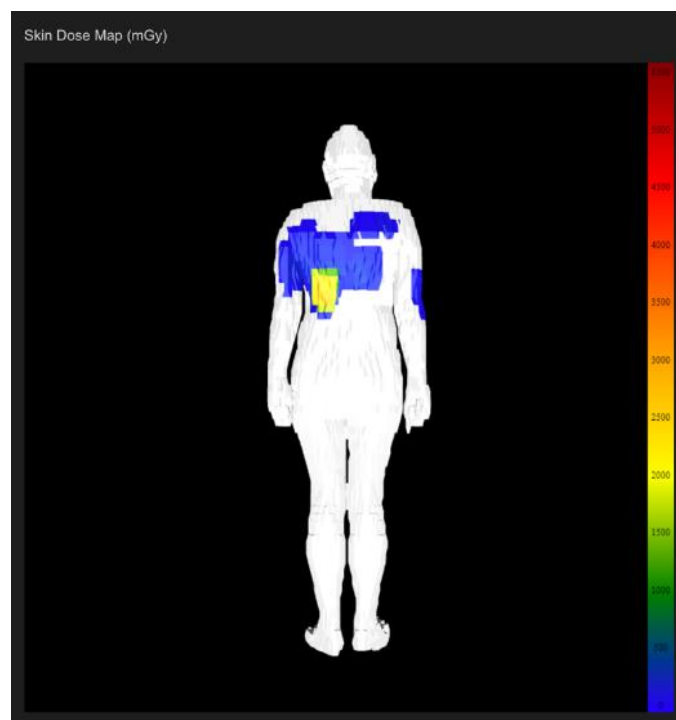
DAP-i kõrval on läbivalgustusprotseduuride jaoks kasutatud referentsväärtusena ka läbivalgustuskestust (*FT*). Läbivalgustuskestust mõõdavad kõik läbivalgustussüsteemid automaatselt, ja kuigi see ei ole üks-üheselt seotud patsiendidoosiga (sõltub doosikiirusest ja kaudsetest faktoritest), on ka seda suurust kasutatud läbivalgustusprotseduuriga kaasneva doosi optimeerimisel.

Doosikiirust saab läbivalgustusrežiimis muuta automaatika kolme erineva kõvera valikuga, samuti ka angio-režiimis on erinevad impulsisagedused (2...30 pps) doosikiiruse muutmiseks.

Menetlusradioloogia seadmed reguleerivad vastavalt kiirguse neeldumisele patsiendis (vastavalt koepaksusele ja koekoostisele) automaatselt pinget, doosikiirust ja filtratsiooni. Käitsi saab valida impulsisagedust, mille kasvades kasvab patsiendidoos.

Patsiendidoosi mõjutab ka pildivälja suuruse (suur) valik – suurem suurendus annab suurema doosikiiruse.

Angiograafia puhul on võimalik koguda andmeid kõikidest seeriatest ja leida doosijälgimistarkvara abil maksimaalse nahasisenddoosi, mis on indikaator võimalike bioloogiliste deterministlike toimete tekkeks (näide summaarse nahasisenddoosi doosijaotuskaardist **joonisel 3.6**).



Joonis 3.6 Näide summaarse nahasisenddoosi doosijaotuskaardist (näide GE Healthcare DoseWatch tarkvarast).

3.7. Nukleaarmeditsiin

3.7.1. Võimalikud doosi ja pildikvaliteeti mõjutavad tehnilised tegurid

Peamised doosi mõjutavad tehnilised tegurid nukleaarmeditsiinis on dooskalibraatori täpsus ja dooskalibraatori mõõtmisgeomeetria (nt aktiivsus süstlas või viaalis). Rikkis või valesti kalibreeritud dooskalibraatori kasutamisel manustatakse patsiendile soovitud rohkem aktiivsust, põhjustades sellega liigset kiirguskoormust. Teistpidi on võimalik ka soovitud väiksema aktiivsuse manustamine, mille tulemusel võib uuring ebaõnnestuda ning võib tekkida vajadus korduvaks radiofarmatseutikumide manustamiseks.

Lisaks mõjutavad doosi hübriidskannerite (PET/KT ja SPET/KT) tehnoloogia ning nende tööparameetrid erinevates uuringu etappides - skaneerimisel, rekonstrueerimisel ja filtreerimisel. Kasutades kaasaegsemat seadet, millel on uudsema tehnoloogiaga detektorid ning võimekam rekonstrueerimine, on võimalik oluliselt vähendada doose või uuringu kestust.

Lihtsustatult seisneb nukleaarmeditsiinis skannerite tööpõhimõtte ioniseeriva kiirguse (antud kontekstis aktiivsuse) registreerimises ning kogutud teabe muundamises töödeldavaks elektrisignaals. Selles tööpõhimõttes on olulisel kohal aktiivsuse registreerimine võimalikult efektiivselt ilma liigsete kadudeta. Skanneri sellist võimekust kirjeldavat parameetrit nimetatakse tundlikkuseks (ühik kcts/MBq või cps/MBq). Mida kõrgem on kaamera tundlikkus, seda vähem on vaja aktiivsust, et kujutis oleks tomograafi poolt registreeritav.

Alljärgnevalt on toodud loetelu teguritest, millest sõltub skanneri tundlikkus, koos lisaseletusega.

- Detektorkristalli materjal – neid on erinevaid ning aastate jooksul on materjale arendatud või asendatud efektiivsemate (tundlikemate) lahendustega.
- Detektorkristalli paksus – see sõltub kristalli materjali valikust. Üldiselt, mida suurem on kristalli paksus, seda suurem on detektori tundlikkus, kuid samas võib väheneda detektori lahutusvõime.
- PET-detektori TOF (*Time-of-Flight*) – detektorkristalli võime registreerida minimaalse ajaga kaks vastassuunaliselt liikuvat footonit. Väiksema TOF-iga detektori puhul väheneb müra taseme pildil.
- Detektori kollimaator – SPET-seadmel on erinevad kollimaatorid sõltuvalt registreeritavast radionukliidist ja uuringu tüübist ning seadmete mudelite vaheline kollimaatorite erinevus sõltub kompromissist kujutise lahutusvõime ja tundlikkuse vahel.
- Detektori kaugus allikast – mida lähemale suudetakse detektorid tuua allikale, seda kõrgem on tundlikkus.
- Tomograafi seadistustest – SPET-seadme puhul mõjutavad tundlikkust radionukliidi footonite registreerimiseks vajalikud energiaakna parameetrid: energiaakna laius, energiaakna asukoht ja energiaakna parameetrid Comptoni hajumisele.
- Tarkvaraarendused – võimekamad ja paremat pildikvaliteeti pakkuvad rekonstruktsioonimoodulid, tehisintellekti (AI) kasutavad pildirekonstrueerimise tööriistad ning muud erilahendused (näiteks kollimaatorite lahutusvõime moduleerimine, TOF simuleerimine, PSF (*Point-Spread-Function*) kompenseerimine, jne).

Kaasaegsed nukleaarmeditsiinis kasutatavad skannerid on vähemalt lisaoptsioonina varustatud uuringute retrospektiivse simuleerimise võimekusega. Simuleerimise eelduseks on reaalse patsiendiga uuringu teostamine sellise maksimaalse salvestuse aja juures, millest kõrgema väärtuse valimine pole mõistlik. Peale sellise uuringu teostamist on võimalik retrospektiivselt ilma patsiendita sama uuringu simuleerimine erinevate uuringuparameetritega, millest olulisim on uuringuaja virtuaalne

vähendamine. Seda võtet kasutades on võimalik simulatsioonide abil väikesele uuringute valimile tuginedes välja töötada kõige optimaalsem uuringuprotokoll. Simulatsioonide abil on võimalik katsetada erinevaid maatriksite ja rekonstruktsioonide kombinatsioone ning vaadata, kuidas erinevad uuringuparameetrid, sh uuringu kestuse vähendamine, mõjutavad kujutise kvaliteeti. Näiteks, kui simulatsioonide tulemusel on võimalik näiteks uuringu kestuse vähendamine poole võrra, siis võiks kaaluda varianti, kus uuringuaja vähendamise asemel vähendatakse doosioptimeerimise eesmärgil hoopis manustatud aktiivsust poole võrra.

Pildikvaliteedi optimeerimisel tuleks tähelepanu pöörata järgmistele uuringuparameetritele.

- Skaneerimise kestus – kogu uuringu kestuse määravad PET-kaameral PET-skaneeritava vaatevälja pikkus ja SPET-kaameral individuaalsete vaatepunktide arv (projektsioonide arv ja ühe projektsiooni kestus). Mida kauem kestab skaneering, seda rohkem kogutakse kvantitatiivset informatsiooni ehk saavutatakse parem pildikvaliteet. Arvestada tuleb samas sellega, et mida kauem kestab uuring, seda talumatumaks muutub see patsiendile ja seda suurem on risk liikumisartefaktide tekkeks.
- Aktiivsus – positiivne efekt on sama nagu skaneerimise kestusel, aga puuduseks on kõrgem patsiendidoos.
- Maatriks – mida suurem on kujutise maatriks, seda teravam on pilt. Puuduseks on väiksem signaali ja müra suhe, mida tuleb kompenseerida kas kõrgema aktiivsuse või pikema skaneerimisega.
- Rekonstruktsiooniparameetrid – valik on suur ja mitmekesine; neist parameetritest sõltub suuresti ja otseselt kujutise kvaliteet. Valesti seadistatud rekonstruktsiooniparameetrid võivad lisaks halvale kujutise kvaliteedile tekitada ka mitmesuguseid artefakte. Näiteks iteratiivse rekonstruktsiooni parameetriteks on *subsets* arv ja *iteration* arv, mille abil saab optimeerida mürataset ja väiksemate detailide/objektide kontrastsust.
- Järeltöötamise filtrid – SPET-seade võimaldab kujutise optimeerimiseks kasutada erinevaid filtreid ja nende parameetreid. Filtrite peamine eesmärk on võimaldada kujutist optimeerida vastavalt vaataja soovidele teravamaks või ühtlasemaks.

Üldistatuna on kõik kaasaegsed nuklearmeditsiini tomograafid hübriidkuvamise seadmed, mis on kombineeritud kahest erinevast modaliteedist – näiteks modaliteetidest NM/KT või NM/MRT. MRT modaliteet patsiendile eraldi kiirguskoormust ei tekitata, mistõttu vastavat hübriidkuvamise meetodit käesoleva juhendi raames ei käsitleta.

Kuna NM ja KT modaliteetid on teineteisest niivõrd erinevad, siis tuleb kummagi modaliteedi doosandmeid koguda eraldi. KT-skaneeringut teostatakse NM uuringutes vähemalt 3 erinevat eesmärgil: diagnoosimiseks, lokaliseerimiseks ning sumbuuskorrektsiooniks [5].

- Sumbuuskorrektsioon – KT-skaneeringu abil tehtud radionukliidi footonite sumbuuse korrektsioon parandab uuringu kvaliteeti ning lisaks sellele võimaldab vähendada NM-skaneeringu kestust. Sumbuuskorrektsiooniks piisab reeglina kõige madalama doosiga KT-skaneeringust, mida seade selleks teha võimaldab. Tulemuseks on KT-skaneering, mis on madalaima võimaliku doosiga, aga millel puuduvad muud lisandväärtused (lokaliseerimine või diagnoosimine).
- Lokaliseerimine – madala doosiga KT-skaneering (*Low-dose CT*), millel puudub diagnostiline väärtus, aga mis on piisav NM uuringule sumbuuskorrektsiooni loomiseks ning mille abil on võimalik anatoomiliste struktuuride lokaliseerimine NM uuringul.
- Diagnoosimine – KT-skaneering, millel on olemas lisaks eelnevalt nimetatud omadustele ka diagnostiline väärtus võimaldamaks NM uuringu ja KT uuringu üheaegset tõlgendamist.

Diagnostilise KT-skaneeringu puuduseks on võrreldes eelnevate skaneeringutega palju kõrgem kiirgusdoos.

Seega on üheks võimalikuks nuklearmeditsiini uuringu doosi vähendamise meetodiks eelistada alati vähemalt *Low-Dose* KT skaneeringut diagnostilisele KT skaneeringule, eriti olukordades, kus diagnostilise KT kasutamine pole näidustatud.

KT-skaneeringu optimeerimiseks vajalike andmete kogumine toimub vastavalt käesoleva juhendi peatükile 3.5.

3.7.2. Erisused laste uuringutel

Kompuutertomograafia protokollide valik sõltuvalt KT uuringu pildikvaliteedi vajadusest võib märkimisväärselt mõjutada kogu uuringust saadavat summaarset efektiivdoosi. Seetõttu tuleks alati eelnevalt kaaluda vähemalt madaladoosilise (*Low-Dose*) KT-skaneeringu eelistamist diagnostilisele KT-skaneeringule. Lisaks tuleks arvestada alljärgnevate teguritega:

- PET-detektori vaatevälja suurus (FOV) – mida suurem on detektorite ridade arv, ehk kogu detektori vaatevälja suurus, seda kiiremini toimub statistiliselt piisava informatsiooni registreerimine radiofarmatseutikumi jaotuse kohta organismis. Teoreetiliselt tähendab see kiiremat uuringut, tänu millele on võimalik näiteks uuringu teostamine imikule ilma anesteesiata.
- Pediaatriliste protokollide valik – sarnaselt KT uuringutega diagnostilises radioloogias on hea tava luua eraldi pediaatriliste protokollide valik vastavalt uuringu eesmärkidele ja erinevatele kaalugruppidele, kus kasutatakse madalama doosiga kiiritusparameetreid (nt 70-100 kV, nõrgem vool (mA), *tin filter*, jne).

4. MÕÖTESEADMETE KALIBREERIMINE JA MÕÖTEMÄÄRAMATUS

Patsiendidoosi iseloomustava füüsikalise suuruse mõõtmistulemuse usaldusväärsuse tagamiseks on vajalik, et meditsiinilise kiirgusdoosi mõõteriistad ja näidikud (mis kuvavad varem mõõdetud kiirgusdoosi põhjal arvutatud doosi) oleksid kalibreeritud. Hea tava kliinilises kiirgusdosimeetrias näeb selleks ette vajalikud mõõteprotseduurid, samuti mõõtemääramatuse hindamise igal konkreetsel juhul kvaliteedikontrolli käigus [8-11, 27].

Vastavalt ICRU ja EK juhendites toodud hinnangule on parimal juhul diagnostilises radioloogias (v.a. mammograafias) mõõtmistel saavutatav mõõtemääramatus usaldusnivool 95% (ligikaudu kahe standardhälbe kattuvusega) kuni 7%. Siiski, et seda saavutada, on vaja väga hoolikalt järgida ICRU soovitatavaid kalibreerimisprotseduure ja mõõtemetodeid, seetõttu praktikas on hinnatud patsiendidoosi aktsepteeritavaks mõõtemääramatuseks alla 10% [10], mis võimaldaks kiirgusega kaasnevat riski adekvaatselt hinnata. EK kvaliteedikontrolli juhend RP162 [27] on DAP-meetri üksiknäidu maksimaalse lubatud kõrvalekalde kriteeriumina (kõrvaldustasemena) sätestanud radiograafias 25% ja läbivalgustusel 35%, millest halvemal juhul ei tohiks mõõteriista kasutada. Kvaliteeditagamiseks peaks täpsus olema märksa suurem, mida võib saavutada erinevatele energiatele ja filtratsioonidele vastavate kalibreerimistegurite arvestamisega.

Kompuutertomograafias arvutatud CTDI_{vol} mõõtemääramatus ei tohi ületada 20% [27]. Doosiindikaatori täpsust KT-s tuleb hinnata nii standardse pea- kui ka kehafantoomi abil kui ka mõõdetuna vabas õhus.

Mõnel juhul osutub vajalikuks või on soovitatav mõõta röntgentoru kiirgusdoosi patsiendidoosi iseloomustavate primaarsete või sekundaarsete kiirgussuuruste määramiseks. Kiirgusdoosi 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. Tavaradiograafias tuleks patsiendidoosi hindamisel kasutatav DAP-näidik kalibreerida uuesti pärast röntgenseadme paigaldamist, et võtta arvesse kiirgusallika spektrit. Kalibreerimist tuleb korrata kohapeal iga kahe aasta tagant (näiteks regulaarse kvaliteedikontrolli käigus). Kogu kasutusaja vältel tuleb täita tootja poolt antud nõudeid kiirgusmõõtuuri hooldusele.

Nuklearmeditsiinis kasutatavate aktiivsusemõõturite (dooskalibraatorite) mõõtetäpsus ei tohi olla halvem kui 5% [28], mis on ka Euroopa Komisjoni kvaliteedikontrolli juhendi poolt seatud kõrvaldustasemeks [27].

5. EFEKTIIVDOOS, KIIRGUSRISK JA ELANIKKONNA KOLLEKTIIVDOOSI HINDAMINE

Peatüki 2.2 tabelis 2.1 toodud dosimeetriselised suurused on mõõdetavad või ülesvõtteparameetritest arvutatavad. Paraku ei anna need väärtused otsest hinnangut nende doosidega kaasnevale kiirgusriskile. Selleks et hinnata ioniseeriva kiirguse stohhastilise riski inimese tervisele, tuleb leida referentspatsiendi elundidoosid ja arvutada nende põhjal efektiivdoos.

Efektiivdoos arvutatakse kõigi kiirgustundlike elundite ekvivalentdooside ja vastavate koefaktorite korrutiste summana. Koefaktorid on määratletud ICRP poolt väljaandes ICRP Publication 103 [29].

Efektiivdoosi arvutamise jaoks on välja töötatud erinevaid arvutiprogramme vastavalt meditsiinikiirituse protseduuri iseärasustele ja kiiritusgeomeetrialet. Näiteks saab tavaradiograafia ja läbivalgustusprotseduurides määrata elundidoosid ja arvutada efektiivdoosi Monte Carlo modelleerimismeetodil põhineva arvutiprogrammi PCXMC abil [30] abil. Selle programmi abil saab arvutuslikult hinnata ka kiirgusriske erinevate kasvajate tekkeks. Mammograafias saab efektiivdoosi arvutada keskmise rinnanäärmedoosi MGD järgi, mis korrutatakse läbi rinna koefaktoriga.

Efektiivdoosi kasutamisel tuleb alati silmas pidada, et efektiivdoos näitab riski kujuteldavale referentspatsiendile (mingi keskmise kaalu ja kehaehitusega, arvestamata soolisi erinevusi), aga mitte konkreetsele meditsiinikiirituse protseduuri läbi teinud patsiendile.

Efektiivdoos ei ole sobiv kasutamiseks diagnostilise referentsväärtuse füüsikalise suurusena, kuna see ei ole mõõdetav, vaid teoreetiliselt arvutatav, ega hinda ioniseeriva kiirguse hulka, mida kasutatakse diagnostilise eesmärgi saavutamiseks [5].

Efektiivdoosi saab kasutada diagnostiliste modaliteetide vahelise suhtelise riski hindamisel ja elanikkonna kollektiivdoosi hindamisel, samuti kiirguskaitstes doosi piirmäärade kehtestamisel.

Euroopa direktiivi 2013/59/Euratom kohaselt (art. 64) on igas liikmesriigis vajalik hinnata radiodiagnostilistel ja menetlusradioloogilistel eesmärkidel saadava meditsiinikiirituse hinnanguliste dooside jaotust keskmiselt ühe inimese kohta [3]. Vastavalt kiirgusseaduse § 100 lõikele 1 tagatakse elanike ja elanikkonna vaatlusrühmade dooside hindamine [1].

Meditsiinikiirituse panuse hindamise eesmärgiks elanikkonna efektiivdoosi jaotuses on [11]:

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 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. Diagnostiliste referentsväärtuste määramiseks kogutud andmed võivad olla aluseks ka elanikkonna efektiivdoosi hindamisel modaliteetide kaupa [23].

6. VIIDATUD ALLIKAD

1. **RK (Riigikogu) 2023.** Kiirgusseadus (muudatustega kuni 20.06.2023, jõustumisega 01.07.2023). <https://www.riigiteataja.ee/akt/130062023026>
2. **ERÜ (Eesti Radioloogia Ühing) 2023.** <https://ery.ee/wp-content/uploads/Seisukohad/Meditasiini kiirituse kasutamise hea-tava-Eestis-2023.pdf>
3. **EL (Euroopa Liit) 2013.** Direktiiv 2013/59/EURATOM, 5. detsember 2013, millega kehtestatakse põhilised ohutusnormid kaitseks ioniseeriva kiirgusega kiiritamisest tulenevate ohtude eest ning tunnistatakse kehtetuks direktiivid 89/618/Euratom, 90/641/Euratom, 96/29/Euratom, 97/43/Euratom ning 2003/122/Euratom. <https://eur-lex.europa.eu/legal-content/ET/TXT/PDF/?uri=CELEX:32013L0059>
4. **SM (Sotsiaalministeerium) 2024.** Meditsiini kiirituse protseduuride ja kliinilise auditi nõuded ning diagnostilised referentsväärtused. Tervise- ja töministri määrus 19.12.2018 nr 71 (muudatustega kuni 21.10.2024, jõustumisega 01.01.2025). <https://www.riigiteataja.ee/akt/125102024004>
5. **ICRP (International Commission on Radiological Protection) 2017.** Diagnostic reference levels in medical imaging. ICRP Publication 135. Ann. ICRP 46(1). <https://www.icrp.org/publication.asp?id=icrp%20publication%20135>
6. **SM (Sotsiaalministeerium) 2013.** Juhend meditsiini radioloogia protseduuridel patsiendidoosi hindamiseks. <https://www.sm.ee/sites/default/files/documents/2024-08/Juhend%20meditsiini radioloogia%20protseduuridel%20patsiendidoosi%20hindamiseks.pdf>
7. **IAEA (International Atomic Energy Agency) 2018.** Radiation protection and safety in medical uses of ionizing radiation. <https://www.iaea.org/publications/11102/radiation-protection-and-safety-in-medical-uses-of-ionizing-radiation>
8. **ICRU (International Commission on Radiation Units & Measurements) 2005.** Patient dosimetry for x rays used in medical imaging. ICRU Report 74. Journal of the ICRU, Volume 5, Number 2. <https://www.icru.org/report/patient-dosimetry-for-x-rays-used-in-medical-imaging-report-74/>
9. **IAEA (International Atomic Energy Agency) 2007.** Dosimetry in diagnostic radiology: an international code of practice. Technical Reports Series 457. <https://www.iaea.org/publications/7638/dosimetry-in-diagnostic-radiology-an-international-code-of-practice>
10. **IAEA (International Atomic Energy Agency) 2023.** Patient radiation exposure monitoring in medical imaging. Safety Reports Series 112. <https://www.iaea.org/publications/14971/patient-radiation-exposure-monitoring-in-medical-imaging>
11. **EC (European Commission) 2008.** European guidance on estimating population doses from medical x-ray procedures. Radiation Protection 154. <https://data.europa.eu/doi/10.2768/38190>
12. **EC (European Commission) 2021.** European study on clinical diagnostic reference levels for x-ray medical imaging. Radiation Protection 195. <https://data.europa.eu/doi/10.2833/452154>
13. **EC (European Commission) 2014.** European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis Fourth Edition Supplements. <https://data.europa.eu/doi/10.2772/13196>
14. **EC (European Commission) 2004.** European guidelines on radiation protection in dental radiology - The safe use of radiographs in dental practice. Radiation Protection 136. <https://op.europa.eu/en/publication-detail/-/publication/ea20b522-883e-11e5-b8b7->

[01aa75ed71a1](#)

15. **EC (European Commission) 2012.** Cone beam CT for dental and maxillofacial radiology - Evidence-based guidelines. Radiation Protection 172. <https://data.europa.eu/doi/10.2768/21874>
16. **EC (European Commission) 2018.** European guidelines on diagnostic reference levels for paediatric imaging. Radiation Protection 185. <https://data.europa.eu/doi/10.2833/486256>
17. **IAEA (International Atomic Energy Agency) 2014.** Dosimetry in diagnostic radiology for paediatric patients. Human Health Series 24. <https://www.iaea.org/publications/8965/dosimetry-in-diagnostic-radiology-for-paediatric-patients>
18. **EANM (European Association of Nuclear Medicine) 2016.** Dosage Card. https://eanm.org/wp-content/uploads/2024/05/EANM_Dosage_Card_040214.pdf
19. **Damilakis, J. et al. 2023.** How to establish and use local diagnostic reference levels: an ESR EuroSafe Imaging expert statement. *Insights into Imaging*. https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC9902573/pdf/13244_2023_Article_1369.pdf
20. **IPEM (Institute of Physics and Engineering in Medicine) 2004.** Guidance on the establishment and use of diagnostic reference levels for medical x-ray examinations.
21. **EC (European Commission) 1999.** Guidance on diagnostic reference levels (DRLs) for medical exposures. Radiation Protection 109. <https://op.europa.eu/en/publication-detail/-/publication/7a29147a-9545-4a44-b6d3-14310e28cff5>
22. **EANM (European Association of Nuclear Medicine) 2024.** Guidelines. <https://eanm.org/publications/guidelines/overview/>
23. **EC (European Commission) 2015.** Part 1 - Medical radiation exposure of the European population. Part 2 - Diagnostic reference levels in thirty-six European countries. Radiation Protection 180. <https://data.europa.eu/doi/10.2833/708119>, <https://www.eurosafeimaging.org/wp/wp-content/uploads/2015/05/Radiation-protection-180-part2.pdf>
24. **SM (Sotsiaalministeerium) 2016.** Meditsiiniradioloogia standardprotseduuride tegevusjuhised. <https://www.sm.ee/sites/default/files/documents/2024-08/Meditsiiniradioloogia%20standardprotseduuride%20tegevusjuhised.pdf>
25. **EC (European Commission) 2009.** European Commission guidelines on clinical audit for medical radiological practices (diagnostic radiology, nuclear medicine and radiotherapy). Radiation Protection 159. <https://data.europa.eu/doi/10.2768/20266>
26. **EC (European Commission) 2006.** European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis. Fourth edition. https://screening.iarc.fr/doc/ND7306954ENC_002.pdf
27. **EC (European Commission) 2012.** Criteria for acceptability of medical radiological equipment used in diagnostic radiology, nuclear medicine and radiotherapy. Radiation Protection 162. <https://data.europa.eu/doi/10.2768/22561>
28. **IAEA (International Atomic Energy Agency) 2006.** Quality assurance for radioactivity measurement in nuclear medicine. Technical Reports Series 454. <https://www.iaea.org/publications/7480/quality-assurance-for-radioactivity-measurement-in-nuclear-medicine>
29. **ICRP (International Commission on Radiological Protection) 2007.** The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection, ICRP Publication 103. Ann. ICRP 37 (2-4). <https://www.icrp.org/publication.asp?id=ICRP%20Publication%20103>
30. **Tapiovaara M. and Siiskonen T. (2008).** A Monte Carlo program for calculating patient

doses in medical X-ray examinations, STUK-A231, 2nd ed. STUK, Finland

<https://stuk.fi/en/pcxmc-monte-carlo-program-for-calculating-patient-doses-from-x-ray-examinations>

LISA 1. Näiteid doosiandmete esitusviisist hambaröntgenseadme toimimiskatsete protokollis

1. Intraoraalne hambaröntgenseade

a)

3. Patsiendidoos

Mõõtmise konstantsed parameetrid: 63 kV; 8 mA; fookuskaugus: 345 mm;

kandiline kollimaator 45 mm x 36 mm; digireseptor

Alumise purihamba tüüpiline säriaeg: 100 ms

	Tuubuse otsas mõõdetud õhukerma (mGy)
	0,3399
	0,3402
	0,3404
Keskmine	0,340

b)

Tabel IO11. Alumise purihamba pealangev õhukerma

Mõõtmise konstantsed parameetrid: fookus-detektor-kaugus – 35 cm, risküliku kujuline kollimaator 45 x 36 mm, digisensor

Valitud röntgentoru pingeline, kV	Valitud röntgentoru vool, mA	Valitud säriaeg, ms	Õhukerma, mGy	Keskmine õhukerma, mGy
63	8	50	0,1986	0,2004
63	8	50	0,2025	
63	8	50	0,2002	
Keskmine pealangev õhukerma koos määramatusega, mGy				0,2004 ± 0,0096

2. Koonuskiptomograaf/panoraamülevõtteseade

a)

3.1. Hambapanoraamülevõte

Valitud režiim	Valitud pingeline, kV	Valitud vool, mA	Valitud säriaeg, s	Seadmel inditseeritud DAP, mGy·cm ²	Mõõdetud DAP, mGy·cm ²	DAP-meetri täpsus, %
Keskmine täiskasvanu STD	75	13	13.9	74,1	80,4	7,84
Keskmine täiskasvanu STD	75	13	13.9	74,1	80,4	
Keskmine täiskasvanu STD	75	13	13.9	74,1	80,4	
Keskmine					80,4	

Märkus: DAP-meetri näite on korrigeeritud energiast sõltuva kalibreerimisteguriga.

b)

3.2. Koonuskiptomograafia

Valitud režiim	Valitud FOV, cm	Valitud pingeline, kV	Valitud vool, mA	Valitud säriaeg, s	Seadmel inditseeritud DAP, mGy·cm ²	Mõõdetud DAP, mGy·cm ²	Seadme DAP-i näidu täpsus, %
Keskmine täiskasvanu (M) ULD; Norm	5x5	90	6,3	12	340	343	0,79
Keskmine täiskasvanu (M) ULD; Norm	5x5	90	6,3	12	340	343	
Keskmine täiskasvanu (M) ULD; Norm	5x5	90	6,3	12	340	342	
Keskmine						342,7	

Märkus: DAP-meetri näite on korrigeeritud energiast sõltuva kalibreerimisteguriga.

LISA 2. Euroopa diagnostilised referentsväärtused lasteradioloogias

[16]

Tavaradiograafia ja läbivalgustus			
Uuring (kehapiirkond)	Vanuse- või kaalurühm	Euroopa DRV	
		K, mGy	DAP, mGy·cm ²
Pea AP/PA	3 kuud ... < 1 a		215
	1 ... < 6 a		295
	≥ 6 a		350
Pea LAT	3 kuud ... < 1 a		200
	1 ... < 6 a		250
Rindkere AP/PA	< 5 kg		15
	5 ... < 15 kg	0,06	22
	15 ... < 30 kg	0,08	50
	30 ... < 50 kg	0,11	70
	50 ... < 80 kg		87
Kõht AP	< 5 kg		45
	5 ... < 15 kg		150
	15 ... < 30 kg	0,40	250
	30 ... < 50 kg	0,75	475
	50 ... < 80 kg		700
Vaagen AP	15 ... < 30 kg		180
	30 ... 50 kg		310
Miktsioonsüstograafia	< 5 kg		300
	5 ... < 15 kg		700
	15 ... < 30 kg		800
	30 ... < 50 kg		750

Kompuutertomograafia			
Uuring (kehapiirkond)	Vanuse- või kaalurühm	Euroopa DRV	
		CTDIvol, mGy	DLP, mGy·cm
Pea	0 ... < 3 kuud	24	300
	3 kuud ... < 1 a	28	385
	1 ... < 6 a	40	505
	≥ 6 a	50	650
Rindkere	< 5 kg	1,4	35
	5 ... < 15 kg	1,8	50
	15 ... < 30 kg	2,7	70
	30 ... < 50 kg	3,7	115
	50 ... < 80 kg	5,4	200
Kõht	< 5 kg		45
	5 ... < 15 kg	3,5	120
	15 ... < 30 kg	5,4	150
	30 ... < 50 kg	7,3	210
	50 ... < 80 kg	13	480

LISA 3. Näide diagnostilistest referentskõveratest lasteradioloogias

Rindkere kompuutertomograafia doospikkuse (DLP) diagnostilised referentskõverad [16]

