

TARTU ÜLIKOOL
Loodus- ja tehnoloogiateaduskond
Füüsika Instituut

Ando Aasa

VÄLISKIIRITUSRAVIS KASUTATAVA KOONUSKIMP-
KOMPUUTERTOMOGRAAFI POSITSIONEERIMISTÄPSUS
VÄHENEVA PATSIENDIDOOSI TINGIMUSTES

Magistritöö

füüsika õppekava meditsiinitehnoloogia erialal

Juhendajad: Markus Vardja, MSc, Tartu Ülikooli Kliinikumi meditsiinifüüsik

Kalle Kepler, PhD, Tartu Ülikooli biomeditsiinitehnika ja

meditsiinifüüsika teadus- ja koolituskeskuse juhataja

TARTU 2015

SISUKORD

LÜHENDID JA MÕISTED	3
SISSEJUHATUS.....	4
1. KIRJANDUSE ÜLEVAADE	5
1.1. Kiiritusravi ja lineaarkiirendid.....	5
1.2. Täpsuse vajalikkus	5
1.3. Dosimeetrilised suurused ja ioniseeriva kiirguse bioloogiline mõju	6
1.4. Piltjuhitud kiiritusravi	7
1.5. Koonuskimp-kompuutertomograafia doos rindkere kiiritusravis	11
1.6. Volumeetiline röntgenkuvamine patsiendi positsioneerimisel	12
1.7. Pildikvaliteet	13
2. METOODIKA.....	15
2.1. Positsioneerimistäpsuse hindamine.....	15
2.2. Õhukerma ja CTDI	16
2.3. Pildikvaliteedi hindamine	18
3. MÕÕTMISTULEMUSED.....	20
3.1. Positsioneerimistäpsuse hindamine.....	20
3.2. Õhukerma ja CTDI	23
3.3. Pildikvaliteedi hindamine	25
4. TULEMUSTE ANALÜÜS JA ARUTELU.....	29
KOKKUVÕTE.....	31
SUMMARY	32
KASUTATUD KIRJANDUS	33
LISA 1 FANTOOMID PBU-50 JA CATPHAN 504.....	36
LISA 2 IOONKAMBRID JA VÕRDLUSMÕÕTMISED.....	37
LISA 3 PROTOKOLLID	41

LÜHENDID JA MÕISTED

CTDI	Kompuutertomograafia doosiindeks, ingl <i>computed tomography dose index</i>
DNA	Desoksüribonukleiinhape
IGRT	Piltjuhitud kiiritusravi, ingl <i>image guided radiotherapy</i>
KKKT	Koonuskimp-kompuutertomograafia, CBCT – ingl <i>cone beam computed tomography</i>
KR	Kiiritusravi
KT	Kompuutertomograafia
MKT	Madala kontrastsusega tuvastatavus
MTF	Modulatsiooni ülekandefunktsioon, MTF ingl <i>modulation transfer function</i>
SA TÛK	Sihtasutus Tartu Ülikooli Kliinikum
VKR	Väliskiiritusravi
XVI	Volumetriline röntgenkuvamine, ingl <i>X-Ray volume imaging</i>

SISSEJUHATUS

Käesolevas töös uuritakse väliskiiritusravis (VKR) patsiendi positsioneerimiseks kasutatavat koonuskimp-kompuutertomograafi (edaspidi tomograafi ehk KKKT-süsteemi). Väliskiiritusravi on ioniseerivat kiirgust kasutav ravimeetod, mille korral suure energiaga röntgenkiirtega mõjutatakse patsiendi sees paiknevat kasvajat. Patsiendis neeldunud doos kahjustab kõikide rakkude DNA-d. Siiski on ümbritsevaid terveid kudesid säästes võimalik kasvajakarakke hävitada, kuna kasvajakarakudel on tervetest rakkudest puudulikumad kahjustuste parandamise mehhanismid. VKR-is tekitatakse röntgenkiirgus enamasti lineaarkiirendiga, mis võimaldab kiirguse täpset edastamist patsiendile erinevatest suundadest.

Töös uuritakse lineaarkiirendi külge paigaldatud KKKT-süsteemi täpsust patsiendi positsioneerimisel ning selle erinevate seadistuste mõju patsiendidoosile. Mõõtmisel kasutatakse konventsionaalses kompuutertomograafias (KT) kasutatavaid standardfantoome ja antropomorfset fantoomi ning erinevaid dosimeetrilisi mõõtesüsteeme, mis koosnevad ioonkambrist ja elektromeetrist.

Töö eesmärk on uurida võimalust vähendada kiiritusravis patsiendi positsioneerimiseks kasutatava koonuskimp-kompuutertomograafi doosi säilitades positsioneerimistäpsuse.

1. KIRJANDUSE ÜLEVAADE

1.1. Kiiritusravi ja lineaarkiirendid

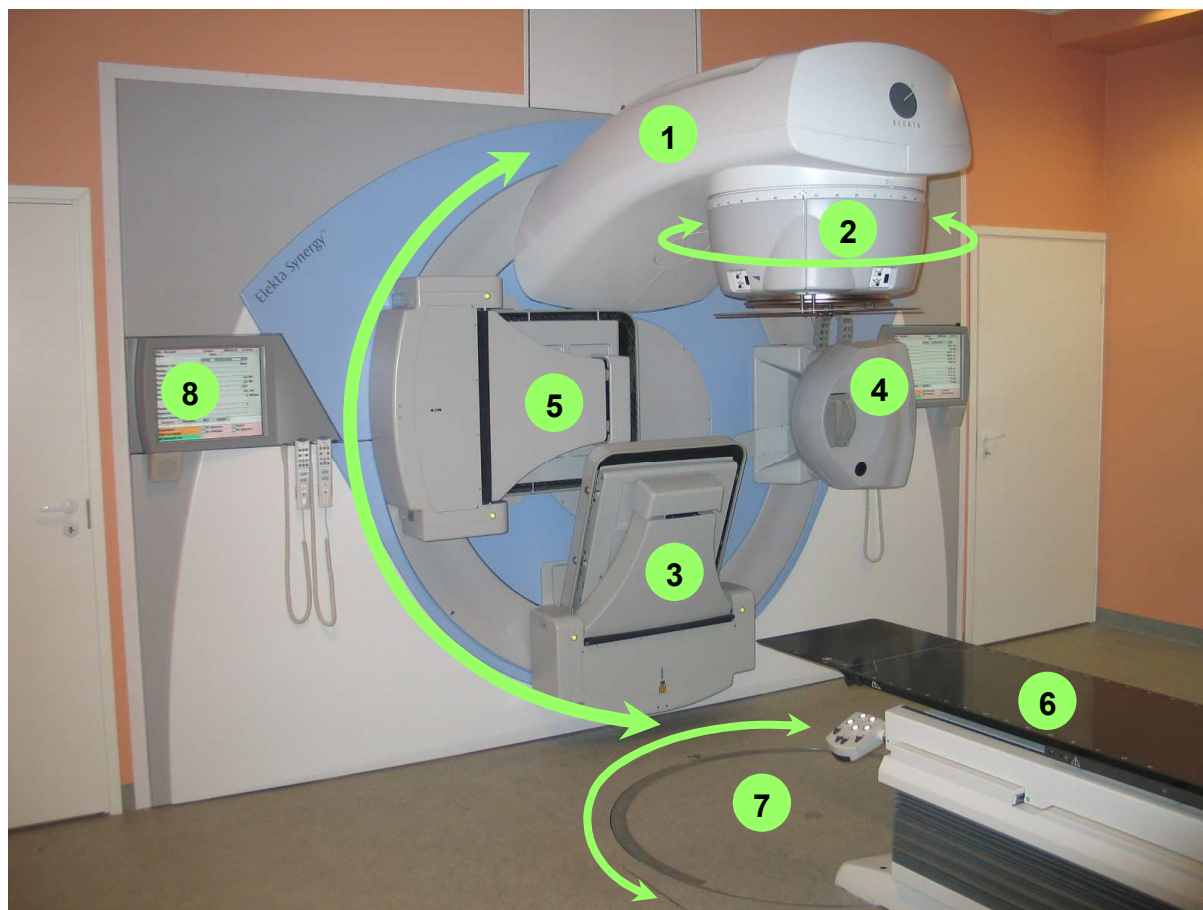
Kiiritusravi (KR) on onkoloogilise kirurgia kõrval peamine lokaalne kasvajakavastane ravimeetod. Väliskiiritusravis kasutatakse kasvajakarakkude mõjutamiseks peamiselt lineaarkiirendiga tekitatud ioniseerivat kiirgust – röntgenfootoneid (4-25 MV) ja elektrone (4-25 MeV).

Käesolevas töös kasutatakse valdkonnas levinud noteeringut, kus ühik MV tähistab footoneid ja MeV elektrone. Lisaks kasutatakse sõnastust „MV-kiirgus“, mis tähistab antud töös kiirgust, kus footoni või elektroni energia on suurusjärgus 1 - 25MeV (megavoltaaž energia). Vastandina eelmisele tähistab „kV-kiirgus“ antud töös kiirgust, kus footoni energia on suurusjärgus 30 - 300keV (kilovoltaaž energia).

VKR viiakse peamiselt läbi raviseadmega, mis koosneb patsiendi ravilauast ja selle ümber pöörlevast kandurist, mis kannab lineaarkiirendit, vt joonis 1. Kuna käesolev töö keskendub patsiendi positioneerimisele, ei kirjeldata siin täpsemalt lineaarkiirendi kiirendavat osa ja selle tugi- ja alamsüsteemide ehitust. Enamlevinud on süsteemid, kus kiirendi kandur saab teha ühe täispöörde ümber oma horisontaalse pöörlemistelje ja kanduri küljes asub mitmeleheline kollimaator. Lisaks kandurile saab ümber oma telje pöörata kiirgusvälja kujundavat kollimaatorit ning ravilauda, võimaldades kiirguse edastamist patsiendile soovitud suunast. Nimetatud kolm pöörlemistelge läbivad ruumis ideaalsel juhul ühist ruumipunkti, mida nimetatakse isotsentriks. Reaalsetes tingimustes eksisteerib mõtteline minimaalne sfäär, mida kõik pöörlemisteljed läbivad. Kliinilistes tingimustes on Euroopa Liidus sellise sfääri maksimaalne lubatud raadius 2 mm [1].

1.2. Täpsuse vajalikkus

Suure mehhaanilise ja dosimeetrilise täpsusega kiirendi võimaldab täpset kiirguse edastamist soovitud piirkonda eeldusel, et patsiendi asend on õige, st vastab raviplaneerimissüsteemis kavandatule. Suur täpsus on vajalik seetõttu, et raviks kasutatavad päevased ühekordsed neeldumisdosisid kasvajale on väga suured, suurusjärgus 2 Gy ja kogu ravitsükli summaarne kogudoos sõltuvalt kliinilisest pildist enamasti 30 – 80 Gy. Vales piirkonnas neelduv doos (iseegi murdosa kogudoosist) võib tekitada täiendavaid tüsistusi tervetele kudedele ning kasvaja sihtmahus tekkiv aladoos ohustab ravieesmärgi saavutamist, mis enamikul juhtudest on kuratiivne ehk tervistav.



Joonis 1. Lineaarkiirendi Elekta Synergy Tartu Ülikooli Kliinikumi kiiritusravi osakonnas. Raviseadme nähtavad osad: 1 – kandur, 2 – MV-kiirguse kollimaator, 3 – MV-kiirguse pildireseptor suletud asendis, 4 – väljatõmmatav kV-kiirguse allikas koos filtriga 5 – kV kiirguse pildireseptor suletud asendis, 6 – patsiendi ravilaud, 7 – ravilauaga seotud pöörlev platvorm, 8 – raviseadme parameetreid kuvav ekraan.

1.3. Dosimeetrilised suurused ja ioniseeriva kiirguse bioloogiline mõju

Ioniseeriv kiirgus tekitab rakkude DNA molekuli otsest või kaudset ionisatsiooni, mille tulemusena DNA molekul võib kahjustuda. Kiirgusliigid, mis kasutavad laetud osakesi nagu prootonid, alfa-osakesed, beeta-osakesed ja positronid, tekitavad otsest ionisatsiooni, interakteerudes DNA molekuli moodustavate aatomitega. Kiirgusliigid, mis kasutavad ilma laenguta osakesi nagu neutronid, gammakiirgus ja röntgenkiirgus, tekitavad ionisatsiooni kaudselt. Kaudse ionisatsiooni korral tekivad eelkõige vee molekuli ionisatsioonil vabad radikaalid, mis on väga reaktsioonivõimelised. Paardumata elektroni tõttu väliskihil võivad vabad radikaalid kergesti kahjustada DNA koostises olevat aatomit, mille tagajärjel võib selle normaalne funktsionaalsus kaduda, kui DNA kahjustust edukalt ei parandata. Selline bioloogiline efekt esineb kõigis ioniseerivat kiirgust kasutavates diagnostilistes ja terapeutilistes meditsiiniseadmetes. Diagnostilises radioloogias lähtutakse stohhastiliselt

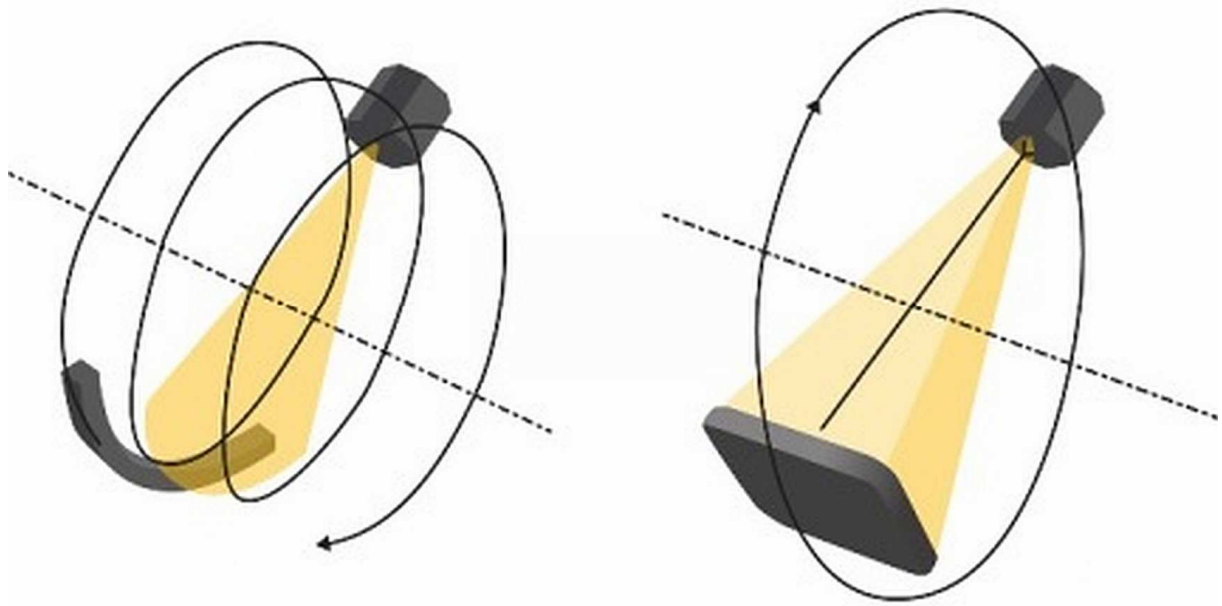
tekkiva tervisehäire tekkimise tõenäosusest, samas on kiiritusravis lähtepunktiks koes deterministlikult tekkiva kahjustuse ägedus.

1.4. Piltjuhitud kiiritusravi

Piltjuhitud kiiritusravi on tänapäeval laialt levinud [2]. Piltjuhitud kiiritusravi tähendab, et patsient positsioneeritakse mõne kuvamismodaliteedi abil hangitud pildi järgi. Piltjuhitud kiiritusravis kasutatakse patsiendi positsioneerimise ja kasvaja lokaliseerimise meetoditeks on:

- Ortogonaalsed portaalpildid kasutades MV-kiirgust (kiirgus kiirendi MV-kiirguse kollimaatorist)
- Ortogonaalsed portaalpildid kasutades kV-kiirgust (kiirgus lähtub kanduri küljes olevast spetsiaalsest röntgenallikast)
- Ortogonaalsed portaalpildid kasutades MV- ja kV-kiirgust kombineeritult
- Ortogonaalsed või selle lähedased röntgenülesvõtted, mis saadakse ruumis fikseeritud röntgenallikaid ja pildireseptoreid kasutades
- Ultraheli
- Rööbastel kompuutertomograaf (konventsionaalse „kitsa“ kimbuga), mis liigub kiirendi laua suhtes
- KKKT-süsteem on röntgenkiirgust kasutatav kuvamissüsteem, mis kasutab uuritavast objektist kujutise saamiseks laia kiirtekimpu ja täisdigitaalset tasapinnalist paneeldetektorit

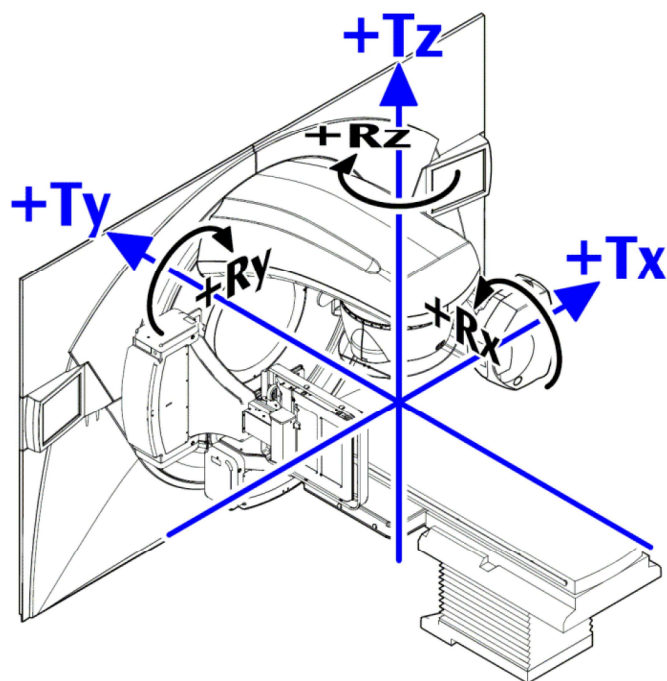
Tavapärasel kompuutertomograafias pöörlevad röntgenallikas ja pildireseptor ümber pöörlemistelje pidevalt. KKKT korral teostatakse pildiinfo hankimine (pildihõive) osalise või täispöördega ümber objekti, saades röntgenülesvõtteid erinevatest suundadest, vt joonis 2. Saadud ülesvõtetest rekonstrueeritakse objektist ristlõikekujutised, mida saab kuvada, töödelda ja edastada. Pildi rekonstrueerimisel kasutatakse Feldkampi-Davise-Kressi algoritmi [3] või selle edasiarendusi. Lisaks kiiritusravile on KKKT leidnud rakendust menelusradioloogias, ortodontias ja hambaravis [4], [5].



Joonis 2. Konventsionaalne KT (vasakul) ja KKKT (paremal) [6].

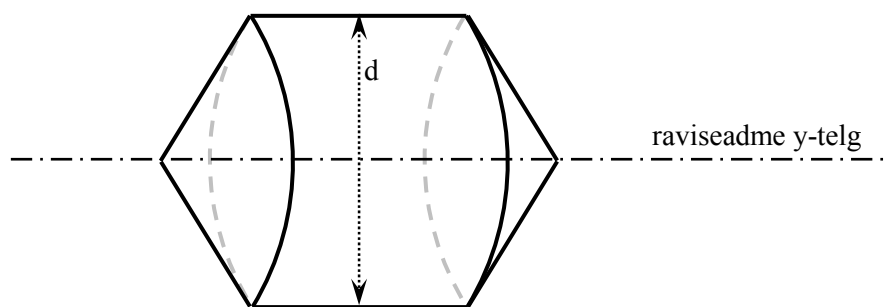
Kiiritusravis kasutatavad KKKT kuvasüsteemid võivad kasutada kiirendi MV-energiaga röntgenkiirgust või täiendavat kV-energiaga röntgenallikat, mis on kinnitatud kiirendi kandurile nii, et röntgenkiir on ortogonaalne ravikiire ja pöörlemisteljega. Viimasel juhul on vajalik KKKT-süsteemi kalibreerimine, mille käigus viiakse KKKT-süsteemi isotsenter vastavusse kiirendi kiirgusliku isotsentriga tarkvaralise teisendustabeli alusel. Tulemusena on võimalik KKKT-skaneeringu abil patsiendi raviplaanis isotsentri ja lineaarkiirendi isotsentri kokkuviiimine ehk patsiendi positsioneerimine. Lisaks võimalikele nihetele võimaldab süsteem patsiendi geometria põhjal hinnata ka pöördeid. KKKT uuringu tegemine enne raviseansi algust annab võimaluse patsiendi asukohta ja asendit reaalajas korrigeerida.

XVI (*X-ray volume imaging*) on Elekta AB poolt toodetava KKKT-tüüpi seade. XVI on kinnitatud kiiritusravi lineaarkiirendi kandurile ja selle röntgentorust väljuv referentskiir on risti terapeutilise kiirguse keskkiirega. Nimetatud kiired ristuvad seadme isotsentris, vt joonis 5. Tomograafi peamiseks osadeks on kõrgepingegeneraator, röntgentoru ja täisdigitaalne pildireseptor. Röntgentoru piikpinge on reguleeritav vahemikus 70-150 kV. Amorfse räni baasil toimiva pildireseptori mõõtmed on 41x41 cm² ning pildimaatriksi suurus 1024x1024 pikslit. Raviseade ja KKKT-süsteem kasutavad ühtset raviruumiga seotud koordinaatsüsteemi, vt joonis 3.



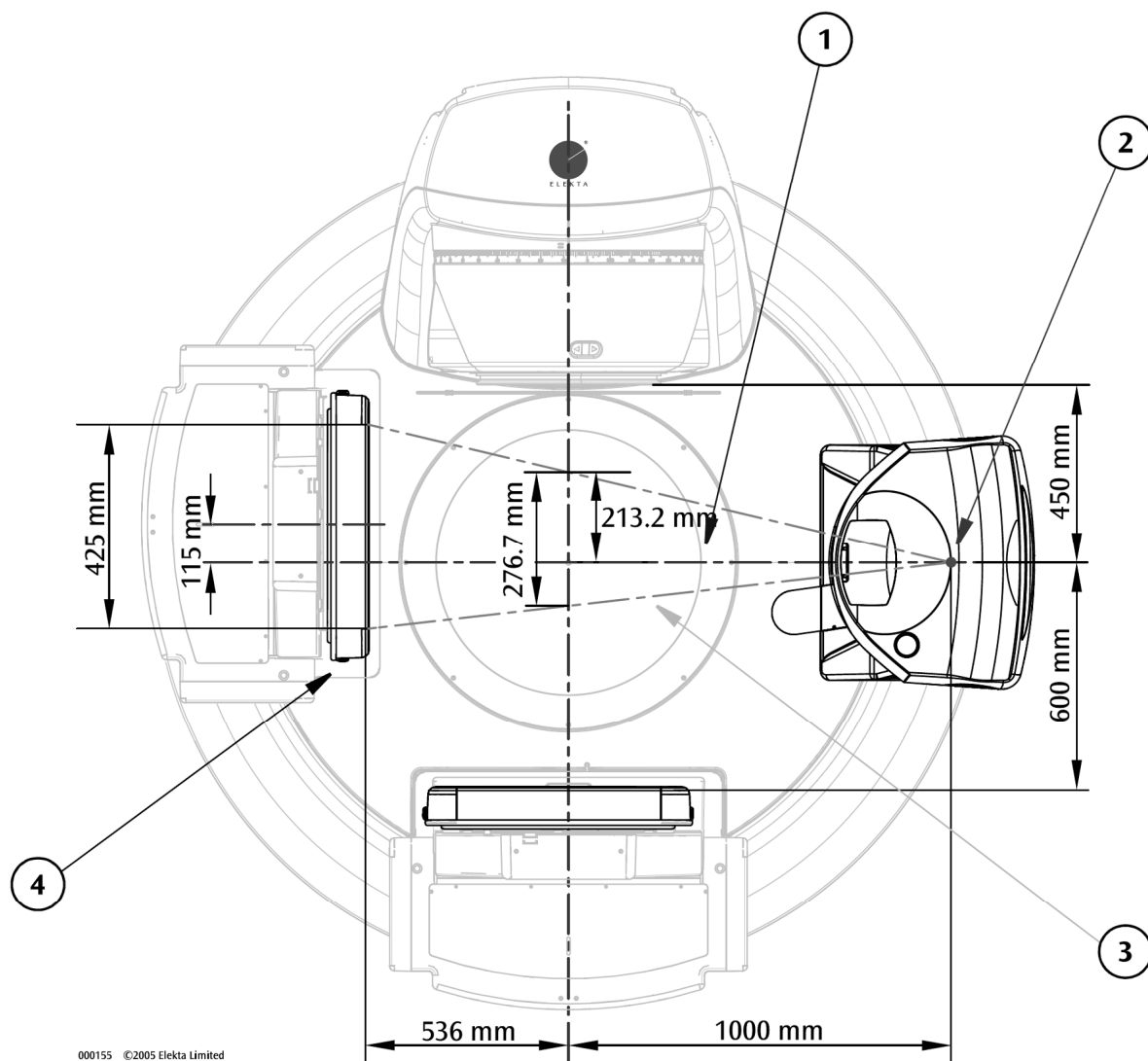
Joonis 3. Linearkiirendi Elekta Synergy ja KKKT-süsteemi XVI ühine koordinaatsüsteem ja vabadusastmed patsiendi positsioneerimisel [7]. Tähed „T“ ja „R“ tähistavad translatsioone ja rotatsioone pikki või ümber märgitud telje.

Pildireseptori kaugus allikast ja tööasend y suunal on muutumatu, kolmandas suunas saab pildireseptorit liigutada kolme tööasendi vahel: S (väike), M (keskmine) ja L (suur), mis tähistavad koonus-silindrilise vaatevälja, vt joonis 4, diameetrit. Vaatevälja ligikaudne ulatus y suunas on sõltuvalt kasutatavast kollimaatorist 2, 10 või 20 cm.



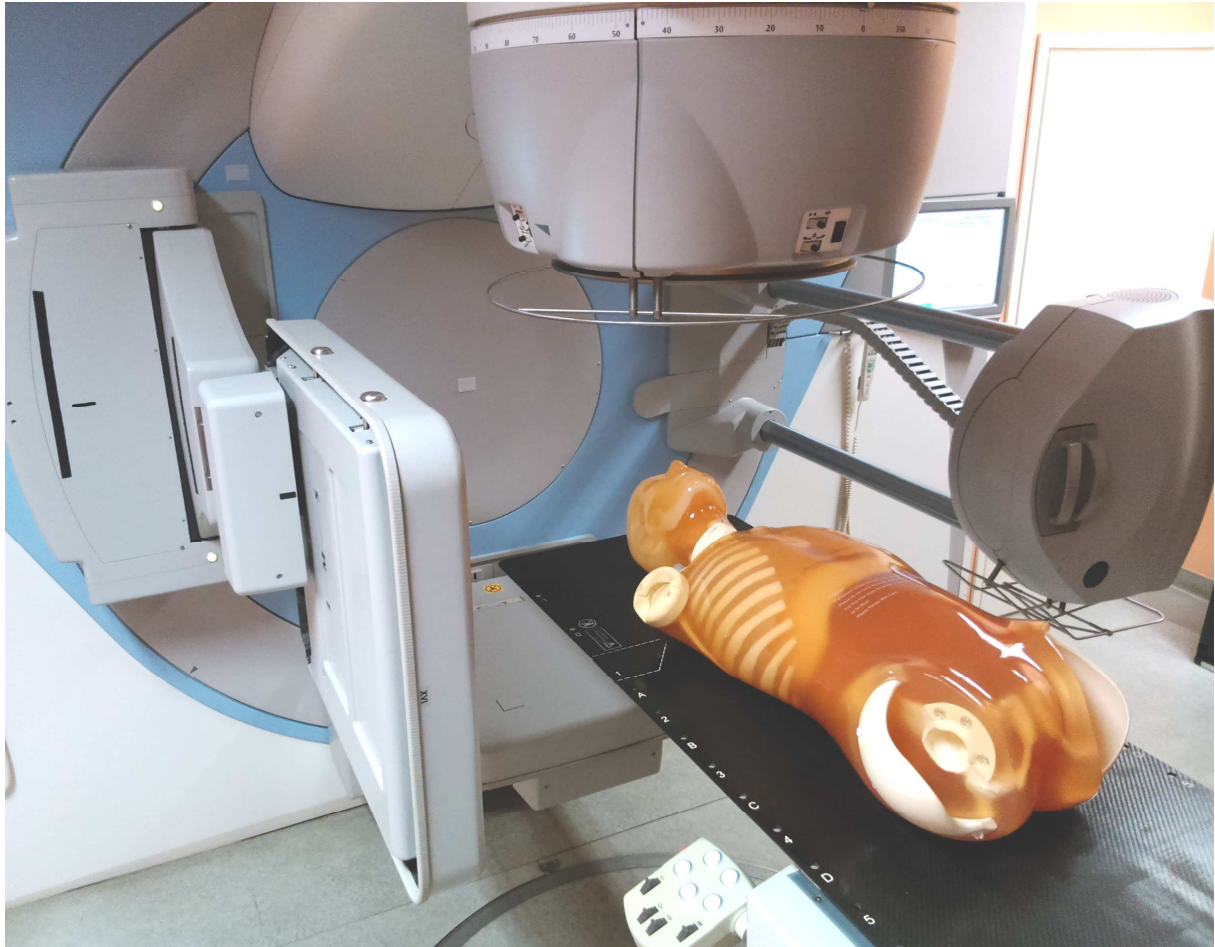
Joonis 4. Tomograafi vaatevälja ruumiline kuju, kus d on vaatevälja läbimõõt.

Pildireseptori keskpunkt paikneb röntgentoru referentskiirel ainult väikese vaatevälja S korral. Asendites M ja L on pildireseptor referentskiire suhtes nihutatud vastavalt 115 mm ja 190 mm. Vaatevälja läbimõõdud asendites S, M ja L on vastavalt 274, 417 ja 507 mm (joonis 5).



Joonis 5. Koonuskimp-kompuutertomograafi keskmise vaatevälja suurusega asendis. 1 – kV-röntgenkiirguse referentskiir (pildireseptori tasandiga risti), 2 – kV-röntgenkiirguse fookus, 3 – projitseeritud röntgenkiirguse väli, 4 – pildireseptor [7].

Röntgenallikat saab kasutada ilma lisafiltrita (tootja tähis F0) või koos allika ette lisatava ristlipsfiltriga (tootja tähis F1), vt joonis 1. Ristlipsfilter ühtlustab kiirguse intensiivsust (voogu) pildireseptoril ja vähendab patsiendi nahadoosi. Skaneeringu käigus saadud ruumilist pildiinfot on võimalik tomograafi tarkvara abil automaatselt ühitada olemasoleva raviplaneerimise KT infoga ning leida nendevaheline nihke- ja pöördevektor. Leitud translatsioonidele vastav korrektsioon on võimalik edastada digitaalselt juhitavale kiirendi ravilauale, mis seejärel liigub soovitud suundades. Skaneeringu teostamine ja pildi rekonstrueerimine järgivad vastavaid seadistusi sisaldavaid protokolle, mille parameetreid on võimalik muuta. Käesolev töö keskendub skaneerimisprotokollide erinevustele, kuigi ka rekonstrueerimisprotokollidega on võimalik pilti oluliselt mõjutada. Töös kasutatavate protokollide andmed on toodud tulemuste juures peatükis 3.1 (tabel 2) ja lisa 3.



Joonis 6. KKKT-süsteem tööasendis. Paremil asub tomograafi röntgenallikas tööasendis ja vasakul pildiretseptor asendis. S. Ravilaul asub positioneerimise täpsuse uurimiseks kasutatud fantoom.

1.5. Koonuskimp-kompuutertomograafia doos rindkere kiiritusravis

Käesolevas töös ei hinnata neeldumiskoosi patsiendi kudedes, vaid eeldatakse, et vähendades skaneeringu õhukemat väheneb samasuguse konfiguratsiooniga kiirgusväljas ka neeldumiskoos patsiendi kudedes.

Rindkere piirkonnas teostatakse kiiritusravi erinevate diagnooside korral. Põhilisteks on meeste puhul kopsukasvajad [8] ja naiste puhul rinna kasvaja [9]. Rinnakasvajate korral on kopsude ja eriti kontralateraalse kopsu kiirguskoormus minimaalne, kasvades märkimisväärselt ainult mediastinaalsete lümfisõlmede haaratuse korral. Kopsukasvajate korral nagu ka teiste paikmete ravil, on kiirgusväljaga osaliselt haaratud ka ümbritsevad terved koed. Hingamisest põhjustatud liikumine nõuab 3D-konformse kiiritusravi korral suhteliselt suuri veeriseid, et kasvaja püsiks kiirgusväljas sõltumata hingamisfaasist. Suurerakuliste kopsukasvajate kiiritusravi peamiseks tüsistuseks on kiirguspneumoniit ja kiirgusjärgne kopsu-

fibroos, kuid konsensust parima indikaatori osas, mis ennustaks kiirguspneumoniidi teket sõltuvalt kopsude doosist, ei ole [10]. On tõendeid, et just madalat doosi saava kopsukoe mahuprotsent V5 (st ruumala, mis saab vähemalt 5 Gy) võib olla oluline indikaator [11].

KKKTs patsiendi positsioneerimiseks kasutatav summaarne neeldumiskoos ravitsükli vältel on terapeutilise kiiritusravi doosiga võrreldes absoluutväärtuselt suhteliselt madal [12], jäädes antropomorfse fantoomi skaneerimisel suurusjärku 5-25 mGy tsentris skaneeringu kohta [13]. Monte Carlo simulatsioonil on kopsude integraalseks neeldumiskoosiks saadud üle 60 mGy [14]. Arvestades kopsukiirituse ravitsükliks 30 fraktsiooni (kogudoos sihtmahule 60 Gy), võib tomograafi igapäevasel kasutamisel KKKT tekitatud neeldumiskoos kopsu piirkonnas ulatuda 1,8 greini. Skaneerimiseks kasutatav kiirgus haarab suure osa rindkerest ja panustab seega märkimisväärselt kopsukoe doosi. Positsioneerimisskaneeringute poolt tekitatud doos panustab just madalat doosi (5Gy) saava kopsukoe ruumala osakaalu suurenemisse.

1.6. Volumeetiline röntgenkuvamine patsiendi positsioneerimisel

Uuritav süsteem SATÜK-is kasutab eelpool mainitud Feldkamp-Davise-Kressi rekonstrueerimisalgoritmi [7], mida on küll lihtne realiseerida, kuid projektsioonide limiteeritud arvu tõttu ei ole integraali võimalik täpselt lahendada. Algoritmi poolt kasutatava Radoni teisenduse rakendamine diskreetsete andmetega ja joonintegraalide arvutamine ligikaudsete numbriliste meetoditega vähendab rekonstruktsiooni täpsust tasandites, mis on kesktasandist eemal. Tulemusena halveneb tomograafi pildikvaliteet kiirtekimbu koonuse nurga suurenedes [15]. Pildi parendamiseks on arendatud iteratiivseid rekonstrueerimisalgoritme, mis on ka kliinilises praktikas kasutatavad, kui arvutuste tegemiseks kuluv aeg piisavalt lühikeseks viia [16,17].

KKKT sagenenud kasutamise tõttu on hakatud rohkem uurima selle kuvameetodi poolt tekitatud patsiendikoosi [18]. KKKT skaneering haarab täispöörde käigus oma vaatevälja suure osa patsiendist, mistõttu tekib hajukiirgust oluliselt rohkem kui konventsionaalses KT-s [19].

Vaagna, rindkere ja pea-kaela piirkonnas on KKKT muutnud ravi täpsemaks ja vähem tüsistusi tekitavaks [2,20] tänu oma suuremale täpsusele [21].

Kopsupiirkonna skaneerimisel ei piisa tomograafi referentskiire suhtes tsentraalselt paigutatud pildireseptori kogu vaateväljast (diameeter 274 mm). Suurema vaatevälja saavutamiseks nihutatakse detektorit 115 mm lateraalselt (asend M) ja saavutatakse sellega vaatevälja laius 417 mm, vt joonis 5. Asendis M haarab röntgenkiirte kimp igal ajahetkel vaateväljast ainult osa ning seetõttu ei ole selles asendis võimalik teostada rekonstruktsioone ilma täisringi skaneerimata [7].

Tomograafis kasutatakse viit erinevat pildiühitamisalgoritmi, millest käesolevas töös uuritakse kahte: nn *Bone* ja *Grey value*. Esimene neist kasutab hierarhilist servasobitust [22] ja teine piksli väärtuste sarnasusel põhinevat algoritmi [23]. Pildiühitamise tulemusena saadakse patsiendi positsioneerimiseks vajalik korrektsioonivektor.

Tomograafi poolt patsiendile antava doosi vähendamiseks on vajalik muuta tomograafi skaneerimisprotokollis seatud parameetreid. Tomograafis ei kasutata automaatekspositsiooni-süsteemi ega muid dünaamilisi doosi vähendamise meetodeid. Tekstifailina esitatud skaneerimisprotokoll sisaldab skaneeringu läbiviimiseks vajalikke tehnilisi parameetreid (lisa 3).

Koonuskimp-kompuutertomograafi doosi ja pildikvaliteedi uurimine on endiselt aktuaalne teema olukorras, kus konsensust madala doosi arvestamise meetodika kohta kiiritusravi kestel ei ole. Uurimine on näidanud, et positsioneerimisskaneeringute doosi saab märkimisväärselt vähendada, kuid piiranguks saab vajadus operaatoripoolse kontrolli järele, mis mürarohke pildi korral on raskendatud [24]. Loutfi-Krauss et al. 2015 uurisid Elekta XVI pildikvaliteedi ja doosi seost vähendades röntgentoru laengut (mAs) ja projektsioonide arvu. Tulemusena leiti, et liiga palju ei saanud skaneerimisprotokollide doose vähendada, kuna subjektiivselt polnud võimalik enam piltide ühtivust hinnata, tulemusena sai rindkere doosiindeksit vähendada ca 60%. Pildiühitamisalgoritmid töötavad siiski sellest veelgi väiksemate doosidega uuringute korral eeldusel, et kuvatav objekt on soodsa geomeetriaga.

1.7. Pildikvaliteet

Patsiendi positsioneerimise skaneeringutel ei ole alati põhjust kasutada diagnostilise kvaliteediga pildiinfot, kuna see põhjustab reeglina oluliselt suuremat doosi. Teisalt ei saa pildi kvaliteet olla liiga halb, sest planeerimisskaneeringu ja positsioneerimisskaneeringu ühitamiseks on sõltuvalt ravitavast paikmest vajalik eristada erinevat liiki pildidetaile. Pildireseptori suuruse tõttu ei ole KT-arvu väärtused KKKT-süsteemi vaatevälja piires homogeensed ja ilma täiendavate korrektuurideta ei ole võimalik objekti tihedust täpselt määrata, sest see on sõltuv objekti asukohast vaateväljas ja pildihõive seadistustest [25]. Põhilisemateks pildikvaliteedi näitajateks, mida käesolevas töös vaadeldakse, on kõrge kontrastsusega ruumiline lahutusvõime (*high contrast spatial resolution*), madala kontrastsusega tuvastatavus (*low contrast visibility*) ja pildi ühtlus (*uniformity*) [26,27]. Lisaks eelnevatele on veel teisigi karakteristikuid, näiteks z-suunaline lahutusvõime (*z-axis resolution*, z-suund konventsionaalses KT-s vastab y-teljele KKKTs), müra võimsusspekter (ingl *noise power spectrum* - NPS) ja tuvastuskvantsaagis (ingl *detective quantum efficiency* - DQE), mida käesolevas töös ei käsitleta.

Kõrge kontrastusega lahutusvõimet on võimalik hinnata visuaalselt järjest suureneva sagedusega vahelduvate kontrastsete ribadega ribafantoomi abil või kontrastse serva, joone või punkti abil. Ruumilist lahutusvõimet saab iseloomustada ribafantoomi eristatavate gruppide arvuga või modulatsiooni ülekande funktsiooniga (*modulation transfer function* - MTF), mis kirjeldab lahutusvõimet sagedusvallas. MTF graafiku saamiseks kasutatakse serv-, joon- või punkthajumisfunktsiooni, mille Fourier' teisendus annab MTF kõvera [26].

Pildi ühtlus leitakse homogeense fantoomi viie erineva huvipiirkonna analüüsimisel, kusjuures 1 cm diameetriga huvipiirkonnad võetakse pildi keskel ja neljas erinevas sektoris ringjoonel, mille raadius on 4,5 cm. Tootja (Elekta) meetodika [28] kasutab huvipiirkondades mõõdetud keskmiste pikselväärtuste maksimumi ja miinimumi protsentuaalset erinevust:

$$Ühtlus(\%) = \frac{\text{keskväärtus}(kõrgeim) - \text{keskväärtus}(madalaim)}{\text{keskväärtus}(kõrgeim)} \cdot 100\%$$

Madala kontrastsusega tuvastatavuse (MKT) hindamiseks kasutatakse fantoomis asuvaid väikese tihedusega polüetüleenist (LDPE) ja polüstüreenist pulkasid, mille pikselväärtustest leitakse vastavalt tootja juhiste suhe:

$$MKT(\%) = \frac{(KT_{\text{polüstüreen}} - KT_{\text{LDPE}}) \div 10}{\frac{\text{keskväärtus}_{\text{polüstüreen}} - \text{keskväärtus}_{\text{LDPE}}}{(\text{standardhälve}_{\text{polüstüreen}} - \text{standardhälve}_{\text{LDPE}}) \div 2}}$$

Töö eesmärk on uurida võimalust vähendada kiiritusravis patsiendi positsioneerimiseks kasutatava koonuskimp-kompuutertomograafi doosi säilitades positsioneerimistäpsuse.

Eesmärgi saavutamiseks on püstitatud järgmised uurimisülesanded:

- Hinnata fantoomi positsioneerimise täpsust tomograafi abil erinevate seadistustega uuringuprotokollide korral
- Mõõta erinevate seadistustega uuringuprotokollide korral suhteline tsentraalne õhukerma ja võrrelda neid väärtusi teoreetiliselt arvutatutega
- Analüüsida erinevate seadistustega uuringuprotokollidega saadud uuringute pildikvaliteedi muutusi õhukerma vähenedes

2. METOODIKA

2.1. Positsioneerimistäpsuse hindamine

Töös uuriti esmalt, kui suure täpsusega toimib KKKT piltide automaatne pildiühitamisealgoritm erinevate etteantud nihete korral ja seejärel võrreldi automaatse positsioneerimise täpsust loodud skaneerimisprotokollide korral. Patsienti asendavaks objektiks valiti fantoom PBU-50 (Kyoto Kagaku, lisa 1). Tegemist on antropomorfse (inimesesarnase ja röntgenkiirguse suhtes koeekvivalentse) fantoomiga, mis sisaldab tehislisku skeletti, kopse, maksa, neere ja liigeseid materjalis, mis imiteerib pehmet kude. Fantoomis sisalduvad luulised struktuurid ja elundid imiteerivad radioloogilisel kuvamisel saadavat inimese kujutist. Fantoom koosneb kümnest osast, mida saab kasutada koos või eraldi. Käesolevas töös kasutatakse pead ja keha. Jäsemeid ei kaasatud, kuna üldjuhul jäävad need kopsupiirkonna kiiritusravis kiiritatavast ja kuvatavast piirkonnast välja. Fantoom skaneeriti esmalt 5 mm löigu paksusega kompuutertomograafia Discovery PET/CT 690 VCT (GE, 2012). Saadud KT-uuringu tulemused edastati kiiritusravi planeerimistöõjaama XiO (Elekta), kus KT-kujutised kontuuriti ja tehti isotsentri defineerimiseks lihtne raviplaan. Saadud plaan edastati koos KT-kujutiste ja kontuuridega KKKT-süsteemi. Fantoom asetati kiirendi ravilauale. Fantoomi sisse planeeritud isotsenter paigutati kiirendi isotsentriga kohakuti korduvate skaneeringute ja korrektsioonide abil. Olles leidnud parima hinnangu fantoomi õigele asendile, teostati iga uuritava protokolliga jaoks protokolliga referentsskaneering ning veenduti, et tomograafi poolt soovitatav nihe ei ole üheski suunas üle 1 mm. Seejärel nihutati ravilauda valitud suunas ja ulatuses ning teostati lokaliseerimisskaneeringud. Soovitud suurusega nihke teostamiseks kasutati fantoomile kinnitatud millimeeterpaberit ja isotsentrit tähistavaid lasereid. Positsioneerimise absoluutseks veaks võeti 0,5 mm. Peale iga skaneeringu teostamist lasti tomograafi tarkvaral teostada skaneeringu ja sellele vastava KT-planeerimis-kujutise automaatne ühitamine. Kasutusele võeti jääknihe (Δ) mõiste, mille väärtus ideaalse süsteemi korral oleks 0, sest teostatud nihe kompenseeritakse täpselt võrdse kuid vastassuunalise korrigeeriva nihkega. Tomograafi soovituslik nihe on vastupidise märgiga kui teostatud nihe. Näiteks teostades 2 mm nihke, on jääknihe leitav valemiga:

$$\Delta_{2mm} = Nihe_{lok} - Nihe_{ref} + 2mm.$$

Jääknihe (Δ) leidmiseks lahutati lokaliseerimisskaneeringuga leitud soovituslikust laua nihkest ($Nihe_{lok}$) referents-lokaliseerimisskaneeringu soovituslik laua nihe laua 0-asendis ($Nihe_{ref}$) ja liideti enne lokaliseerimisskaneeringut realselt teostatud nihe. Esmalt uuriti

fantoomi koos peaga, kasutades tsentraalselt asetatud isotsentrit ja kiiret skaneerimisprotokoll *Fast Head and Neck S20*. Peapiirkonna skaneerimise eesmärk oli kontrollida, kas jääknihete suurus sõltub nihke suuruselt või suunast.

Peapiirkonna skaneerimisel uuriti nihkeid kuues ortogonaalses suunas. Ühe protokolliga tehti mõõtmisi iga uuritava nihke ja suuna kohta ning teiste protokollidega tehti mõõtmisi pisteliselt, et kontrollida nende ühtivust põhilise protokolliga. Mõõtmisi teostati 2-20 mm ulatuses kõigis kolmes ortogonaalses sihis mõlemal suunal. Peapiirkonna protokolliga *Fast Head and Neck S20* tehti kõige rohkem skaneeringuid – igal ortogonaalsel sihil mõlemas suunas ja kõigi uuritud nihetega. Kahe teise peapiirkonna protokolliga kontrolliti valitud suundade ja nihete korral kooskõla esimese protokolliga.

Olles kontrollinud tomograafi poitsioneerimistäpsust pea-piirkonna protokollidega, keskenduti loodud kopsu-piirkonna protokollide skaneerimisele. Kopsupiirkonna protokollide puhul valiti nihkeks 4 mm igas suunas. Kõigi kopsupiirkonna protokollidega tehti referents-lokalisereerimisskaneeringud ja peale nihke sooritamist positsioneerimisskaneeringud. Mõlemale skaneeringule rakendati nii *Bone* kui *Grey value* ühitamisalgoritme [7].

2.2. Õhukerma ja CTDI

Õhukerma teoreetiliseks hindamiseks analüüsiti uuritava tomograafi skaneerimisprotokollide seadistust ja genereeriti täiendavad protokollid 1-19 (tabel 2). Protokolle genereerides langetati erinevate parameetrite väärtusi eesmärgiga vähendada skaneeringu summaarset doosi. Parameetriteks olid röntgentoru piikpinge, toruvool ja säriaeg. Osadele protokollidele määrati ka füüsilise ristlipsfiltri kasutamine. Iga protokolliga jaoks arvutati suhteline õhukerma väärtus arvestades, et KKKT skaneering koosneb hulgast röntgenülesvõtetest, kusjuures iga skaneeringu summaarne õhukerma K_{Σ} on füüsikaliselt võrdeline skaneeringu parameetritega:

$$K_{\Sigma} \propto U^2 \cdot I \cdot t \cdot n ,$$

kus U , I , t on vastavalt ülesvõtte pinge, vool ja säriaeg ja n tähistab ülesvõtete arvu. Lisafiltrit doosiindeks arvesse ei võta, seetõttu ei saa erinevaid filtreid kasutavate protokollide õhukeremat omavahel vahetult võrrelda. Võrdluse aluseks võeti kliinilises kasutuses olevate protokollide *Rindkere/Kõht* ja *Chest M20* (vastavalt ilma filtrita ja filtriga) kermad.

Neeldumiskoos patsiendis ei ole küll otseselt õhukermast arvutatav, kuid kuna mõlemad muutuvad proportsionaalselt skaneeringu parameetritega, siis on tehtud eeldus, et õhukerma suhteline muutus on proportsionaalne patsiendi neeldumiskoosi suhtelise muutusega.

Suhtelise õhukerma hindamiseks arvutati iga protokolliga jaoks suhteline õhukerma K_S , leides suhte võrdlusprotokolliga:

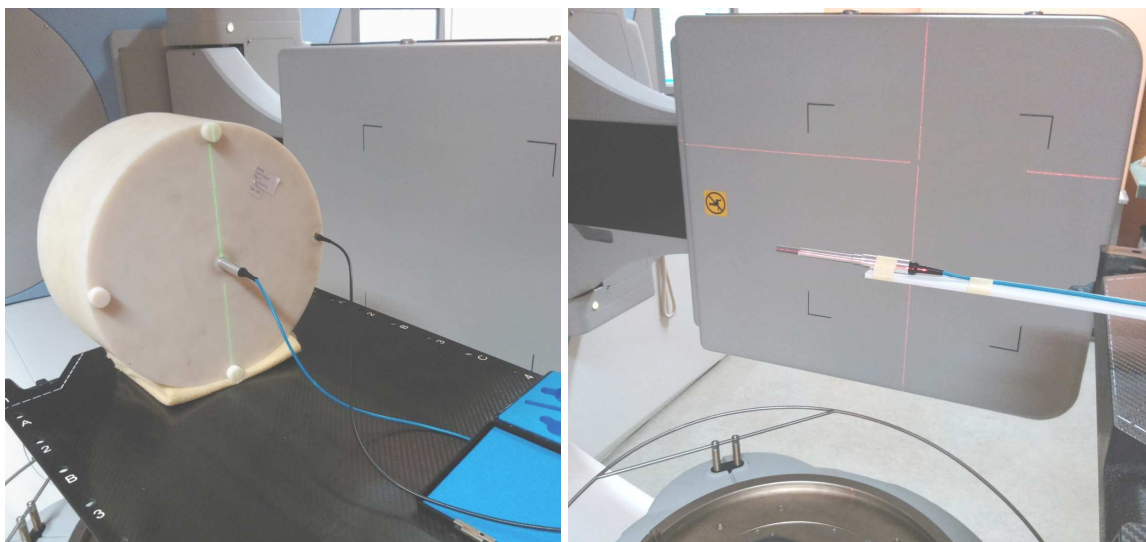
$$K_S = \frac{K_\Sigma(\text{genereeritud protokoll})}{K_\Sigma(\text{võrdlusprotokoll})}$$

kus K_S on suhteline õhukerma, mis on võrdeline doosi suhtelise muutusega patsiendis, $K_\Sigma(\text{genereeritud protokoll})$ on loodud protokollide summaarne õhukerma ja $K_\Sigma(\text{võrdlusprotokoll})$ on võrdluse aluseks oleva kliinilise skaneerimisprotokollide summaarne õhukerma.

Skaneeringute õhukerma mõtmisel kasutati kahte erinevat dosimeetrilist süsteemi. Esimese komplekti moodustas kiiritusravis levinud $0,6\text{cm}^3$ Farmer-tüüpiioonkamber (30001, PTW) (mõõtepiirkond: 30 keV – 50 MeV, lisa 2) koos elektromeetriga (Unidos, PTW). Teise komplekti moodustas pliiats-tüüpi KT-ioonkamber (RTI Electronics AB) (efektiivse mõõteulatusega 10 cm) koos elektromeetriga (Barracuda, RTI Electronics AB), mis on tavapärane mõõtevahend diagnostilises radioloogias. Kuna farmerkambri puudus kalibreering kV-piirkonnas, tehti võrdluse mõõtmised arkoskoobi röntgenallikaga, et hinnata farmerkambri MV-piirkonna kalibreeringu sobivust kV-piirkonnas õhus mõõtmisel (lisa 2).

Suhtelise õhukerma K_S mõtmiseks kasutati mõõtmisi õhus. Mõõtmiseks kasutati farmerkambrit, mis oli paigutatud KKKT-süsteemi isotsentrisse. Mõõdeti protokollid *Rindkere/Kõht* ja *MOD 1* kuni *MOD 8*, vt joonis 7 paremal.

Kompuutertomograafia doosiindeksi mõtmiseks skaneeriti standardset 32 cm läbimõõduga CTDI fantoomi protokollidega *Rindkere/Kõht*, *MOD 8* ja *Chest M20* mõlema kambriga, piirdudes tsentraalse ja ühe perifeerse mõõtepunktiga. Antud protokollid on iseloomulikud selle poolest, et *MOD 8* on identne *Rindkere* protokolliga ja asjaolu, et *MOD 8* kasutab ka ristlipsfiltrit. *Chest M20* kasutab samuti filtrit, kuid säriaeg on pikem kui *MOD 8*. Mõõtmisi teostati paralleelselt, st kaks samasugust skaneeringut tehti järjest, vahetades kambrite positsioone, vt joonis 7 vasakul.



Joonis 7. CTDI mõõtmised korraga kahe kambriga (vasakul). Õhukerma K_{Σ} mõõtmine farmerkambriga (paremal). Parempoolsel pildil, on näha, et pildireseptor on isotsentri suhtes (tähistatud laseritega) nihutatud.

2.3. Pildikvaliteedi hindamine

Muutes tomograafi skaneerimisparameetreid ja selle kaudu patsiendidoosi tuleb kontrollida, kuidas muutub skaneeringul saadud kujutise kvaliteet ja kas see on positsioneerimisel ka subjektiivselt kasutatav. Käesolevas töös kasutati pildikvaliteedi hindamisel fantoomi *Catphan 504* (The Phantom Laboratory, USA, lisa 1), mis koosneb erinevatest moodulitest, mille põhjal saab hinnata erinevaid pildi karakteristikuid. Fantoomi ühes moodulis on miniatuurne volframkarbiidist tera läbimõõduga 0,28 mm, mille skanneerimisel analüüsiti punktobjekti kujutist sisaldavaid löike tarkvarapaketiga IQWorks [29] ja leiti tomograafi modulatsiooni ülekandefunktsiooni (MTF) hinnang. Lisaks MTF-ile hinnati ka ühtlust ja madala kontrastsusega tuvastatavust kasutades tootja meetodikat (vt peatükk 1.7 Pildikvaliteet). Tootja on uuritavatele parameetritele seadnud nõuded [28] (tabel 1).

Tabel 1. Tootja nõuded KKKT-süsteemi parameetritele.

Kvaliteediparameeter	Tootja kriteerium
Kõrge kontrastsusega ruumiline lahutusvõime	≥ 10 lp/ cm
Madala kontrastsusega tuvastatavus	$\leq 1.5\%$
Ühtlus	$\leq 1.5\%$

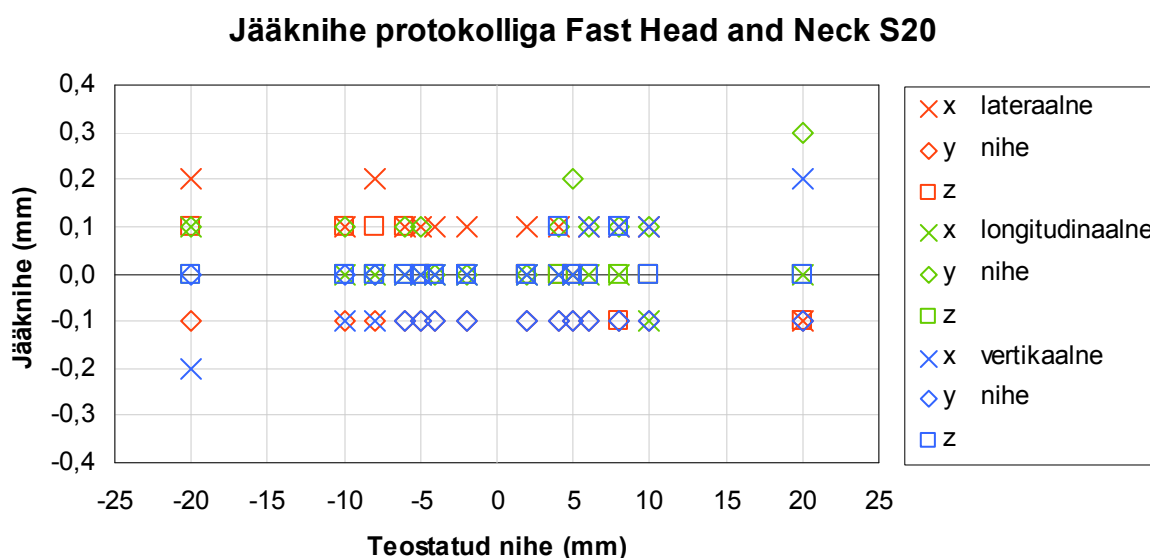
KKKT-süsteemiga skaneerides seati isotsentrise fantoomi lahutusvõime moodul (2. täpp fantoomi pinnal) ja kasutati erinevaid iseloomulikke skaneerimisprotokolle: *Rindkere/Kõht, Chest M20, MOD 5, MOD 8, MOD 9, MOD 12, MOD 17 ja MOD 19*. Hiljem uuriti, kuidas mõjutab MTF-i erineva rekonstrueerimisprotokolli kasutamine: *M20 – Med Resolution ja CAT - Image Quality Spatial* (lisa 3).

3. MÕÕTMISTULEMUSED

3.1. Positsioneerimistäpsuse hindamine

Peapiirkonna skaneerimisel saadi tulemuseks väga väikesed jääknihked nii põhilise protokolliga *Fast Head and Neck S20* kui võrdlusprotokollidega *Head and Neck S20* ja *Head and Neck S10*.

Esmalt teostati põhilise protokolliga erinevates suundades ja erineva suurusega (2 mm...20 mm) nihkeid nii, et samaaegselt teostati nihe vaid ühel suunal. Saadud jääknihked on toodud graafikult (joonis 8). Ehkki nihe tehti ainult ühes suunas, on graafikul toodud soovituslik korrigeeriv nihe kõigi kolme mõõtmekohta, sest tomograafi pildiühitamisalgoritm analüüsib nihet ruumis.

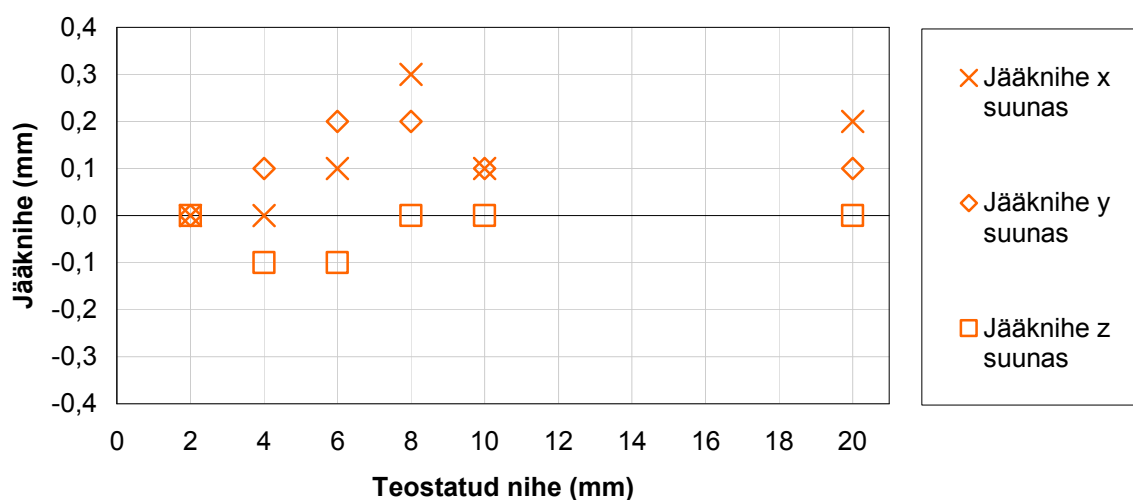


Joonis 8. Jääknihked protokolliga *Fast Head and Neck S20*. Nihked on teostatud erinevates suundades kordamööda. Sümboli värv graafikul tähistab teostatud nihke suunda ja sümboli kuju mõõdetud jääknihke suunda.

Järgnevalt teostati nihked kolmes suunas korraga nii, et nihke suurus igas suunas oli võrdne. Põhiprotokolliga *Fast Head and Neck S20* skaneerides saadud jääknihked erinevate nihke suuruste korral on toodud (joonis 9).

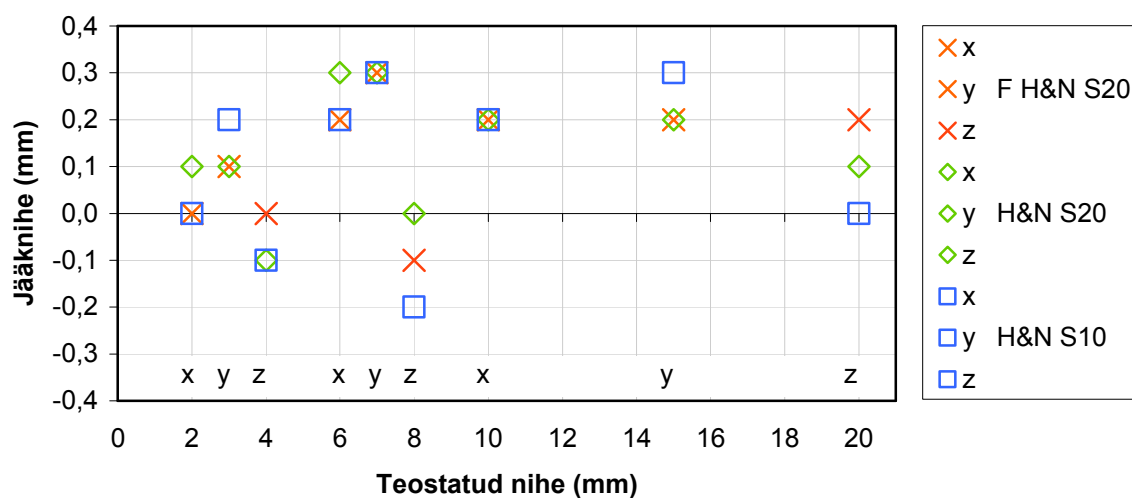
Järgnevalt teostati nihe samaaegselt kolmes suunas, kuid nihked olid suuniti erineva suurusega. Fantoom skaneeriti igas asendis kolme erineva peapiirkonna protokolliga ja arvutati jääknihete suurused. Teostatud nihked olid x, y ja z suunas vastavalt 2, 3 ja 4 mm, 6, 7 ja 8 mm ning 10, 15 ja 20 mm (joonis 10).

Jääknihked protokolliga Fast Head and Neck S20



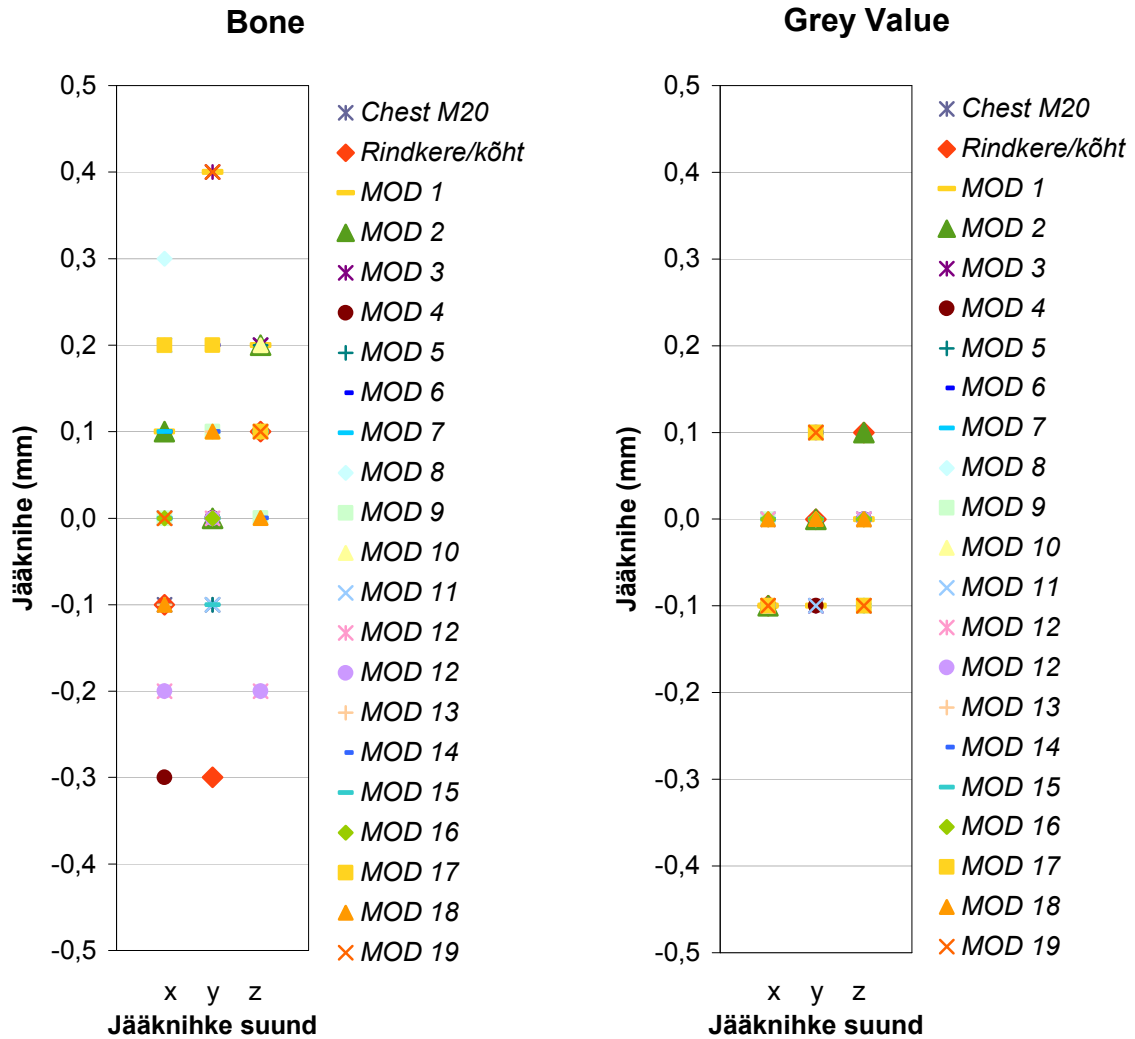
Joonis 9. Jääknihked protokolliga *Fast Head and Neck S20*. Nihked on teostatud korraga kolmes suunas ja sama suurusega.

Jääknihked protokollidega Fast Head and Neck S20, Head and Neck S20 ja Head and Neck S10



Joonis 10. Jääknihked kolme erineva protokolliga. Nihked on teostatud korraga kolmes suunas ja erineva suurusega. Sümboli värv ja kuju graafikul tähistavad kasutatud skaneerimisprotokolli. Teostatud nihke suund on märgitud graafiku allääres.

Kopsupiirkonnas tehti referents-lokaliseerimisskaneeringud ja lokaliseerimisskaneeringud kõigi loodud protokollidega. Kasutati kolmes suunas võrdset – 4 mm suurust nihet ning uuriti pildiühitamisalgoritme *Bone* ja *Grey value*. Selleks analüüsiti kõiki skaneeringute paare mõlema algoritmiga ja kujutati leitud jääknihked graafikul (joonis 11).



Joonis 11. Kopsupiirkonna jääknihed Δ kõigi uuritud protokollidega. Kasutatud on kahte erinevat pildiühitamisalgoritmi: *Bone* (vasakul) ja *Grey value* (paremal). Nihe on kõigil juhtudel kolmes suunas võrdselt 4 mm.

Nagu ülalpool mainitud, siis on laserite järgi nihke sooritamise absoluutseks veaks arvestatud 0,5mm. Kuna B-tüüpi määramatus on tehtud mõõtmistel oluliselt suurem kui A-tüüpi määramatus, võib viimase jätta arvestamata. Sellest lähtuvalt on mõõtemääramatus ($p=95\%$):

$$u = u_B = \frac{2 \cdot 0,5mm}{\sqrt{3}} = 0,58mm$$

Kuna ükski jääknihe Δ ei ületanud mõõtemääramatust, siis on kõigi skaneerimisprotokollide täpsus fantoomi positioneerimisel mõõtemääramatuse piires täpsed.

3.2. Õhukerma ja CTDI

Loodud protokollide varieeruvad parameetrid ja nende põhjal arvutatud suhtelised doosid on toodud allolevas tabelis (tabel 2).

Tabel 2. Loodud skaneerimisprotokollide parameetrid ja leitud suhtelised doosid

Protokoll	Vool (mA)	Aeg (ms)	Piikpinge (kV)	Filter	Normeeritud suhteline õhukerma
Chest M20	40	40	120	F1	1,00
Rindkere/Kõht	25	40	120	F0	1,00
MOD 1	25	25	120	F0	0,63
MOD 2	25	16	120	F0	0,40
MOD 3	12	40	120	F0	0,48
MOD 4	40	12	120	F0	0,48
MOD 5	40	25	100	F0	0,69
MOD 6	32	20	100	F0	0,44
MOD 7	25	40	100	F0	0,69
MOD 8	25	40	120	F1	0,63
MOD 9	25	40	100	F1	0,43
MOD 10	32	32	120	F0	1,02
MOD 11	32	32	100	F0	0,71
MOD 12	25	25	120	F1	0,39
MOD 13	40	12	120	F1	0,30
MOD 14	32	20	100	F1	0,28
MOD 15	32	32	120	F1	0,64
MOD 16	32	32	100	F1	0,44
MOD 17	16	16	120	F0	0,26
MOD 18	20	10	120	F0	0,20
MOD 19	10	10	120	F0	0,10

Farmertüüpi kambri ja KT-kambri võrdlemiseks tehti viis mõõteseriaid, mille tulemused on toodud lisa 2. Farmerkambri õhukerma arvutamisel kasutati MV-kiirguse kalibreerimiskoeffitsienti: $N_K = 47,8 \pm 0,2$ mGy/nC (2002a.). Tegemist oli suhtelise mõõtmisega ja õhu tiheduse ega muid korrektsioone ei kasutatud. KT-kambri õhukerma leidmiseks jagati doosipikkuse ühikutes (mGycm) saadud näit kambri pikkusega 10 cm. Võrdlusmõõtmised (lisa 2) näitasid, et farmerkambri kalibreerimiskoeffitsent sobib ka kV-energiaga kiirguse mõõtmiseks.

Farmerkambriga õhus mõõdetud tsentraalsed doosid on normeeritud tomograafi kaadrite arvuga kuna kaadrite arv sõltus kanduri pöörlemiskiirusest, mis oli varieeruv. Kanduri nominaalne pöörlemiskiirus oli kõigil skaneerimiste puhul 180 kraadi minutis ja erinevus tekkis peamiselt kanduri erineva kiirendumise ja aeglustumise tõttu. Kõiki protokolle ei mõõdetud, kuna farmerkamber tekitas pildireseptorile tugeva varikujutise – kambri kujutis oli järgnevatel hangitud skaneeringutel nähtav rohkem kui 24h vältel. Mõõdeti protokollid *Rindkere/Kõht* ja *MOD 1* kuni *MOD 8* (tabel 3). Protokoll *MOD 8* on sarnane referentsprotokolliga *Rindkere/Kõht* selle vahega, et on kasutatud ristlipsfiltrit F1. Mõõtetulemustest (tabel 3, viimane rida) on näha, et õhus mõõdetud õhukerma väärtus ristlipsfiltri kasutamisel on ligi veerandi võrra väiksem kui ilma filtrit kasutamata. Ehkki mõõtetulemuste ühtivus erinevate protokollidega on varieeruv, on need erinevused tõenäoliselt tingitud skaneeringute muutlikkusest. Õhukerma mõõtmise määramatuse hindamiseks tehti kordusmõõtmised protokolliga *Rindkere/Kõht* ja saadi liitmääramatuseks ($p=95\%$) 1,7mGy.

Tabel 3. Farmerkambriga mõõdetud suhtelise õhukerma väärtused ja nende erinevus arvatud suhtelisest õhukermast.

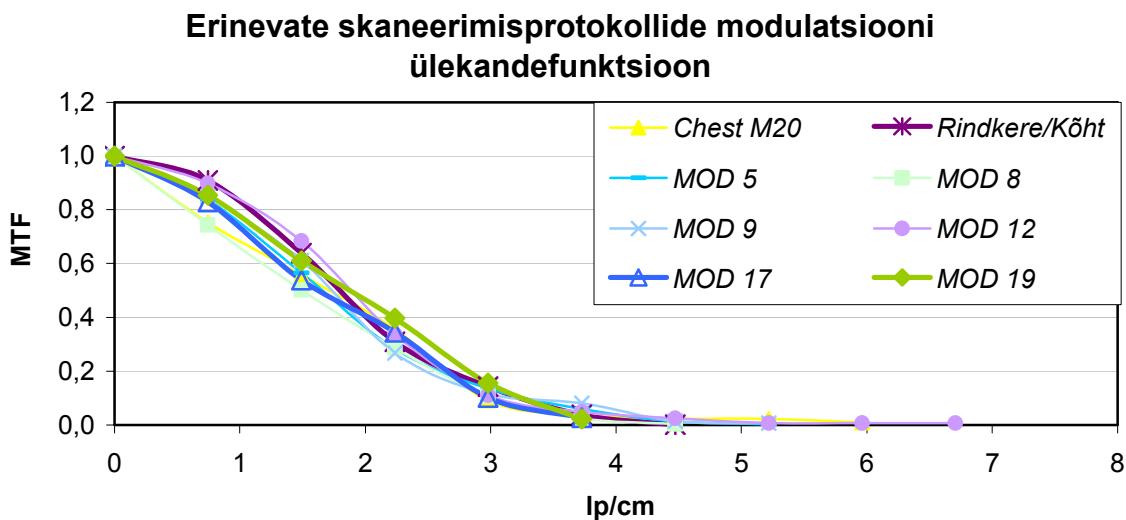
Skaneerimis-protokoll	Arvatud suhteline õhukerma K_S	Mõõdetud õhukerma (mGy)	Mõõdetud suhteline õhukerma K_S	Mõõdetud suhtelise õhukerma erinevus arvatust
Rindkere/Kõht	1,000	43,8 ($\pm 1,7$)	1,000	0,0%
MOD 1	0,625	24,5	0,613	-1,2%
MOD 2	0,400	15,2	0,381	-1,9%
MOD 3	0,480	19,6	0,491	1,1%
MOD 4	0,480	18,6	0,464	-1,6%
MOD 5	0,694	24,9	0,624	-7,1%
MOD 6	0,444	15,8	0,398	-4,7%
MOD 7	0,694	25,1	0,633	-6,2%
MOD 8	1,000 (filtrit arvestamata)	28,6	0,763	-23,7% (filtrit arvestamata)

Kompuutertomograafia doosiindeksi (CTDI) määramiseks kasuti protokolle *Rindkere/Kõht*, *MOD 8* ja *Chest M20*. Fantoomina kasutati standardset silindrilist CTDI fantoomi diameetriga 32 cm ja paksusega 10 cm. KT-kamber ja farmerkamber asetati fantoomis selleks ettenähtud tsentraalsesse või perifeersesse avasse, misjärel fantoom skaneeriti uuritava protokolliga.

Farmer-tüüpi kambriga dosimeetriasisüsteemi kasutati selleks, et kontrollida KT-kambri mõõtetulemuste proportsionaalsust erinevate mõõtepunktide vahel. Selgus, et Farmer-tüüpi kambriga mõõdetud skaneeringute dooside suhe erinevates mõõtepunktides erines kohati kaks korda KT-kambriga saadud tulemustest ning usaldusväärseid CTDI väärtusi ei saanud mõõtmiste põhjal arvutada.

3.3. Pildikvaliteedi hindamine

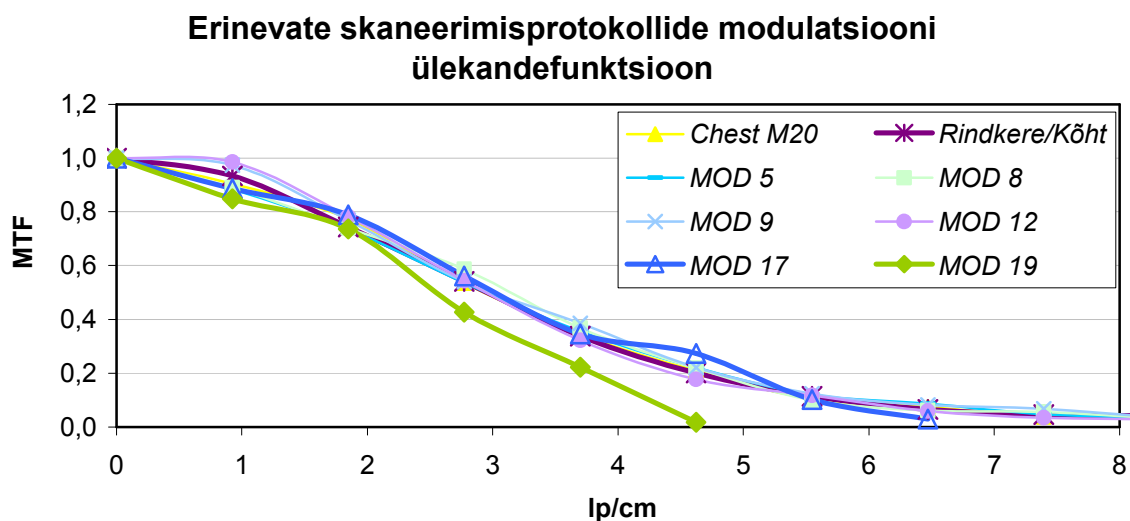
Suure kontrastsusega lahutusvõime hindamiseks MTF kõvera abil skaneeriti fantoom Catphan 504 protokollidega *Rindkere/Kõht*, *Chest M20*, *MOD 5*, *MOD 8*, *MOD 9*, *MOD 12*, *MOD 17* ja *MOD 19*. Protokollid valiti nii, et esindatud olid nii kiiluga kui ilma kiiluta ja erineva õhukermaga protokollid. Uuringud rekonstrueeriti kliinilistes töös kasutatava rekonstrueerimisprotokolliga *M20 - Med resolution*. Lõpuks arvutati saadud uuringu põhjal MTF kõverad (joonis 12) programmiga IQWorks.



Joonis 12. MTF kõverad erinevate skaneerimisprotokollide korral. Rekonstrueerimisprotokoll *M20 - Med resolution*

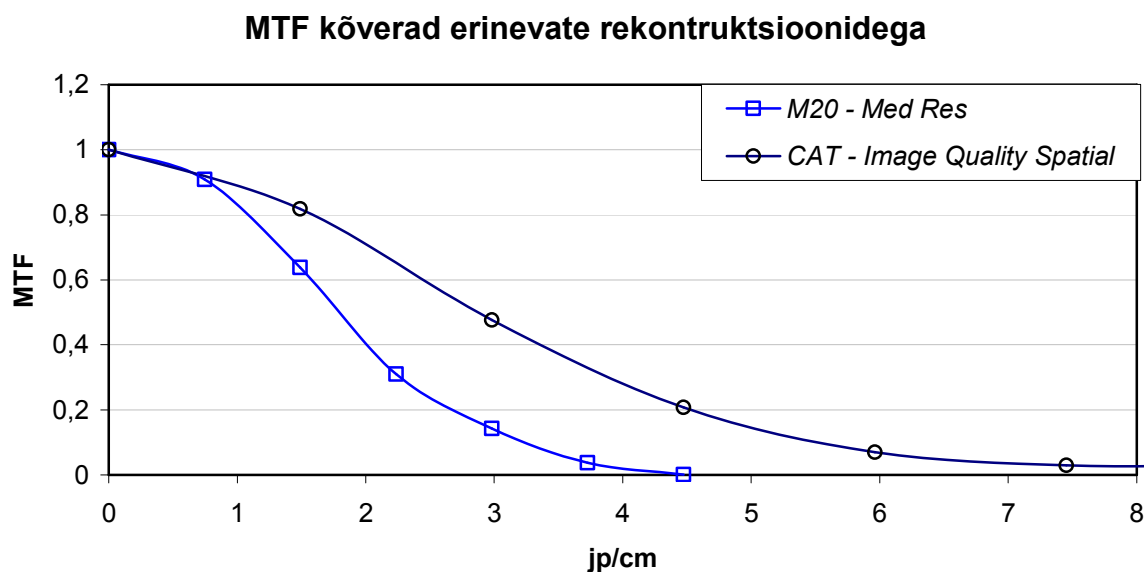
MTF kõverad, mis on rekostrueeritud standardse kliinilise rekostrueerimisprotokolliga *M20 - Med resolution*, on statistiliselt kattuvad. Järgnevalt on samad skaneeringud rekonstrueeritud väiksema vaatevälja ja suurema lahutusvõimega rekonstrueerimisprotokolliga *CAT - Image Quality Spatial* (joonis 13). Ka sellel graafikul on kõverad väga lähedased ja ainult *MOD 19*

on nähtavalt eristuv, olles pisut halvema lahutusvõimega. Protokolli *MOD 19* lahutusvõime $MTF=0,5$ juures on 2,6 jp/cm kohta, samas kui ülejäänud protokollide väärtused on vahemikus 2,9-2,1 jp/cm.



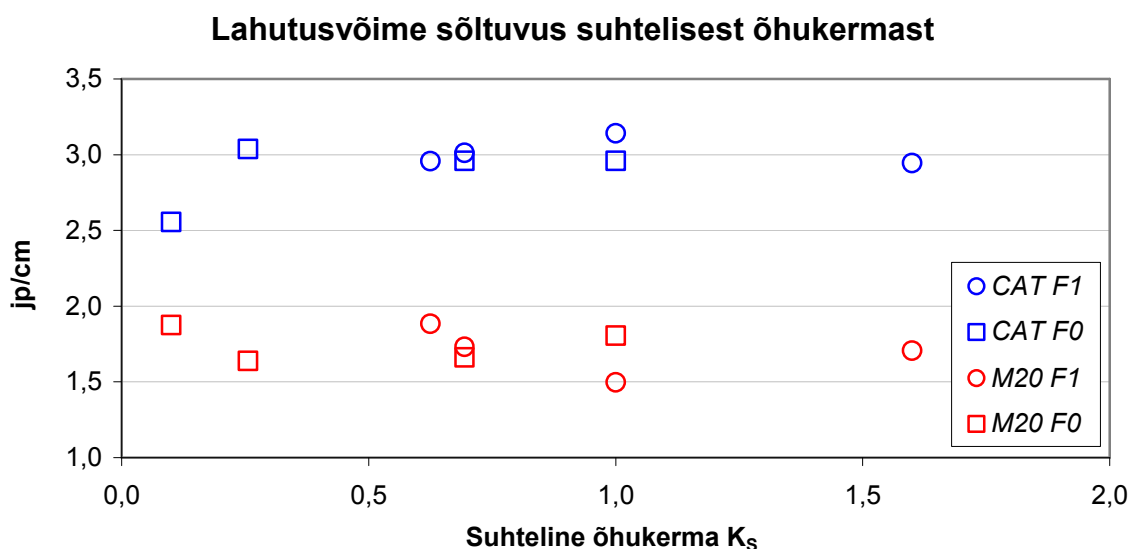
Joonis 13. MTF kõverad erinevate skaneerimisprotokollide korral. Rekonstrueerimisprotokoll *CAT - Image Quality Spatial*.

Järgnevalt on ühel graafil kujutatud skaneerimisprotokolli *Rindkere/Kõht* MTF kõverad erinevate rekonstrueerimisprotokollidega (joonis 14). Joonepaaride arv, mis vastab MTF väärtusele 0,5 on rekonstruktsioonide *M20 - Med Resolution* ja *CAT - Image Quality Spatial* vastavalt 1,8 ja 2,9 jp/cm.



Joonis 14. Skaneerimisprotokoll *Rindkere/Kõht* erinevate rekonstruktsioonide MTF kõver.

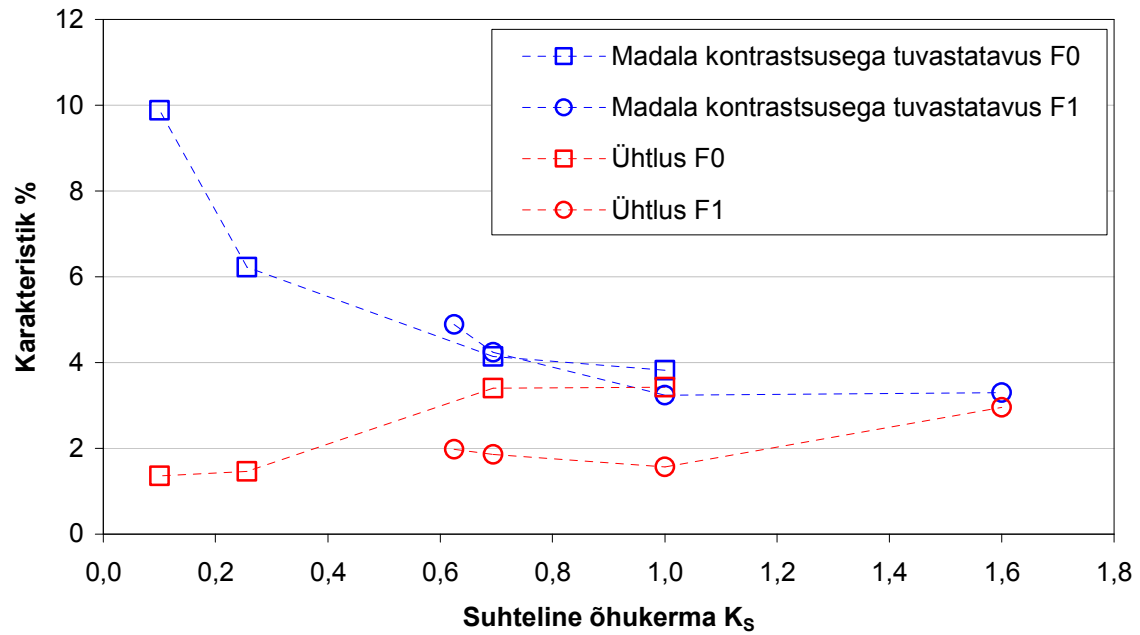
Vaatleme lähemalt lahutusvõime väärtusi MTF väärtusel 0,5 ja võrdleme neid kasutatavate skaneerimisprotokollide suhtelise õhukermaga. Kujutades lahutusvõime (jp/cm) sõltuvusena rekonstrueerimisprotokollist ja kasutatavast filtrist, saame graafiku (joonis 15), kust on näha, et rekonstrueerimisprotokolliga *CAT - Image Quality Spatial* saadud lahutusvõime väärtused on pea kaks korda suuremad kui protokolliga *M20 - Med resolution* saadud väärtused. Selget trendi lahutusvõime ja skaneerimisprotokolli õhukerma vahel ei kajastu.



Joonis 15. Lahutusvõime MTF väärtusel 0,5. Erinevad rekonstrueerimisprotokollid. Filtriga F1 protokollid vasakult: *MOD 12*, *MOD 9*, *MOD 8*, *Chest M20*. Filtriga F0 protokollid vasakult: *MOD 19*, *MOD 17*, *MOD 5*, *Rindkere/Kõht*.

Rekonstrueeritud piltide madala kontrastsusega tuvastatavus ja ühtlus on toodud graafikul (joonis 16), kus x-teljele on märgitud skaneerimisprotokolli suhteline õhukerma ja y-teljele vastava karakteristiku väärtus protsentuaalselt. Erinevalt lahutusvõimest, on siin näha, et pildi ühtlus paraneb ja madala kontrastsusega tuvastatavus halveneb skaneeringu õhukerma vähenedes.

Madala kontrastsusega tuvastatavus ja ühtluse sõltuvus õhukermast



Joonis 16. Erinevate protokollide madala kontrastsusega tuvastatavus ja ühtlus. Filtriga F1 protokollid vasakult: MOD 12, MOD 9, MOD 8, Chest M20. Filtriga F0 protokollid vasakult: MOD 19, MOD 17, MOD 5, Rindkere/Kõht.

4. TULEMUSTE ANALÜÜS JA ARUTELU

Töö eesmärk oli uurida võimalust vähendada kiiritusravis patsiendi positsioneerimiseks kasutatava koonuskimp-kompuutertomograafi doosi säilitades positsioneerimistäpsuse. Esitame tulemuste analüüsi vastavalt püstitatud uurimisülesannetele.

KKKT-süsteemi automaatse pildiühitamise ja positsioneerimise täpsuse uurimiseks teostati erinevaid nihkeid fantoomiga ja kontrolliti, kui hästi tuvastab KKKT-süsteem teostatud nihke suuruse ja suuna. Peapiirkonna skaneerimisprotokollid näitasid head täpsust nii erinevate suundade, erinevate nihke suuruste kui erinevate skaneerimisprotokollide vahel. Jääknihete suurused ei olnud tundlikud teostatud nihke suunale ega suurusele (mõõdetud piirkonnas -20 kuni +20 mm). Kopsupiirkonna mõõtmistulemustest ilmneb, et longitudinaalsuunas olid kõige suuremad jääknihked. Võimalik põhjus on planeerimise KT skaneeringu voksli suurus, mis y suunal on 5 mm, samas kui x-z tasandis on planeerimiseks kasutatud KT uuringu voksli suurus vaid $1,37 \times 1,37 \text{ mm}^2$. Skaneerimise jääknihked olid kõigi pea- ja kopsupiirkonna skaneeringute puhul alla poole millimeetri, mis täidab nii tootjapoolsed [28] kui Euroopa direktiivist lähtuvad nõuded [1]. Kõigi mõõdetud XVI korrektsioonide täpsused jäid mõõtemääramatuse piiresse ning seega on kasutatav süsteem suurepärase täpsusega, kui objekt sarnaneb kasutatud fantoomile. Inimese skaneerimise täpsust siit otseselt järeldada ei saa, sest siis on tegemist muutuva geomeetriaga objektide võrdlemisega, kuid töös mõõdetud täpsus on heaks lähtepunktiks keerulisema geomeetriaga objekti positsioneerimiseks.

Patsiendidoosi muutuse hindamiseks eeldati, et muutus patsiendidoosis on sarnane muutusele õhukermas ja mõõdeti erinevate protokollide suhtelised õhukerma väärtuseid. KKKT-süsteemi poolt antava suhtelise doosi määramisel kasutati Farmer-tüüpi kambri vabas õhus mõõdetud doose. Farmerkamber on küll spetsifitseeritud mõõtepiirkonnale 30 kV – 50 MV, kuid teostatud võrdlusmõõtmiste põhjal (lisa 2) võib öelda, et saadud näidud ühtisid kambrite vahel mõõtemääramatuse piires. Suhtelise õhukerma väärtuste erinevused arvatud väärtustest olid varieeruvad ja ilmselt põhjustatud skaneeringute varieeruvusest. Kõigi protokollide tsentraalseid doose ei mõõdetud, kuna tsentraalselt paigutatud kamber on pildireseptori suhtes pidevalt samas asendis ning tekitas tugeva varikujutise, mille hajumine detektorilt võttis rohkem kui ööpäeva. Samal põhjusel ei teostatud kordusmõõtmisi kõigi uuritud skaneerimisprotokollidega. Mõõdetud ja arvatud suhtelise õhukerma erinevused jäid 10% piiresse. Täpset erinevust sellele põhjusele töös ei leitud. Skaneerimisprotokolli suhtelise õhukerma suurusjärgu hindamiseks piisab skaneerimisprotokollil põhinevatest arvutustest.

Töös plaaniti mõõta ka kompuutertomograafia doosiindeksid erinevate protokollide korral, kuid peale vastuoluliste mõõteandmete saatmist kontrolliti erinevates mõõtepunktides saadud dooside omavahelist suhet farmerkambriga ning saadi ligikaudu kahekordne erinevus. Võttes arvesse KKKT-süsteemi kollimatsiooni eripära pildireseptori asendis M, on tõenäoline, et perifeerses CTDI fantoomi punktis lõpetas KT-kamber mõõtmise enneaegselt, kui doosikiirus langes liiga madalale. Ka fantoomi pööramine ei aidanud efekti vähendada, mistõttu võib kahtlustada pulseeritud kiirguse mõõdetava nivoo langemist alla mõõteläve, kui kamber jääb fantoomis allikast vastasküljele. Kuna on põhjust arvata, et KT-kambriga saadud doosi-meetrinäidud ei näita uuringu täielikku doosi, ei saa usaldusväärset doosiindeksit arvutada.

Pildikvaliteedi hindamisel saadi MTF kõverad, mis olid erinevate protokollide vahel väga sarnased: (1,7 jp/cm, MTF=0,5 $u_B=0,2$ jp/cm, p=95%). Võrdluseks rekonstrueeriti tehtud skaneeringud ka suurema lahutusvõimega rekonstrueerimisprotokolliga (tomograafi kalibreerimiseks kasutatav *CAT - Image Quality Spatial*) ja saadi uued MTF kõverad (1,7 jp/cm, MTF=0,5 $u_B=0,2$ jp/cm, p=95%). Tulemustest on näha, et MTF kõverad on rekonstrueerimisprotokolli parameetrite suhtes oluliselt tundlikumad kui skaneeringu füüsiliste parameetrite suhtes (joonis 14). Vaadates saadud lahutusvõime absoluutväärtuseid, jäävad ka parema rekonstruktsiooniga saadud tulemused oluliselt madalamaks tootja nõutud lahutusvõimest 10 jp/cm. Põhjuseks on ilmselt erinev skaneerimisprotokolli vaatevälja suurus, mis tootja juhiste järgi on kalibreerimisel keskmise (M) asemel väike (S). Väikese vaatevälja korral katab pildireseptor kogu vaatevälja ning fantoomi kohta saadakse täispöördega rohkem infot.

Doosi vähendamisel suurenesid uuringul saadud keskmised KT-arvu väärtused. Seda võib seletada asjaoluga, et vähendades skaneeringu doosi, langeb detektorile vähem footoneid sarnaselt olukorrale, kus kiirgus läbib tihedat kude. Kuna KT-arvu väärtused suurenesid, siis läks vastavalt pildi ühtlust defineerivale valemile ka pildi ühtluse väärtus paremaks. Madala kontrastsusega tuvastatavus halvenes koos doosi vähenemisega, mis oli oodatav tulemus, sest seda on näidanud ka teised uurimustööd [24].

Käesoleva töö põhjal ei ole võimalik koheselt võtta kasutusele uusi kliinilisi protokolle madalama doosiga. Edaspidi tuleks uurida madala doosiga protokollide käitumist erinevates kliinilistes tingimustes, mis nõuab erinevat liiki piirkondade uurimist madala doosiga skaneerimisprotokollidega. Olulise osa peaks moodustama ka rekonstrueerimisprotokollide analüüs ja optimeerimine lahutusvõime, rekonstrueerimise kiiruse ja pildiühitamise kiiruse suhtes. Lõplike uuringute analüüsil tuleks lähtuda nii kvantitatiivsetest pildikvaliteedi karakteristikustest kui ka subjektiivsest analüüsist, mis võtab arvesse kasvaja omapära radioloogilisel kuvamisel.

KOKKUVÕTE

Kiiritusravi on onkoloogilise kirurgia kõrval peamine lokaalne kasvjavastane ravimeetod. Käesolevas töös uuriti väliskiiritusravis patsiendi positsioneerimiseks kasutatavat koonuskimp-kompuutertomograafi. Töös uuriti lineaarkiirendile kinnitatud seadme automaatsete pildiühitamisalgoritmide abil teostatud positsioneerimise täpsust. Töös uuriti erinevate parameetritega skaneerimisprotokolle. Mõõdeti erinevate skaneerimisprotokollide positsioneerimistäpsust, suhtelist õhukeremat ja pildikvaliteeti. CTDI arvutamiseks vajalikke mõõtmisi ei õnnestunud KT-kambriga teostada.

Tulemustest on näha, et XVI skaneerimisprotokollide doosi saab vähendada märkimisväärselt ja automaatsed pildiühitamisalgoritmide toimivad ka ülimadalate (~10% esialgsest) doosidega. Positsioneerimistäpsus doosi õhukerema vähenedes ei halvenenud. Ülimadala doosi korral halveneb oluliselt madala kontrastsusega tuvastatavus, mis on oluline pehmekeeliste kasvaja lokaliseerimisel. Pildi ühtlus madala doosiga isegi paraneb, sest KT-arvu väärtused suurenevad. Modulatsiooni ülekandefunktsiooni (MTF) uurimisel selgus, et lahutusvõime sõltub märksa tugevamalt pildi rekonstrueerimisprotokollist kui skaneerimisprotokollist.

Kliiniliselt kasutatavate madala doosiga protokollide kasutuselevõtuks tuleb lisaks kvantitatiivsetele pildikvaliteedi karakteristikutele analüüsida ka subjektiivset analüüsi, mis võtab arvesse kasvaja omapära radioloogilisel kuvamisel.

Käesolev töö andis hea võimaluse lähemalt tundma õppida koonuskimp kompuutertomograafiasüsteemi ehitust ja funktsionaalset eripära. Täna siinkohal töö juhendajaid Kalle Keplerit ja Markus Vardjat nende mitmekülgse abi eest. Täna ka Zinaida Läänelaidu Tartu Tervishoiu Kõrgkoolist, kes võimaldas kasutada kooli antropomorfset fantoomi ja Anatoli Vladimirovit Biomeditsiinitehnika ja meditsiinifüüsika teadus- ja koolituskeskusest tarkvara-teemaliste konsultatsioonide eest. Eraldi ütlen aitäh oma abikaasale Gretele, kes on olnud asendamatuks kaaslaseks sellel kiirel perioodil ja ilma kelleta ei oleks selle töö tegemine olnud võimalik.

ACCURACY OF CONE BEAM COMPUTED TOMOGRAPHY WHILE DECREASING DOSE TO PATIENT

SUMMARY

Ando Aasa

Radiotherapy is one of the main treatment modalities besides surgical oncology for patients diagnosed with cancer. Image guided radiotherapy has become common modality to achieve precise localization of treatment site. Cone beam computed tomography is modality that uses x-ray source and a digital flat panel detector attached directly to a linear accelerator gantry. Image study is acquired with a full or partial turn around the patient.

In this work it was investigated if and how does physical scanning parameters like voltage, current and time affect the automatic image registration of treatment planning CT and the localization CT using XVI system from Elekta. Anthropomorphic phantom was used and the main interest was in lung area since the dose deposited by CBCT contributes fully in increasing low dose volume in lung which is arguably the main indicator of radiotherapy induced pneumonitis and fibrosis.

It was found that CBCT system is rather insensitive to the size (max 20 mm) and direction of the deliberate shift of the phantom and precision of the correction shifts were within 0,5 mm that is in the limit of estimated uncertainty. Several scanning protocols were tested with decreasing dose outputs and two automatic registration algorithms were analysed for all protocols in lung area. Shifts were constantly below 0,5 mm.

Image quality of acquired scans was analysed using modular transfer function (MTF), uniformity and low contrast visibility. Last two were measured similarly to manufacturer recommendations. It was observed that the MTF was insensitive to physical scanning parameters and much more dependant on image reconstruction protocol parameters. Uniformity improved and low contrast visibility decreased while lowering dose of scanning protocol. The CBCT system under investigation showed excellent precision for positioning the phantom even while dose of scanning protocol was reduced ~90%. On the other hand – low contrast visibility decreased and would most likely limit the amount of dose reduction to acceptable level that is still to be determined. It is necessary to assess the suitability of new low dose protocols qualitatively to develop acceptable clinical scanning protocols as well as to investigate possibility to improve reconstruction protocols.

KASUTATUD KIRJANDUS

1. European Commission. Criteria for Acceptability of Medical Radiological Equipment used in Diagnostic Radiology, Nuclear Medicine and Radiotherapy. 2012.
2. Boda-Heggemann J, Lohr F, Wenz F, Flentje M, Guckenberger M. kV cone-beam CT-based IGRT: a clinical review. *Strahlenther. Onkol. Organ Dtsch. Röntgenes. Al.* 2011; 187(5):284–291. doi:10.1007/s00066-011-2236-4.
3. Feldkamp LA, Davis LC, Kress JW. Practical cone-beam algorithm. *J. Opt. Soc. Am. A.* 1984; 1(6):612–619. doi:10.1364/JOSAA.1.000612.
4. Floridi C, Radaelli A, Abi-Jaoudeh N, Grass M, De Lin M, Chiaradia M, et al. C-arm cone-beam computed tomography in interventional oncology: technical aspects and clinical applications. *Radiol. Med. (Torino).* 2014; 119(7):521–532. doi:10.1007/s11547-014-0429-5.
5. Kumar M, Shanavas M, Sidappa A, Kiran M. Cone beam computed tomography - know its secrets. *J. Int. Oral Health JIOH.* 2015; 7(2):64–68.
6. Three-Dimensional Basics: CT vs. CBCT [Internet]. Digit. Image Stream. [cited 2015 May 11]; Available from: <https://carestreamdentalblogdotcom1.wordpress.com/2014/01/03/three-dimensional-basics-ct-vs-cbct/>.
7. Elekta. XVI R4.5 Instructions for Use. 2010;
8. Tyczynski JE, Bray F, Aareleid T, Dalmas M, Kurtinaitis J, Plesko I, et al. Lung cancer mortality patterns in selected Central, Eastern and Southern European countries. *Int. J. Cancer.* 2004; 109(4):598–610. doi:10.1002/ijc.20019.
9. Baburin A, Aareleid T, Padrik P, Valvere V, Innos K. Time trends in population-based breast cancer survival in Estonia: analysis by age and stage. *Acta Oncol. Stockh. Swed.* 2014; 53(2):226–234. doi:10.3109/0284186X.2013.806992.
10. Mehta V. Radiation pneumonitis and pulmonary fibrosis in non-small-cell lung cancer: pulmonary function, prediction, and prevention. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 2005; 63(1):5–24. doi:10.1016/j.ijrobp.2005.03.047.
11. HU Y, LI J, SU X. Fatal pneumonitis associated with postoperative intensity-modulated radiotherapy in lung cancer: Case report and review. *Oncol. Lett.* 2013; 5(2):714–716. doi:10.3892/ol.2012.1053.
12. Amer A, Marchant T, Sykes J, Czajka J, Moore C. Imaging doses from the Elekta Synergy X-ray cone beam CT system. *Br. J. Radiol.* 2007; 80(954):476–482. doi:10.1259/bjr/80446730.
13. Shah A, Aird E, Shekhdar J. Contribution to normal tissue dose from concomitant radiation for two common kV-CBCT systems and one MVCT system used in radiotherapy. *Radiother. Oncol. J. Eur. Soc. Ther. Radiol. Oncol.* 2012; 105(1):139–144. doi:10.1016/j.radonc.2012.04.017.

14. Son K, Cho S, Kim JS, Han Y, Ju SG, Choi DH. Evaluation of radiation dose to organs during kilovoltage cone-beam computed tomography using Monte Carlo simulation. *J. Appl. Clin. Med. Phys. Am. Coll. Med. Phys.* 2014; 15(2):4556.
15. Srinivasan K, Mohammadi M, Shepherd J. Applications of linac-mounted kilovoltage Cone-beam Computed Tomography in modern radiation therapy: A review. *Pol. J. Radiol.* 2014; 79:181–193. doi:10.12659/PJR.890745.
16. Perez CA, Vijayakumar S, Purdy J, Klein E, Vijayakumar S, Perez C, et al. Quality Assurance in Radiation Oncology [Internet]. In: *Technical Basis of Radiation Therapy*. Springer Berlin Heidelberg; 2006. p. 395–422. Available from: http://dx.doi.org/10.1007/3-540-35665-7_16.
17. Yan H, Wang X, Shi F, Bai T, Folkerts M, Cervino L, et al. Towards the clinical implementation of iterative low-dose cone-beam CT reconstruction in image-guided radiation therapy: cone/ring artifact correction and multiple GPU implementation. *Med. Phys.* 2014; 41(11):111912. doi:10.1118/1.4898324.
18. Sykes JR, Lindsay R, Iball G, Thwaites DI. Dosimetry of CBCT: methods, doses and clinical consequences. *J. Phys. Conf. Ser.* 2013; 444(1):012017. doi:10.1088/1742-6596/444/1/012017.
19. Stankovic U, van Herk M, Ploeger LS, Sonke J-J. Improved image quality of cone beam CT scans for radiotherapy image guidance using fiber-interspaced antiscatter grid. *Med. Phys.* 2014; 41(6):061910. doi:10.1118/1.4875978.
20. Pawlowski JM, Yang ES, Malcolm AW, Coffey CW, Ding GX. Reduction of dose delivered to organs at risk in prostate cancer patients via image-guided radiation therapy. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 2010; 76(3):924–934. doi:10.1016/j.ijrobp.2009.06.068.
21. Sharpe MB, Moseley DJ, Purdie TG, Islam M, Siewerdsen JH, Jaffray DA. The stability of mechanical calibration for a kV cone beam computed tomography system integrated with linear accelerator. *Med. Phys.* 2006; 33(1):136–144.
22. Borgefors G. Hierarchical chamfer matching: a parametric edge matching algorithm. *IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell.* 1988; 10(6):849–865. doi:10.1109/34.9107.
23. Roche A, Malandain G, Pennec X, Ayache N. The correlation ratio as a new similarity measure for multimodal image registration [Internet]. In: Wells WM, Colchester A, Delp S, editors. *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention — MICCAI'98*. Springer Berlin Heidelberg; 1998 [cited 2015 May 13]. p. 1115–1124. Available from: <http://link.springer.com/chapter/10.1007/BFb0056301>.
24. Loutfi-Krauss B, Köhn J, Blümer N, Freundl K, Koch T, Kara E, et al. Effect of dose reduction on image registration and image quality for cone-beam CT in radiotherapy. *Strahlenther. Onkol. Organ Dtsch. Rontgengesellschaft Al.* 2015; 191(2):192–200. doi:10.1007/s00066-014-0750-x.
25. Richter A, Hu Q, Steglich D, Baier K, Wilbert J, Guckenberger M, et al. Investigation of the usability of conebeam CT data sets for dose calculation. *Radiat. Oncol. Lond. Engl.* 2008; 3:42. doi:10.1186/1748-717X-3-42.

26. Gardner SJ, Studenski MT, Giaddui T, Cui Y, Galvin J, Yu Y, et al. Investigation into image quality and dose for different patient geometries with multiple cone-beam CT systems. *Med. Phys.* 2014; 41(3):031908. doi:10.1118/1.4865788.
27. Kamath S, Song W, Chvetsov A, Ozawa S, Lu H, Samant S, et al. An image quality comparison study between XVI and OBI CBCT systems. *J. Appl. Clin. Med. Phys. Am. Coll. Med. Phys.* 2011; 12(2):3435.
28. Elekta. XVI R4.5 Customer Acceptance Tests. 2010;
29. CT User Group (CTUG) ja teised (IPEM report 32). IQWorks [Internet]. 2015. Available from: <http://wiki.iqworks.org>.

LISA 1 FANTOOMID PBU-50 JA CATPHAN 504

PBU-50 tehnilised andmed:

Life-size human phantom with a life-size synthetic skeleton embedded in a radiological soft-tissue substitute.

Length: approx. 165 cm

Weight: approx. 50 kg

Material: Human tissue substitute (urethane, epoxy, etc.,)

Tootja:

KYOTO KAGAKU CO LTD

15 Kitanechoya-cho, Fushimi-ku,

Kyoto, 612 8388, JAPAN

Cathphan 504 tehnilised andmed

Punktallika läbimõõt: 0,28mm

Punktallika materjal: volframkarbiid

Fantoomi väline diameeter: 20cm

Sisemise mooduli diameeter: 15cm

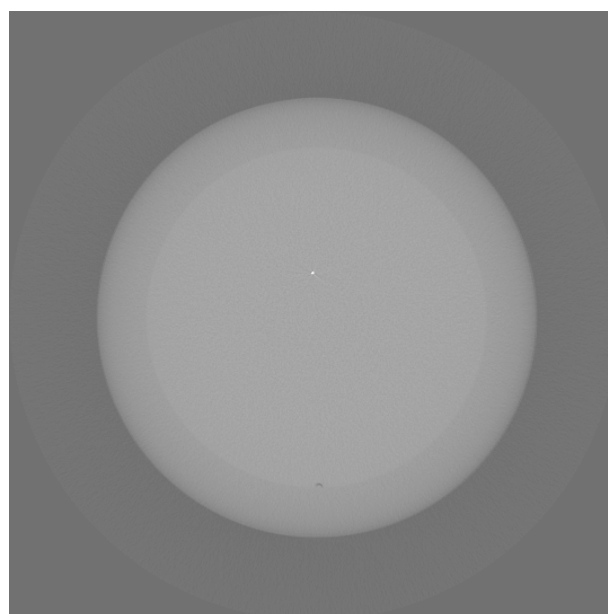
Tootja:

The Phantom Laboratory

Incorporated

2727 State Route 29

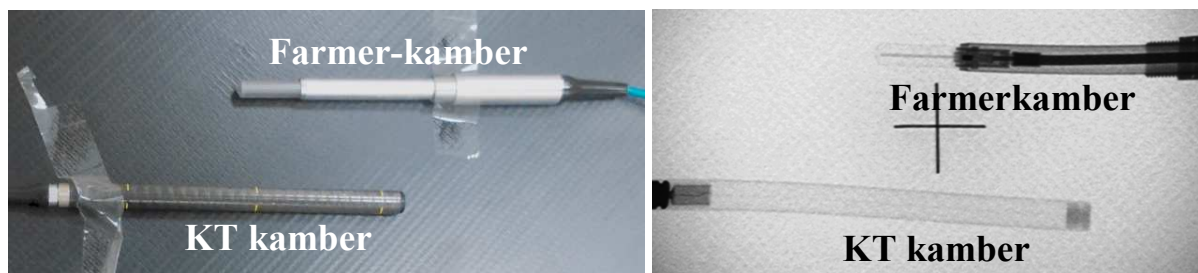
Greenwich, NY12834, USA



PBU-50 digitaalselt rekonstrueeritud röntgenülesvõte koronaartasandis ja Cathphan 504 transversaalne lõik punktallika tasandis.

LISA 2 IOONKAMBRID JA VÕRDLUSMÕÕTMISED

Võrdlusmõõtmisteks kasutati arkoskoopi (Philips). Kambrid asetati kõrvuti kiirguse teele ja kiiritati erinevaid röntgentoru seadeid kasutades. Kambrid asusid allikast 84 cm kaugusel poroloonist laual. Röntgentoru pinget seadistati manuaalselt. Pildireseptori säästmiseks varjestati see pärast kambrite asetuse kontrollimist pliipõllega.



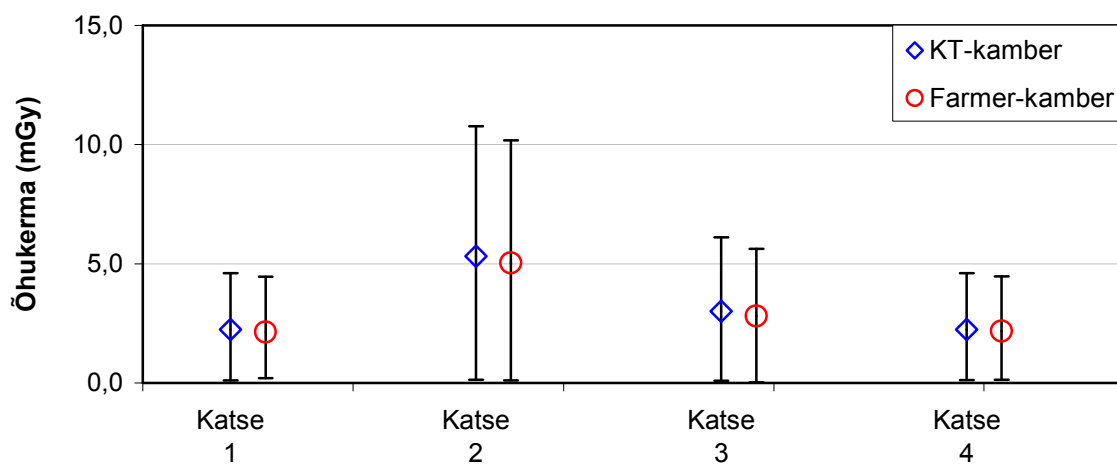
Farmerkamber ja KT-kamber võrdlusmõõtmisel arkoskoobi kiirgusväljas, vasakul foto kambrite asetusest, parempoolsel pildil arkoskoobi röntgenülesvõte.

Iga konfiguratsiooni korral märgiti üles röntgentoru kasutatud toruvool. Võrdlemisel varieeriti doosikiirust (kuvamisrežiimid: fluoro ja cine), piikpinget: 100 kV ja 120 kV. Kordusmõõtmine tehti ka teise kalibreerimisifailiga, mille nominaalpinge on 120 kV. Nimetatud mõõtmistes tehti igas mõõtepunktis kolm kordusmõõtmist, kus iga ekspositsioon kestis ~10 sekundit. Kalibratsioonikoefitsendi võimaliku piikpingest sõltuvuse leidmiseks tehti täiendavad üksikmõõtmised toru piikpingetel 65, 70, 80 ja 90 kV.

Võrdlusmõõtmised KT-kambriga ja farmerkambriga. Testid 1-4, iga testi korral tehti 3 kordusmõõtmist kestusega 10s.

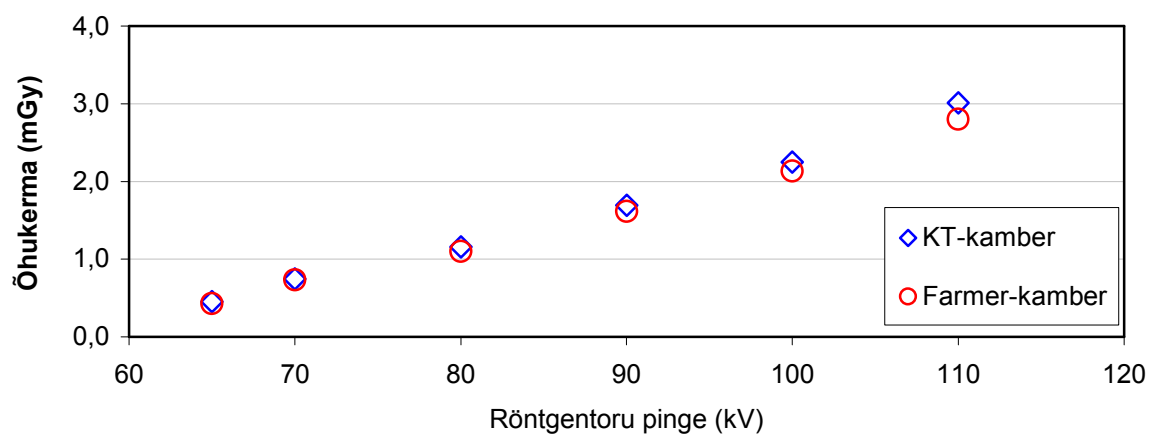
	Katse 1		Katse 2		Katse 3		Katse 4	
Kalibreerimisfaili pinge kV	100		100		100		120	
Seatud pinge kV	100		100		110		100	
Vool mA	2,94		7,04		3,00		2,94	
Režiim	fluoro		cine		fluoro		fluoro	
Kambri tüüp	KT	Farmer	KT	Farmer	KT	Farmer	KT	Farmer
Keskmine õhukerma mGy	2,25	2,13	5,32	5,04	3,01	2,80	2,24	2,17

Mõõdetud õhukerma, katsed 1-4



Mõõdetud õhukerma väärtused erinevate röntgentoru parameetritega ja erineva elektromeetri kalibreeringuga. Vearistid tähistavad liitmääramatust ($p=95\%$).

Mõõdetud õhukerma sõltuvus röntgentoru pingest



Mõõdetud õhukerma väärtused erinevatel röntgentoru pingetel. Katsed 1-5

Dosimeetriasüsteem BARRACUDA

Multi-Purpose Detector with Signal Extension Module

Parameter	Range	Inaccuracy
<i>kVp M</i>	20 - 49 kV	±1.5 % or ±0.7 kV
<i>kVp R/F, D</i>	35 - 155 kV	±1.5 %
<i>kVp CT</i>	75 - 150 kV	±1.5 %
<i>Irradiation time</i>	0.1 ms - 2000 s 0 - 65535 pulses	±1 % or 0.5 ms ±1 pulse
Dose	0.1 μ Gy - >100 k Gy 11 μR - >1100 kR	±5 %
<i>Dose rate</i>	0.2 μ Gy/s - 350 m Gy/s 12 μR/s - 36 R/s	±5 % or ±0.02 μ Gy/s ±5 % or ±0.14 mR/min
<i>Total filtration</i>	1.5 - 38 mm Al equiv.	±10 % or 0.3 mm (60 - 120 kV, HF/DC)
<i>Quick HVL</i>	1.2 - 14 mm Al equiv.	±10 % or 0.2 mm

Electrometer Module

Parameter	Range ¹⁾	Inaccuracy
<i>Charge</i>	50 fC - >100 mC	±1 % or ±12.5 fC ±0.5 % above 100 pC
<i>Current</i> (wide-range)	2 pA - 10 μA -2 pA - -4.8 μA 40 fA - 10 μA	±1 % or ±0.5 pA ±0.5 % above 100 pA ±1 % or ±4 fA ±0.5 % above 100 pA
<i>Irrad. time</i>	0.1 ms - 34000 s 1 - 65535 pulses	±1 % or ±0.5 ms ±1 pulse
<i>Bias</i>	±300 V	+20/-10 V

1) The ranges specified is valid for a combination of modules.

Probe/Detector	Range 1)
<i>CT ionization chamber</i>	4 μ Gy cm - 35 M Gy cm 160 μ Gy cm/s - 7 k Gy cm/s 1.2 R cm/min - 34 MR cm/min

1) The ranges specified is valid for a combination of modules.

Farmer-tüüpi ionkamber

IONIZATION CHAMBER TYPE 30001

Radiation Therapy

Diagnostic Radiology

Nuclear Medicine

Radiation Protection

"Farmer" Chamber 0.6 cm³

Description

The 0.6 cm³ ionization chamber type 30001 is the standard chamber for absolute dosimetry for use with therapy doseimeters. This chamber is of rugged construction and equipped with an acrylic cap and an aluminium central electrode. It is fully guarded up to the measuring volume.

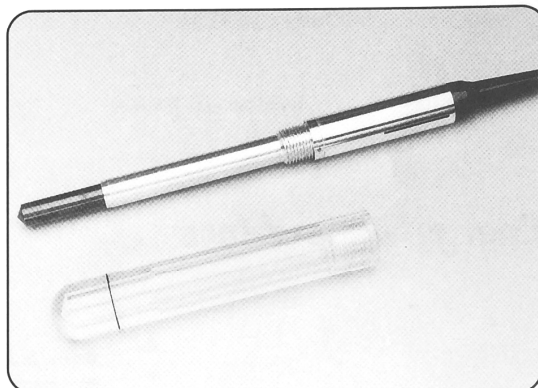
The outer dimensions are fully compatible with the Farmer chambers of other manufacturers.

The chamber has been type tested by PTB Braunschweig.

Nominal useful range 30 keV – 50 MeV.

Technical data

Volume:	0.6 cm ³
Response:	$2 \cdot 10^{-8}$ C/Gy
Leakage:	$\pm 4 \cdot 10^{-15}$ A
Polarizing voltage:	max. 500 V
Cable leakage:	10^{-12} C/(Gy · cm)
Wall material:	PMMA (C ₅ H ₈ O ₂) _n + Graphite (C)
Wall density:	1.19 g/cm ³ (PMMA) 0.82 g/cm ³ (C)
Wall thickness:	0.275 mm PMMA + 0.15 mm C
Area density:	45 mg/cm ²
Electrode:	Aluminium; 1 mm Ø; 21.2 mm long
Range of temperature:	+ 10° C ... + 40° C
Range of rel. humidity:	10 % ... 80 % (< 20 g/m ³)
Ion collection time:	300 V: 0.18 ms 400 V: 0.14 ms 500 V: 0.11 ms



- Guard ring up to measuring volume
- Suitable for use in solid state phantoms; watertight sleeves available
- Guard ring at potential of the collecting electrode. Touchable parts free of high voltage
- High voltage to be connected only with active current-limiting device ($I_{max} < 0.5$ mA)
- Open measuring volume, without check device air density correction is necessary
- Lengthening cable up to 100 m available
- Connector: PTW type M, TNC or BNT (BNC + banana on request)

Saturation behaviour	Polarizing voltage	99.0 % saturation	99.5 % saturation
Max. dose rate at continuous irradiation	300 V	5.7 Gy/s	2.8 Gy/s
	400 V	10 Gy/s	5.0 Gy/s
	500 V	16 Gy/s	7.8 Gy/s
Max. dose per irradiation pulse	300 V	0.69 mGy	0.34 mGy
	400 V	0.91 mGy	0.46 mGy
	500 V	1.14 mGy	0.57 mGy

PTW FREIBURG

LISA 3 PROTOKOLLID

Töös kasutatud kliinilised pea piirkonna skaneerimisprotokollid (3tk)

[Head and Neck S10]
PresetDescription=Short Head and Neck
VolumeView
Mode=Clinical
kV=100
NominalmAPerFrame=10
NominalmsPerFrame=10
kVCollimator=S10
kVFilter=F0
StartAngle=-135
StartAcqAngle=-130
StopAcqAngle=70
GantrySpeed=180
Direction=CW
Frames=366
TableIsocentric=0.0
TableColumnRotation=0.0
DefaultReconstructionPreset= S10 - Med_Res
ReconstructInline=Yes
Registration=Yes
ProjectionImageDimensionU=512
ProjectionImageDimensionV=512
NominalScanDose=1.0
TriggerInterval=0
Version=2
LastModified=Tuesday, December 22, 2009
15:47:37
Checksum=37518

[Fast Head and Neck S20]
PresetDescription=Fast Head and Neck
VolumeView
Mode=Clinical
kV=100
NominalmAPerFrame=10
NominalmsPerFrame=10
kVCollimator=S20
kVFilter=F0
StartAngle=-135
StartAcqAngle=-130
StopAcqAngle=70
GantrySpeed=360
Direction=CW

Frames=183
TableIsocentric=0.0
TableColumnRotation=0.0
DefaultReconstructionPreset= S20 - Med_Res
ReconstructInline=Yes
Registration=Yes
ProjectionImageDimensionU=512
ProjectionImageDimensionV=512
NominalScanDose=0.6
TriggerInterval=0
Version=2
LastModified=Tuesday, December 22, 2009
15:47:37
Checksum=2844

[Head and Neck S20]
PresetDescription=Head and Neck
VolumeView
Mode=Clinical
kV=100
NominalmAPerFrame=10
NominalmsPerFrame=10
kVCollimator=S20
kVFilter=F0
StartAngle=-135
StartAcqAngle=-130
StopAcqAngle=70
GantrySpeed=180
Direction=CW
Frames=366
TableIsocentric=0.0
TableColumnRotation=0.0
DefaultReconstructionPreset= S20 - Med_Res
ReconstructInline=Yes
Registration=Yes
ProjectionImageDimensionU=512
ProjectionImageDimensionV=512
NominalScanDose=1.2
TriggerInterval=0
Version=2
LastModified=Tuesday, December 22, 2009
15:47:37
Checksum=25566

Töös kasutatud kliinilised rindkere piirkonna skaneerimisprotokollid (2tk)

[Rindkere/Kõht lauanihkega]

PresetDescription=Chest volume acquisition
Mode=Clinical
kV=120
NominalmAPerFrame=25
NominalmsPerFrame=40
kVCollimator=M20
kVFilter=F0
Frames=650
StartAngle=-180
StartAcqAngle=-180
StopAcqAngle=180
GantrySpeed=180
Direction=CW
TableIsocentric=0.0
TableColumnRotation=0.0
DefaultReconstructionPreset= M20 - Med_Res
ReconstructInline=Yes
Registration=Yes
FlexMap=CW_mFOV.flexmap
ProjectionImageDimensionU=512
ProjectionImageDimensionV=512
NominalScanDose=16
TriggerInterval=0
;NecessaryScanHeatCapacity=
Version=2
LastModified=Tuesday, July 20, 2010
10:24:20
Checksum=42789

[Chest M20]

PresetDescription=Chest VolumeView with
Bowtie filter F1
Mode=Clinical
kV=120
NominalmAPerFrame=40
NominalmsPerFrame=40
kVCollimator=M20
kVFilter=F1
StartAngle=-180
StartAcqAngle=-180
StopAcqAngle=180
GantrySpeed=180
Direction=CW
Frames=660
TableIsocentric=0.0
TableColumnRotation=0.0
DefaultReconstructionPreset= M20 - Med_Res
ReconstructInline=Yes
Registration=Yes
ProjectionImageDimensionU=512
ProjectionImageDimensionV=512
NominalScanDose=22.0
TriggerInterval=0
Version=2
LastModified=Tuesday, December 22, 2009
15:47:37
Checksum=63705

Töös kasutatud rekonstrueerimisprotokollid (2tk)

[M20 - Med_Res]

PresetDescription=M20 Medium Resolution
ReconstructionVoxelSize=1.0
ReconstructionDimensionX=410
ReconstructionDimensionY=264
ReconstructionDimensionZ=410
ReconstructionOffsetX=0
ReconstructionOffsetY=0
ReconstructionOffsetZ=0
ReconstructionFilter=Wiener
NumberOfReconstructionFilterParameters=2
ReconstructionFilterParameter1=.05
ReconstructionFilterParameter2=90
Interpolation=Partial2
ScatterCorrection=Uniform
NumberOfScatterCorrectionParameters=1
ScatterCorrectionParameter1=0.2
ReconstructionDataType=short
PreFilter=Median5
ProjectionDownSizeFactor=2
Version=2
LastModified=Tuesday, October 27, 2009
13:24:31
Checksum=61705

[CAT Image Quality Spatial]

PresetDescription=S10 High Resolution for
CAT Imaging Tests
ReconstructionVoxelSize=0.5
ReconstructionDimensionX=540
ReconstructionDimensionY=64
ReconstructionDimensionZ=540
ReconstructionOffsetX=0
ReconstructionOffsetY=0
ReconstructionOffsetZ=0
ReconstructionFilter=Wiener
NumberOfReconstructionFilterParameters=2
ReconstructionFilterParameter1=.05
ReconstructionFilterParameter2=90
Interpolation=Partial2
ScatterCorrection=Uniform
NumberOfScatterCorrectionParameters=1
ScatterCorrectionParameter1=0.2
ReconstructionDataType=short
PreFilter=None
ProjectionDownSizeFactor=1
Version=2
LastModified=Tuesday, October 27, 2009
13:24:31
Checksum=16261

Lihtlitsents lõputöö reprodutseerimiseks ja lõputöö üldsusele kättesaadavaks tegemiseks

Mina, _____ Ando Aasa _____,

(autori nimi)

1. annan Tartu Ülikoolile tasuta loa (lihtlitsentsi) enda loodud teose

_____ Väliskiiritusravis kasutatava koonuskimp-kompuutertomograafi _____

_____ positsioneerimistäpsus väheneva patsiendidoosi tingimustes _____,

(lõputöö pealkiri)

mille juhendajad on _____ Markus Vardja ja Kalle Kepler _____,

(juhendaja nimi)

- 1.1. reprodutseerimiseks säilitamise ja üldsusele kättesaadavaks tegemise eesmärgil, sealhulgas digitaalarhiivi DSpace-i lisamise eesmärgil kuni autoriõiguse kehtivuse tähtaja lõppemiseni;
- 1.2. üldsusele kättesaadavaks tegemiseks Tartu Ülikooli veebikeskkonna kaudu, sealhulgas digitaalarhiivi DSpace-i kaudu kuni autoriõiguse kehtivuse tähtaja lõppemiseni.
2. olen teadlik, et punktis 1 nimetatud õigused jäävad alles ka autorile.
3. kinnitan, et lihtlitsentsi andmisega ei rikuta teiste isikute intellektuaalomandi ega isikuandmete kaitse seadusest tulenevaid õigusi.

Tartus, 15.05.2015