

VILNIAUS UNIVERSITETAS

Arijanda

NEVERAUSKIENĖ

Vaizdų kokybės ir apšvitos optimizavimas vaikų nesindrominių kraniosinostozų kompiuterinėje tomografijoje

DAKTARO DISERTACIJA

Medicinos ir sveikatos mokslai
medicina M 001

VILNIUS 2020

Disertacija rengta 2013–2019 metais Vilniaus universiteto Medicinos fakultete.

Mokslinis vadovas:

prof. dr. Algirdas Edvardas Tamošiūnas (Vilniaus universitetas, medicinos ir sveikatos mokslai, medicina – M 001).

VILNIUS UNIVERSITY

Arijanda
NEVERAUSKIENĖ

Image quality and radiation optimization in children's nonsyndromic craniosynostosis computer tomography

DOCTORAL DISSERTATION

Medical and health sciences
Medicine M 001

VILNIUS 2020

This dissertation was written between 2013 and 2019 at Vilnius University Faculty of Medicine.

Academic supervisor:

Prof. Dr. Algirdas Edvardas Tamošiūnas (Vilnius University, Medical and health sciences, Medicine – M 001).

TURINYS

1.	ĮVADAS	8
2.	TYRIMO TIKSLAS IR UŽDAVINIAI	10
2.1.	Darbo tikslas	10
2.2.	Darbo uždaviniai	10
2.3.	Darbo naujumas ir aktualumas	10
2.4.	Ginamieji teiginiai	11
3.	LITERATŪROS APŽVALGA	13
3.1.	Bendros žinios apie medicininę apšvitą	13
3.2.	Pacientams rekomenduojami diagnostinės atskaitos lygiai	15
3.3.	Vėžio rizika	18
3.4.	Medicininės apšvitos mažinimas, tendencijos	18
3.5.	Apšvitos optimizavimas pagal diagnozę	19
3.6.	Vaikų galvos deformacijos	20
3.7.	Kompiuterinė tomografija	24
3.7.1.	Veikimo principas	24
3.7.2.	JS dozę kompiuterinėje tomografijoje apibūdinantys parametrai	26
3.8.	Vaizdo kokybės priklausomybė nuo apšvitos dozės	29
3.8.1.	Techninių parametų mažinimo principai	29
3.8.2.	Vaizdo kokybės vertinimo parametrai	30
3.8.3.	Triukšmo modeliavimo metodai	33
4.	TYRIMO MEDŽIAGA IR METODAI	36
4.1.	Etinės aplinkybės	36
4.2.	Tiriamųjų įtraukimas į tyrimą	36
4.3.	Tyrimo etapai	36
4.4.	Eksperimento metodika	38
4.4.1.	Vaizdų su triukšmais gavimo metodika	38
4.4.2.	Originalių vaizdų ir vaizdų su triukšmais vertinimo metodika	42
4.5.	Statistinė analizė	43
5.	REZULTATAI	45
5.1.	Pirmo tyrimo etapo duomenų analizė	45
5.2.	Antras tyrimų etapas	58
5.2.1.	Triukšmų modeliavimas	58

5.2.2.	Triukšmo modeliavimo metodologijos įvertinimas	63
5.2.3.	Mažos dozės vaizdų generavimas.....	64
5.2.4.	Vaizdų vertinimas.....	68
5.2.5.	Kokybinis poveikio vertinimas.....	73
6.	REZULTATŲ APTARIMAS	77
7.	IŠVADOS.....	83
8.	PRAKTINĖS REKOMENDACIJOS.....	84
9.	MOKSLINĖS PUBLIKACIJOS IR PRANEŠIMAI DISERTACIJOS TEMA	85
10.	LITERATŪROS SĄRAŠAS.....	88
11.	PRIEDAI	99
	PADĖKA.....	103

SANTRUMPOS

ASPI – asmens sveikatos priežiūros įstaiga

KT – kompiuterinė tomografija

JS – jonizuojančioji spinduliuotė

RSC – Radiacinės saugos centras

CTDI – kompiuterinės tomografijos dozės indeksas

CTDIvol – kompiuterinės tomografijos tūrinis dozės indeksas

DLP – dozės ir ilgio sandauga

DAL – diagnostiniai atskaitos lygiai (angl. DRL – *Diagnostic reference levels*)

TCM – vamzdžio srovės moduliacijos (angl. *tube current modulation*)

ROI – tiriamoji sritis (angl. *region of interest*)

TATENA – Tarptautinė atominės energijos agentūra (angl. IAEA – *International Atomic Energy Agency*)

ICRP – Tarptautinė radiologinės saugos komisija (angl. *International Commission on Radiological Protection*)

SD – standartinis nuokrypis

1. ĮVADAS

Nuo medicininio vaizdinimo pradžios praėjus daugiau nei 120 metų, akivaizdu, kad tai bene svarbiausias sėkmingo gydymo formulės dėmuo. Diagnostikos nauda ir galimybės persikėlė į kitą lygmenį, atsiradus neinvaziniams žmogaus vidaus vaizdinimo metodams. Tinkamai, pagal indikacijas parinktas vaizdinimo būdas palengvina laiku nustatyti teisingą diagnozę ir padidina pacientų išgyvenamumą. Dabar dažniausiai naudojami šie diagnostikos ir vaizdinimo metodai: ultragarsas (UG), rentgenas, kompiuterinė tomografija (KT), magnetinio rezonanso tomografija (MRT), pozitronų emisijos tomografija (PET). Ypač didelis padarytas trimačių vaizdinimo tyrimų – tiek UG, tiek KT ar MRT – proveržis. Atsižvelgiant į klinikinės indikacijas, tyrimų prieinamumą ir ištyrimo greitį, KT išlieka plačiausiai pritaikomas ir dažniausiai klinikoje naudojamas trimatis vaizdinimo metodas. Nors KT tyrimų diagnostinė vertė yra neabejotina, tačiau, sparčiai daugėjant KT atliekamų tyrimų, gydytojams ir pacientams kyla aktualių medicininės apšvitos ir jos keliamo pavojaus sveikatai klausimų [1, 2].

Kompiuterinė tomografija – metodas, leidžiantis tirti objektus, išskiriant tam tikrus pasirinktus jo pjūvius. Palyginti su rentgenografija, galima atlikti KT gaunamų vaizdų daugiasluoksnes (MIP), trimates – erdvinės (3D) rekonstrukcijas, pašalinant gretimų sluoksnių šešėlių įtaką. Vienas iš svarbiausių šio tyrimo trūkumų – paciento gaunama didelė apšvitos dozė. Biologiniai jonizuojančiosios spinduliuotės (JS) efektai pasireiškia stochastiniais (atsitiktiniais) ir nulemtaisiais reiškiniais. Organizmo jautrumas JS priklauso nuo amžiaus. Žalingas jonizuojančiosios spinduliuotės poveikis vaikams yra 10 kartų didesnis nei suaugusiems dėl jų organizmo amžinių ypatumų: didesnio augančių ląstelių skaičiaus ir didesnio absorbcinio (įsisavinimo) lygio vienam audinio vienetui, kuris lemia didesnę vėžio išsivystymo tikimybę [6]. Remiantis Lietuvos radiacinės saugos centro (RSC) ir kitų šalių autorių duomenimis, labai didėja KT tyrimų skaičius [3], [7]. Lietuvoje medicininė apšvita sudaro apie 95 proc. visos gaunamos apšvitos nuo dirbtinių šaltinių, didžioji dalis yra dėl KT tyrimų [17]. Studijoje nurodoma, kad KT tyrimais piktnaudžiaujama: jie naudojami nepagrįstai, per dažnai, skenavimo protokolai neoptimizuoti vaikams [6, 7, 8,]. Reikia pasakyti, kad vaikų KT tyrimų skaičius vis auga, tad ilgalaikio gautos apšvitos poveikio vaikų sveikatai problema (ypač jei atliekamas ne vienas tyrimas) tampa vis aktualesnė [9], [11, 12]. Lietuvoje KT tyrimai vaikams nėra

nagrinėti, todėl buvo atliktas retrospektyvus tyrimas, siekiant išanalizuoti, kokios dažniausios kūno sritys tiriamos, kokie naudojami KT tyrimų skenavimo protokolų techniniai parametrai, atsižvelgiant į skirtingą vaikų amžių, ir kokia jų gaunama apšvita.

Atliekant KT tyrimus vaikams, dažnai naudojamas standartinis (suaugusiajam skirtas) protokolai, nepritaikant tyrimo parametrų pagal vaiko amžių, masę ir kūno dydį. Vienas iš pagrindinių radiacinės saugos principų – apšvita turi būti tokia maža, kokią tik galima pasiekti protingomis priemonėmis (angl. „*as low as reasonably achievable*“, ALARA), diagnostinė nauda neturi viršyti žalos. Tai, jog nėra nuolatinio apšvitos dozės, galimo neigiamo poveikio ir pakankamos tyrimo vaizdo kokybės balanso, lemia, kad į šią problemą privalu žvelgti labai atsakingai. Įvertinta, kad dėl neteisingai nustatytos diagnozės, tame tarpe ir dėl prastos vaizdo kokybės, JAV ligoninėse įvyksta 40 000–80 000 mirčių per metus [10].

Norint optimizuoti gaunamą apšvitą ir sumažinti vėžio riziką, būtina koreguoti skenavimo protokolų parametrus. Paprastai KT optimizavimas apima rentgeno spindulių vamzdžio įtampos kV, srovės stiprio mAs, rotacijos laiko koregavimą ar iteracinių rekonstrukcijos algoritmų naudojimą siekiant išlaikyti tinkamą vaizdo kokybę. Toks optimizavimas leidžia apšvitą mažinti nuo kelių iki keleto dešimčių procentų [4]. Taip pat reikia pasakyti, kad kokybės kontrolę tenkinančių vaizdų gavimas tam tikrais atvejais gali būti perteklinis. Pavyzdžiui, kartais, siekiant identifikuoti kaulinę patologiją, planuoti kaulų korekcines operacijas ar įvertinti pooperacinį gydymą, diagnozei nustatyti vaizde turi būti aiškiai matomi didelio kontrasto (kaulai) objektai ir nebūtina gauti didelę mažo kontrasto objektų (minkštųjų audinių) skyrą.

Šiame klinikiniame darbe, įvertinus vaikų ligoninės retrospektyvius KT tyrimus ir išanalizavus apšvitos duomenis, identifikuotos jautriausios amžiaus grupių vaikų kūno sritys, kurių KT tyrimų atliekama daugiausia. Siekiama, pasirinkus optimizuotą skenavimo protokolą pagal vaikų amžių ir pritaikius konkrečiai klinicinei patologijai įvertinti, vaikų apšvitą mažinti dešimtimis kartų neprarandant diagnostinės informacijos. Pagal gautus duomenis bus parengtos skenavimo protokolų parametrų naudojimo metodinės rekomendacijos.

2. TYRIMO TIKSLAS IR UŽDAVINIAI

2.1. Darbo tikslas

Sukurti KT dozės optimizavimo algoritmą, paremtą ultramažos dozės KT vaizdų generavimu iš retrospektyvių vaizdų modifikuojant juos simuliuotais triukšmais, atitinkančiais sumažintas rentgeno vamzdžio srovės stiprio ir laiko sandaugos (mAs) vertes.

2.2. Darbo uždaviniai

1. Atlikti vaikų KT tyrimų analizę ir palyginti vaikų KT tyrimų metu gaunamą apšvitą su Lietuvos ir Europos diagnostiniais atskaitos lygiais.
2. Sukurti triukšmo bazes, atitinkančias skirtingas rentgeno vamzdžio srovės stiprio ir laiko sandaugos (mAs) vertes.
3. Įvertinti generuotų triukšmo bazių atitiktį realiai registruojamam triukšmui bei palyginti originalių ir simuliuotų KT vaizdų kokybę ir tinkamumą diagnostikai.
4. Parengti praktines rekomendacijas optimizuoto skenavimo protokolo konkrečiai kaulinei patologijai vertinti.

2.3. Darbo naujumas ir aktualumas

Vaikų gaunama JS apšvita KT tyrimų metu yra aktuali problema dėl jautrių organų apšvitos ir vėžio išsivystymo rizikos. Ypatingo dėmesio reikia vaikams skirtiems KT tyrimams dėl vaikų didesnio jautrumo jonizuojančiai spinduliutei. Tebėra atvira radiologų diskusija, kokius parinkti ir naudoti KT protokolo parametrus, kad nenukentėtų diagnostinių vaizdų kokybė ir pacientai negautų papildomos apšvitos dėl pakartotinio tyrimo. Ieškoma būdų, kurie padėtų parinkti mažus skenavimo parametrus ir neprarasti diagnostinės KT tyrimų vertės. Pasirinkus optimizuotą skenavimo protokolą pagal vaikų amžių ir pritaikius konkrečiai klinikinei patologijai vertinti, apšvitą ir vėžio riziką galima sumažinti keliasdešimt kartų ir neprarasti diagnostinės informacijos. Atliekama daugybė klinikinių vaizdų optimizavimo tyrimų panaudojant vaizdo kokybės kontrolės ar antropomorfinius fantomus, tačiau šiuose tyrimuose nėra informacijos apie konkrečią patologiją, todėl tiksliai neįmanoma įvertinti, ar optimizuotas (mažesnės dozės) protokolai leis

tinkamai nustatyti diagnozę. Taip pat apšvitai optimizuoti siūloma naudoti iteratyvius vaizdų rekonstravimo algoritmus. Vis dėlto tokiais būdais dozė yra optimizuojama konservatyviai – apšvita sumažinama labai nedaug, apie 10–30 proc., siekiant išlaikyti kuo geresnę diagnostinio vaizdo kokybę. Šiame darbe dozei optimizuoti naudojome realias kliniškes situacijas, t. y. siekdami išsiaiškinti, ar vaizdo kokybė yra tinkama diagnozei nustatyti, naudojome konkrečios patologijos KT vaizdus. Tam tikslui panaudojome retrospektyvius realių pacientų KT vaizdus ir pritaikėme triukšmo simuliaciją – buvo sukurtas triukšmo simuliacijos algoritmas generuotoms specialioms „triukšmo bazėms“, kurios atitinka triukšmo lygį, atsirandantį skenuojant pasirinkus mažesnę srovės stiprį. Triukšmo bazės sukurtos naudojant vietinę įrangą, kuria buvo gauti ir originalūs retrospektyvūs vaizdai. Generuotos triukšmo bazės modifikuotos pagal objekto dydį, skenavimo parametrų įtaką vaizdo triukšmui ir pridamos prie originalių pacientų KT vaizdų.

Viena iš pagrindinių apšvitos mažinimo ir stebėsenos priemonių yra diagnostinės atskaitos lygiai (DAL), nustatyti standartinio ūgio ir svorio pacientams konkrečioms KT procedūrų grupėms. Nustatant ir periodiškai atnaujinant DAL būtina tinkamai parinkti KT parametrus standartinėms procedūroms. Atlikus vaikų ligininės retrospektyvių 2010 m., 2012 m. ir 2014 m. KT tyrimų duomenų analizę, bus įvertintos pacientų apšvitos vertės ir palygintos su nacionaliniais ir Europos diagnostiniais atskaitos lygiais (pagal Lietuvos Respublikos sveikatos apsaugos ministro 2018 m. rugpjūčio 27 d. įsakymą Nr. V-952 yra vaikų galvos KT diagnostiniai atskaitos lygiai). Tyrimo rezultatai suteiks informacijos, kokie KT tyrimai dažniausiai atliekami vaikams, kokioms amžiaus grupėms daugiausiai atliekama KT tyrimų, kuriai amžiaus grupei yra didžiausia vėžio rizika dėl patiriamos apšvitos, bei leis parinkti svarbiausias grupes dozei optimizuoti. Atliktas tyrimas taip pat leis įvertinti diagnostinius atskaitos lygius gydymo įstaigoje.

2.4. Ginamieji teiginiai

1. Didelio kontrasto objektams (kaulams) galima taikyti specializuotus KT skenavimo protokolus su mažais parametrais.
2. Naudojant modelines sistemas – fantomus – galima sukurti skirtingas rentgeno vamzdžio srovės stiprio ir laiko sandaugos vertes (mAs), kurios

atitiktų triukšmo bazes, ir generuoti skirtingos kokybės vaizdus, atitinkančius realiai skenuotus vaizdus.

3. Gauti ir įvertinti vaizdai esant rentgeno spindulio vamzdžio įtampai 120 kV ir 13 mAs srovės stiprio ir laiko sandaugai yra tinkami kaulinės patologijos diagnostikai.

4. Naudojant šio darbo metu nustatytą 13 mAs rentgeno vamzdžio srovės ir laiko sandaugos vertę vaikų nesindrominės kariosinostozės KT tyrimams, apšvitą galima sumažinti 15 kartų, palyginti su standartiniu naudojamu KT protokolu.

3. LITERATŪROS APŽVALGA

3.1. Bendros žinios apie medicininę apšvitą

Jonizuojančioji spinduliuotė (JS) – elektromagnetinių bangų ar elementariųjų dalelių srautas, kuris, sklisdamas medžiaga, jonizuoja jos molekules bei atomus [15]. Priklausomai nuo JS tipo (rentgeno, gama, alfa, beta ir kt.) ir kitų parametrų sąveika su biologiniais objektais skiriasi. Medicinoje JS naudojama diagnostikoje (kompiuterinė tomografija, rentgenografija, rentgenoskopija, branduolinė medicina) ir terapijoje.

Medicininiam vaizdinimui dažniausiai naudojama rentgeno spinduliuotė ir ji privalo pasižymėti pakankama skvarba (per tiriamąją kūno sritį turi pereiti pakankamas spinduliuotės kiekis, kad ją galėtų užregistruoti jutikliai) bei skirtingų struktūrų diferenciacija. Rentgeno spinduliams gauti gali būti naudojami keli metodai, bet dažniausiai medicininiais tikslams naudojamas įprastinis rentgeno vamzdis, kurio sukuriamame spektre matoma stabdančioji ir charakteringoji spinduliuotės [15]. Rentgeno spinduliuote vadinama elektromagnetinės spinduliuotės rūšis, kurios bangos ilgis 10^{-10} – 10^{-8} m, o fotonų energija – 0,1–1000 keV. Šios energijos pakanka, kad, fotonams sąveikaujant su atomais, šių elektronai būtų išlaisvinti ir spindulių sklaidimo terpė taptų jonizuota [15]. Savybė jonizuoti ir skiria rentgeno bei dar didesnio dažnio spinduliuotes nuo ilgesnių bangų spektro dalies, kaip antai matomosios ar infraraudonosios šviesos.

Dėl JS biologinio poveikio žmogaus ląstelėse vykstant vandens radiolizei susidaro chemiškai aktyvūs laisvieji radikalai, iš kurių kenksmingiausias vandenilio peroksidas. Esant poveikiui aktyvaus junginio su genetinė ląstelės informacija DNR grandinėje, genetinė informacija gali pakisti dėl tiesioginės DNR atomų jonizacijos. Žmogaus organizmas, gavęs nedidelę apšvitos dozę, gali „ištaisyti“ DNR pakitimus, tačiau, gavus nedidelę apšvitos dozę, išlieka tikimybė, kad mutavusi ląstelė perduos pakitusią informaciją kitoms ląstelėms. Po daugelio metų dėl žalingo JS poveikio gali išsivystyti atsitiktinių (stochastinių) reiškinių bei paveldėtos genetinės mutacijos nulemtų vėžio susirgimų.

Organizmo jautrumas JS priklauso nuo amžiaus. Vaikystėje gauta apšvita sukelia didesnę limfomos ar kitų kraujo vėžio ligų riziką [18]. Didesnis jautrumas jonizuojančiajai spinduliuotei yra dėl vaikų organų nesubrendimo,

mažesnės kūno ir riebalinio audinio masės, imuninės sistemos ir medžiagų apykaitos skirtumų, palyginti su suaugusiais [5], [6]. Vaikų organizmas jautresnis JS ir dėl spartesnio ląstelių dalijimosi greičio, kurį sutrikdžius sutrinka gyvybiškai svarbūs procesai, kaip antai diferenciacija, regeneracija, proliferacija ir kt. Jautriausios kamieninės kaulų čiulpų, lytinės ir virškinamojo trakto gleivinės ląstelės [14].

Dozės, kurias gauna pacientai KT tyrimų metu, yra kur kas didesnės nei atlikus įprastines rentgeno nuotraukas. Gauta apšvitos dozė (efektinė) gali būti nuo 1 iki 20 mSv priklausomai nuo tyrimo. Vieno KT tyrimo metu gaunama efektinė dozė gali būti prilyginama žmogaus gamtinės apšvitos dozei, gaunamai per 1–8 metus, žr. 1 lentelę:

1 lentelė. Tyrimų metu gaunamų dozių palyginimas su gamtine apšvita [20]

Paciento amžius tyrimo metu	Vidutinė efektinė dozė (mSv)	Krūtinės ląstos rentgenogramų atitikmuo	Periodas, per kurį žmogus gauna tokią pačią apšvitos dozę iš natūralių šaltinių
Galvos KT tyrimas			
Naujagimis	6	200	3 metai
1 metų vaikas	3,7	185	1,8 metų
5 metų vaikas	2	100	1 metai
10 metų vaikas	2,2	110	1,1 metų
> 18 metų asmuo	2	100	1 metai
Krūtinės KT tyrimas			
Naujagimis	1,7	85	10 mėnesių
1 metų vaikas	1,8	90	11 mėnesių
5 metų vaikas	3	150	1,5 metų
10 metų vaikas	3,5	175	1,8 metų
> 18 metų asmuo	7	350	3,5 metų
Pilvo KT tyrimas			

Paciento amžius tyrimo metu	Vidutinė efektinė dozė (mSv)	Krūtinės ląstos rentgenogramų atitikmuo	Periodas, per kurį žmogus gauna tokią pačią apšvitos dozę iš natūralių šaltinių
Naujagimis	5,3	265	2,6 metų
1 metų vaikas	4,2	210	2,1 metų
5 metų vaikas	3,7	185	1,8 metų
10 metų vaikas	3,7	185	1,8 metų
> 18 metų asmuo	7	350	3,5 metų

3.2. Diagnostiniai atskaitos lygiai

Medicininėje spindulinėje diagnostikoje, kitaip negu profesinėje ar gyventojų apšvitoje, netaikomas radiacinės saugos dozių ribojimo principas. Priklausomai nuo procedūros, paciento savybių, būklės sunkumo procedūros parametrai ir trukmė gali labai skirtis, ir apšvita negali būti griežtai apribota [23], tačiau ji turi būti kuo mažesnė. Siekiant įvertinti pacientų gaunamą apšvitą ir jos pagrįstumą, reikia turėti tam tikrus rodiklius. Šiam tikslui įgyvendinti Europos Tarybos direktyvoje 2013/59/Euratomas [33] apibrėžtas diagnostinių atskaitos lygių (toliau – DAL) terminas – tai „medicininės spindulinės diagnostikos ar intervencinės radiologijos veikloje naudojami dozių lygiai arba radiofarmakologinių preparatų atveju – aktyvumo lygiai, nustatyti plačiai naudojamoms įrangos rūšims, naudojamoms standartinio dydžio pacientų ar standartinio dydžio fantomų tipiniams tyrimams“ [33]. DAL gali būti pasitelktas kaip priemonė optimizuojant pacientų apšvitos dozes. DAL nustatyti ir naudoti pediatriinėje spindulinėje diagnostikoje reikia ypatingo dėmesio dėl didesnio vaikų jautrumo jonizuojančiajai spinduliutei, tikėtinos ilgesnės gyvenimo trukmės bei didesnio vaikų fizinių savybių (ūgio, svorio) pasiskirstymo. Europos Komisijos publikacijoje Nr. 185 „European Guidelines on Diagnostic Reference Levels for Paediatric Imaging“ (toliau – PiDRL) apibrėžta Europos DAL lygių nustatymas ir jų vertės pediatriinių pacientų radiologiniams tyrimams [36].

PiDRL publikacijoje siūloma suskaidyti kūdikių grupę iki 1 metų: nuo gimimo iki 3 mėnesių ir nuo 3 mėnesių iki 1 metų. Toliau paliekant nuo

1 metų iki 6 metų grupę bei sustambinant vyresniusius į vyresnių nei 6 metų grupę. Tai siūloma todėl, kad vyresnių nei 6 metų vaikų galvos nebepasižymi tokia didele dydžio ar struktūros variacija ir nėra taip smarkiai priklausomos nuo ūgio ar svorio, kaip, pavyzdžiui, krūtinės sritis. Lietuvoje patvirtintų amžiaus intervalų palyginimas su PiDRL siūlomais DAL pagal vaikų svorį ir amžiaus intervalus pateikiamas 2 lentelėje.

2 lentelė. Svorio ir amžiaus intervalų, naudojamų DAL nustatyti, atitikmuo bei palyginimas su Lietuvoje naudojamais amžiaus intervalais [34], [36]

Vaikų amžiaus grupės	PiDRL rekomenduojami svorio intervalai	PiDRL amžiaus intervalai, atitinkantys amžiaus ir svorio diagramas	Lietuvos DAL amžiaus grupės
Naujagimiai	< 5 kg	< 1 mėnuo	0–1 metai
Kūdikystė ir ankstyvoji vaikystė	5- < 15 kg	1 mėnuo - < 4 metai	1–5 metai
Vaikystė	15- < 30 kg	4 - < 10 metų	5–10 metų
Ankstyvoji paauglystė	30- < 50 kg	10 - < 14 metų	10–15 metų
Vėlyvoji paauglystė	50- < 80 kg	14 - < 18 metų	>15 metų

Nustatant DAL, pirmenybė teikiama tyrimams, kurių metu patirta dozė daro didesnę įtaką vaikų populiacijai. Tai gali būti dažniausiai atliekamos (didžiausią tyrimų dalį sudarančios) procedūros arba retesnės, bet didelę apšvitą lemiančios procedūros. Pagal taikymo apimtį diagnostiniai atskaitos lygiai skirstomi į Europos, nacionalinius ir vietinius.

Europos ir nacionaliniai diagnostiniai atskaitos lygiai nustatomi kaip pacientų dozių pasiskirstymo trečioji kvartilė arba individualių ASPI pacientų dozių medianų trečioji kvartilė [28]. Šiuo metu Europos šalims siūloma išskirti 3 rekomenduojamų diagnostinių atskaitos lygių (DAL) tipus: vietinį, nacionalinį ir Europos.

Vietinis (lokalus) DAL (toliau – vDAL) nustatomas atskirame ASPI centre arba kelių vietinių ligoninių kaip pacientų dozių pasiskirstymo vidurkis. Jis yra skirtas individualiai ligoninei ar ligonių grupei įvertinti savo darbo su KT lygį, pagerinti vaizdinimo optimizaciją su konkrečiais KT

aparatais bei atkreipti dėmesį į nepagrįstai didelės apšvitos atvejus. Vietiniai DAL gali būti koreguojami pasikeitus technologijai ar pagerinus / optimizavus tyrimo protokolus ar tyrimą.

Nacionalinis DAL (toliau – nDAL) yra nustatomas nacionalinės organizacijos (pvz., Sveikatos apsaugos ministerijos), atsižvelgiant į vietinių ASPI nustatytus DAL arba kelių ASPI surinktų reprezentatyvių pacientų dozių pasiskirstymą.

Europos DAL (toliau – EDAL) yra nustatomas Europos Komisijos ir skirtas šalims, neturinčioms nDRL. Lietuvos teisės aktuose nurodyta, kad „asmens sveikatos priežiūros įstaigos, atliekančios rentgenodiagnostines procedūras, turi laikytis rekomenduojamų medicininės apšvitos lygių“ [27], [34]. Šiuo metu diagnostiniai atskaitos lygiai vaikų amžiaus grupei yra nustatyti tik galvos kompiuterinės tomografijos tyrimams, žr. 3 lentelę:

3 lentelė. Vaikų galvos diagnostiniai atskaitos lygiai, atliekant tyrimus kompiuteriniu tomografu [34]

Tyrimas	Amžius, metai	Rekomenduojama dozės ir ilgio sandauga, mGy*cm
Galva	0 - < 1 metai	570
	1 - < 5 metai	630
	5 - < 10 metų	650
	10 - < 15 metų	830

4 lentelė. Galvos KT DAL įvairiose šalyse pagal amžiaus grupes [28, 29]

Šalys \ Amžius	0	1	5	10	15
PiDRL rekomendacija	300	370	505	700	900
Austrija	300	400	600	750	900
Šveicarija	290	390	520	710	920
Vokietija	300	400	500	650	850
Ispanija		250	340	450	650
Suomija		330	370	460	560
Airija		300	600	750	
Olandija	240	300	420	600	
Didžioji Britanija		350	650	860	
Japonija		500	660	850	

Tobulėjant KT aparatūrai, apdorojimo programoms, optimizuojant protokolus, būtina atnaujinti ir diagnostinius atskaitos lygius. Kitų šalių vaikų

galvos diagnostiniai atskaitos lygiai, atliekant galvos KT tyrimus, pateikiami 4 lentelėje, palyginant su PiDRL rekomendacijomis [28, 29].

3.3. Vėžio rizika

Biologiniai jonizuojančiosios spinduliuotės efektai pasireiškia stochastiniais (atsitiktiniais) ir nulemtaisiais reiškiniais. Žalingas poveikis, pasireiškiantis atsitiktiniais reiškiniais: ląstelių mutacijomis (genetinės mutacijos), vėžiniais susirgimais ir nulemtaisiais – ląstelių žūtimi (odos pažeidimai, katarakta ir kt.). Kuo jaunesnis pacientas yra apšvitinamas, tuo daugiau laiko išsivystyti vėžiniam susirgimui, nes JS sukelti vėžiniai susirgimai turi ilgą latentinį periodą tarp JS apšvitos ir ląstelių supiktybėjimo. Šiuos teiginius pagrindžia ir empiriniai duomenys, gauti iš atominių bombų sprogdinimus išgyvenusių Hirošimos ir Nagasakio gyventojų tyrimų [13].

M. Pearce ir kt. studija [18] rodo, kad galvos KT tyrimo metu gauta lygiavertė dozė koreliuoja su padidėjusia leukemijos ar smegenų navikų išsivystymo rizika. Kelių galvos KT tyrimų metu sukaupta dozė (~50–60 mGy) iki trijų kartų padidina šių navikinių susirgimų riziką. Rizikų analizė rodo, kad esant pastoviams KT dozės lygiams, atlikus galvos KT tyrimus 1000 vaikų iki 5-erių metų, atsirastų 1 papildomas vėžinio susirgimo atvejais. Pilvo ar klubų KT tyrimų atveju 1 susirgimo atvejis atsirastų dėl 500 KT tyrimų. J. Mathews ir kt. [19] nustatė, kad 0–19 metų pacientams, kuriems buvo atliktas KT tyrimas, vėžio rizika buvo 24 proc. didesnė, negu žmonėms, nepatyrusiems KT apšvitos. Nustatyta, kad vėžio sergamumo padidėjimas buvo 9,38 atvejais daugiau kaip 100 000 asmenų.

3.4. Medicininės apšvitos mažinimas, tendencijos

Radiacinės saugos centro (toliau – RSC) duomenimis, Lietuvoje atliekamų rentgenodiagnostinių procedūrų skaičius ir kolektyvinė efektinė dozė didėja [3], duomenys pateikiami 5 lentelėje. Nors KT tyrimai sudaro 7,4 proc. atliekamų rentgenologinių tyrimų, tačiau jų metu gaunama apšvita lemia daugiau nei pusę gaunamos Lietuvos gyventojų kolektyvinės efektinės dozės. Svarbu paminėti, kad 2014 metais KT tyrimų skaičius mažėjo (galimai dėl mažėjančio Lietuvos gyventojų skaičiaus), tačiau kolektyvinė dozė tebėra padidėjusi – tyrimai sudėtingėja dėl apšvitos ar naudojant daugiau KT tyrimų skenavimo fazių. Tokia tyrimų skaičiaus ir apšvitos didėjimo tendencija matoma ir pasaulyje [8, 9].

5 lentelė. KT tyrimų ir kolektyvinių efektinių dozių kitimas Lietuvoje [3]

Metai	KT tyrimų dalis	Pokytis (palyginti su praėjusiais metais)	Kolektyvinės dozės dalis	Pokytis (palyginti su praėjusiais metais)
2011	245 tūkst. (7 %)		298 mSv/1000 gyv. (42 %)	
2012	245 tūkst. (7 %)	-	348 mSv/1000 gyv. (47 %)	+50 mSv/1000 gyv. (+5 %)
2013	262,5 tūkst. (7,5 %)	+17,5 tūkst. (+0,5 %)	450 mSv/1000 gyv. (50 %)	+102 mSv/1000 gyv. (+3 %)
2014	262,3 tūkst. (7,4%)	-0,2 tūkst. (-0,1 %)	513 mSv/1000 gyv (54 %)	+ 63 Sv/1000 gyv. (+4 %)
2015	275,3 tūkst. (7,5 %)	+13 tūkst. (+0,1 %)	-	-

Vis daugiau dėmesio skiriama ir vaikų medicininei apšvitai. KT tyrimų, atliekamų vaikams, skaičius vis auga [7], taip pat labai didėja skaičius pacientų, kuriems atliekamas ne vienas KT tyrimas [9], todėl ilgalaikio gautos apšvitos poveikio problema tampa vis aktualesnė [45]. Dėl didesnio vaikų jautrumo JS poveikiui būtina užtikrinti, kad ši dozės didėjimo tendencija būtų valdoma, ir nauda, gaunama iš KT tyrimų, būtų didesnė, nei galima žala dėl patiriamos papildomos apšvitos [46]. Norint optimizuoti gaunamą apšvitą ir sumažinti vėžio riziką, būtina koreguoti skenavimo protokolų parametrus, pritaikant technologinėms naujovėms, ir, atlikus optimizaciją, atnaujinti diagnostinius lygius.

3.5. Apšvitos optimizavimas pagal indikaciją

Akivaizdu, kad net ir kiekybiškai mažos JS dozės daro įtaką navikiniams susirgimams bei padidina mirtingumo nuo vėžio tikimybę. ALARA principo laikymasis, tinkamai paskirtas tyrimas ar procedūra padeda užtikrinti, kad pacientai gaus didesnę naudą dėl tyrimo nei patirs dėl JS žalos. Yra keli metodai užtikrinti, kad pacientas gautų kuo mažesnę dozę. Pirmiausia svarbu užtikrinti, ar KT tyrimas yra reikalingas – gal užtektų tyrimų (ultragarso ar magnetinio rezonanso) be jonizuojančiosios spinduliuotės [43].

Atsižvelgiant į tai, kad KT tyrimų skaičius vis didėja, būtina pagrįsti ir optimizuoti kiekvieną KT tyrimą [16]. Įvertinus vaikų anatominius skirtumus, palyginti su suaugusiais ir to nulemta rentgeno spindulių sugertimi, būtina

pripažinti, kad vaikams reikia specialių KT skenavimo protokolų ir juos būtina optimizuoti. Parinkus optimalų skenavimo protokolą pagal vaikų amžių ir pritaikius konkrečiai klinikinei patologijai vertinti, apšvitą būtų galima sumažinti dešimtimis kartų ir neprarasti diagnostinės informacijos. Kaulinės patologijos diagnozėms nustatyti nebūtina gauti didelę mažo kontrasto objektų (minkštųjų audinių) skyrą, kai reikia identifikuoti kaulinę patologiją. Vienas iš kaulinės patologijos pavyzdžių yra nesindrominė kraniosinostozė, kai reikia vertinti kaukolės siūlių sukaulėjimą, planuoti jų korekcines operacijas ar įvertinti pooperacinį gydymą, diagnozei reikia didelio kontrasto (kaulų) objektų. Vertinant kaukolės siūlių sukaulėjimą, tyrimo metu aktualu kaulo ir oro kontrastas.

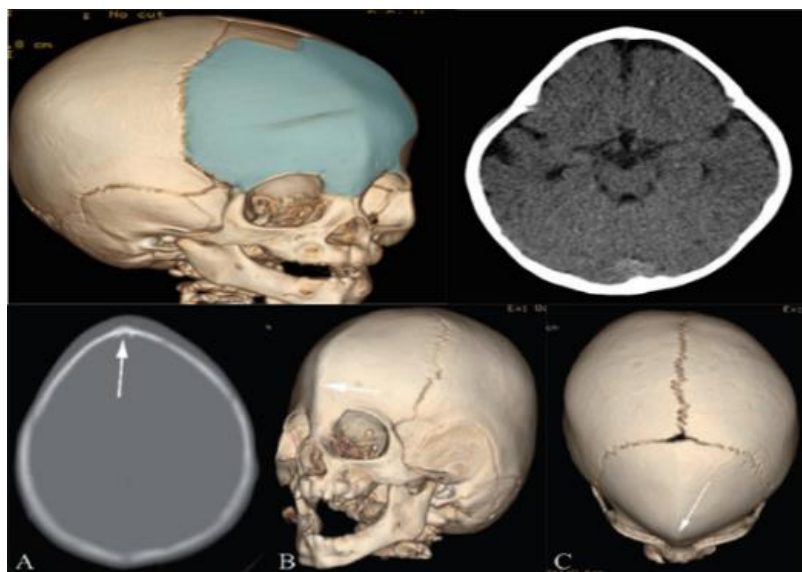
3.6. Vaikų galvos deformacijos

Kraniosinostozė yra priešlaikinis vienos ar kelių kaukolės siūlių sukaulėjimas, lemiantis galvos formą [47]. Sutrikimas pirmą kartą aprašytas 1851 metais vokiečių gydytojo Rudolfo Virchovo (Rudolf Virchow), kuris ne tik pirmasis aprašė kraniosinostozes, bet ir suskirstė jas į tipus [48]. Kraniosinostozė gali būti izoliuota patologija arba viena iš multisisteminio sindromo dalių. Priešlaikinis kaukolės siūlių sukaulėjimas sukelia ne tik estetinių problemų, bet gali būti ir galvos smegenų augimo sutrikimo priežastimi. Laiku nediagnozavus ir nepaskyrus reikiamo gydymo, kraniosinostozės gali lemti sutrikusio intelekto vystymąsi [49]. Kraniosinostozės priklauso retų ligų grupei. Jų dažnumas populiacijoje siekia nuo 1:2000 iki 1:4000 [50, 51]. Normaliai kaukolės vystymasis prasideda 23–26 gestacijos dieną [53]. Proliferacijos, osteogeninės diferenciacijos ir apoptozės procesų sutrikdymas sukelia priešlaikinę kaulinių siūlių osifikaciją ir dėl to išsivysto kaulinė sinostozė [52]. Kraniosinostozė vadinama paprastąja, kai sukaulėja vienintelė siūlė, ir kompleksinė – kai yra kelių siūlių priešlaikinis sukaulėjimas. Kraniosinostozė gali pasireikšti kaip izoliuota patologija (vadinama nesindromine) arba būti viena iš multisisteminio sindromo dalių, kai yra paveldimų genetinių ir chromosominių ligų (vadinama sindromine). Sindrominė patologija būna 15–20 proc. atvejų, nesindrominė – 80–85 Proc.. Kraniosinostozės taip pat skirstomos pagal pažeistos kaukolės siūlės lokalizaciją. Kaukolės deformacija ir priešlaikinio kaulėjimo paveikta siūlė nulemia kraniosinostozių pavadinimą, žr. 6 lentelę):

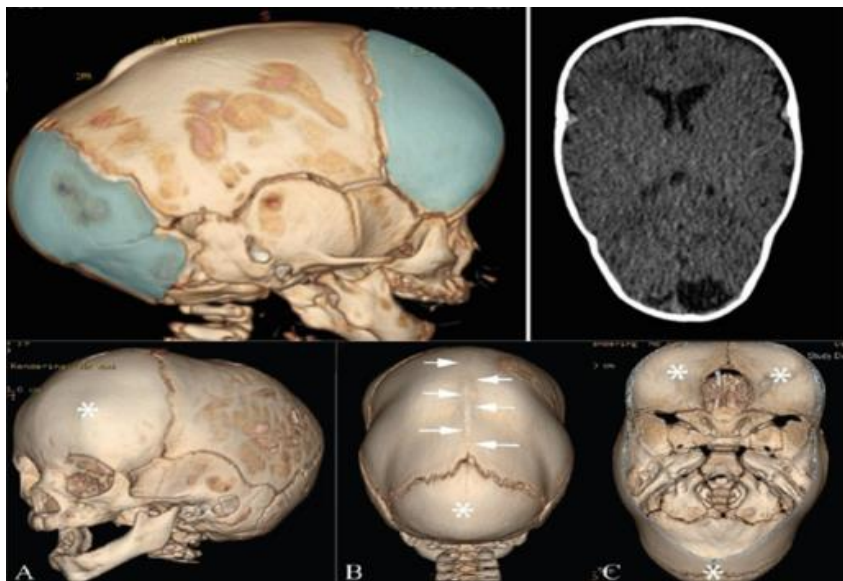
6 lentelė. Kraniosinostozijų klasifikacija pagal siūles [55]

Deformacija	Pažeistos kaukolės siūlės
Skafocefalija	Sagitalinė
Brachicefalija	Abi koronarinės
Priekinė plagiocefalija	Viena koronarinė
Turicefalija	Abi lateralinės lambdinės
Užpakalinė plagiocefalija	Viena lateralinė lambdinė
Trigonocefalija	Metopinė
Oksicefalija	Sagitalinė ir koronarinė
Klyblatšadelio (Kleeblattschädel) kaukolės deformacijos sindromas	Sagitalinė, koronarinė, lambdinė

Tarptautinė radiologinės saugos komisija (toliau – ICRP) rekomenduoja atlikti galvos KT tyrimus kaulinei patologijai vertinti, kai yra įgimtos galvos ir stuburo ligos, taip pat esant kaukolių deformacijoms ir planuojant jų chirurginį gydymą [43]. Atlikus galvos KT tyrimus, galima gauti trimates rekonstrukcijas (toliau – 3D) anatominių vaizdų, todėl gerokai sumažėja pasirengimo virtualioms kaukolių remodeliacijoms ar stereolitografiniams planavimams laikas [62–64, 67–68]. Kompiuterinės tomografijos (KT) tyrimas tebėra pagrindinis tyrimas planuojant kaulinės deformacijos chirurginį gydymą. Nesindrominių kraniosinostozijų KT vaizdai pateikiami 1 pav. ir 2 pav.

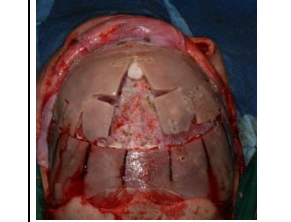


1 pav. Trigonocefalijos KT vaizdai (pagal Craniosynostosis: imaging review and primer on computed tomography) [60]



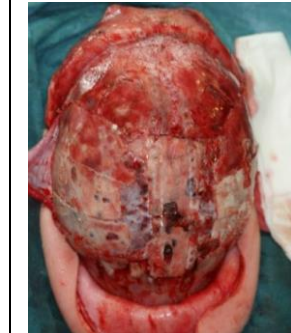
2 pav. Skafocefalijos KT vaizdai (pagal Craniosynostosis: imaging review and primer on computed tomography) [60]

Operaciją tikslinga atlikti vaikams nuo 3 iki 9 mėnesių amžiaus, nes šiuo periodu vaiko kaukolė dar gana lanksti ir ją lengva modeliuoti [64]. Vaiko galvos smegenys labai greitai auga pirmais antrais jo gyvenimo metais, todėl svarbu, kad kaukolės kaulai nebūtų suaugę. Atidėjus chirurginę intervenciją po 9–12 mėnesių amžiaus, galimas deformacijos progresavimas, pasireiškiantis netaisyklingu veido augimu, apatinio ir viršutinio žandikaulių asimetrija. Sinostozės trukdo galvos smegenims ir kaukolei normaliai augti. Pagrindinės nesindrominių kraniosinostozių chirurginio gydymo indikacijos yra ne tik kosmetiniai defektai, bet ir intrakranijinė hipertenzija ir optinio nervo atrofija bei funkcinė negalia [65]. Dažniausiai atliekamos operacijos: kaukolės skliauto remodeliavimas ir minimaliai invazyvi endoskopinė operacija. Operacijos svarbiausias uždavinys yra atkurti normalią kaukolės formą ir normalizuoti intrakranijinį spaudimą, siekiant užtikrinti normalų vaiko galvos smegenų vystymąsi. Kaukolės skliauto kaulus galima padalyti į keletą dalių, taip suformuoti normalią kaukolės formą. Trigonocfalijos, kai per anksti sukaulėjusi metopinė siūlė, remodeliavimas ir operacija pateikiama 3 pav.

		
A. Trigonocefalijos korekcijos operacija. Matoma visiškai užsidariusi metopinė siūlė, funkcionuojančios vainikinė ir sagitalinė siūlės	B. Trigonocefalijos korekcijos operacija. Performuotas frontoorbitalinis lankas, kaktikaulio segmentai laikinai grąžinti į seną poziciją. Matoma, koks yra permodeliuoto frontoorbitalinio lanko pokytis, palyginti su buvusiu padėtimi	C. Trigonocefalijos korekcijos operacija. Performuotas frontoorbitalinis lankas ir kaktikaulio bei momenkaulio segmentai

3 pav. Trigonocefalijos kaulų remodeliavimas operacijos metu (pagal Diagnosis and treatment of craniosynostosis: Vilnius team experience) [66]

Naudojami įvairūs kaulų permodeliavimo metodai, atsižvelgiant į galvos kaulų deformaciją ir pacientų amžių. Skafocefalijos, kai sukaulėjusi sagitalinė siūlė, vienas iš remodeliacijos būdų ir operacija pateikiama 4 pav.

		
A. Skafocefalijos atvejis. Sagitalinės siūlės vietoje matomi kaulo defektai, prasišviečia stėlinis antsis	B. Momenkaulių centrinis segmentas, sagitalinės siūlės vietoje matomi kaulo defektai	C. Tas pats atvejis po kaulų remodeliavimo

4 pav. Skafocefalijos kaulų remodeliavimas operacijos metu (pagal Diagnosis and treatment of craniosynostosis: Vilnius team experience) [66]

Anksti atlikus chirurginę operaciją nesindrominių kraniosinostozų atvejais, pooperaciniai rezultatai yra geri ir pakartotinės operacijos tikimybė minimali. Tačiau KT tyrimas turi būti skiriamas tik esant aiškioms indikacijoms, dėl kenksmingos jonizuojančiosios spinduliuotės, kuriai ypač jautrūs maži vaikai.

3.7. Kompiuterinė tomografija

Kompiuterinės tomografijos prieinamumas, tobulėjant technikai ir daugėjant aparatų, vis didėja. KT tyrimų neigiamas poveikis dėl JS arba nutylimas, arba ypač pabrėžiamas [11]. Kadangi stochastinių (atsitiktinių) jonizuojančiosios spinduliuotės poveikio efektų tikimybė neturi slenkstinės vertės, įvertinti vėžio atsiradimo riziką dėl rentgenodiagnostinių procedūrų poveikio yra gana sunku. KT tyrimai dažnai apibūdinami kaip turintys kenksmingą poveikį organizmui, tačiau šis požiūris nenusveria tyrimo diagnostinės naudos. Įvairiuose šaltiniuose akcentuojamas optimizavimo principo taikymas – „atskirų asmenų ar visos visuomenės visokia apšvita turi būti tokia maža, kokią įmanoma pasiekti atsižvelgiant į ekonominius ir socialinius faktorius“ [39].

3.7.1. Veikimo principas

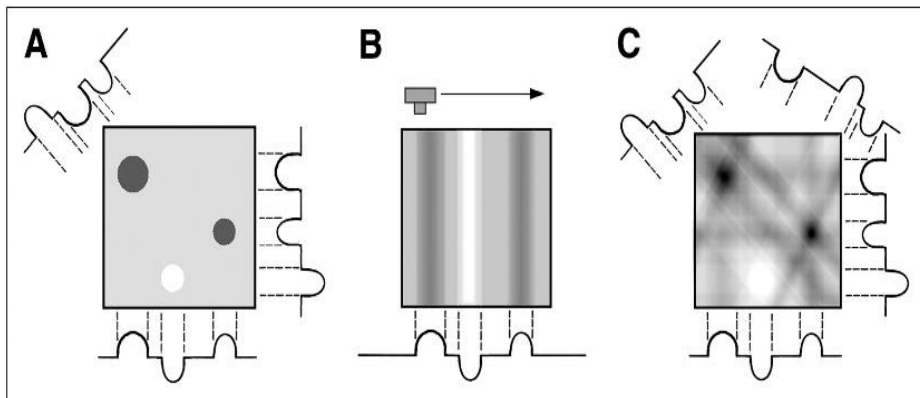
KT metodikos pradžia yra 1972 metai, kai A. M. Cormackas ir G. Hounsfieldas (nepriklausomai vienas nuo kito) sukūrė šios technologijos pradmenis. Pirmųjų vienasluoksnių (angl. *single slice computed tomography*, SSCT) kompiuterinių tomografų gauti vaizdai būdavo grubūs, vieno pjūvio skenavimas trukdavo kelias minutes, buvo įvairių apribojimų tiriamosioms kūno sritims [42]. Naujausios kartos KT aparatų jutiklių sistema sudaro uždara ratą ir yra stacionari, o registravimas atliekamas vėduoklės tipo pluoštelio, apimančio visą skenuojamąjį objektą. Nors jutikliai su vamzdžiu vis dar susieti mechaniškai, šios sistemos judėjimas tampa tolygesnis. Metodikos vystymosi pradžioje daugiau dėmesio buvo skiriama skenavimo trukmei mažinti, vaizdo kokybei gerinti, o dėl JS poveikio pacientui nebuvo baiminamasi. Tobulėjant technologijai (nauji inžineriniai sprendiniai, duomenų apdorojimo algoritmai), KT tapo daugelio indikacijų „aukso standartu“. Sparčiai ėmė daugėti KT tyrimų, todėl imta skirti daugiau dėmesio pacientų gaunamoms individualioms ir kolektyvinėms dozėms [41].

Pagrindinės KT sistemos sudedamosios dalys – rentgeno spindulių šaltinis, detektoriai, pacientą pozicionuojantis stalas, duomenų apdorojimo

sistemos. Rentgeno vamzdis ir detektoriai yra sumontuojami į žiedo pavidalo rėmą, vadinama gentriu.

Rentgeno vamzdžiui judant aplink tiriamąjį objektą, detektoriuose yra surenkama informacija apie rentgeno spindulių sugertį jame.

Tomografinio vaizdo formavimo būdas pagrįstas rentgeno spindulių slopinimo matavimu perėjus tiriamąjį objektą skirtingais kampais (5 pav.). Gauti duomenys yra pateikiami sinograma, kurioje kiekviena eilė parodo detektoriaus matavimus iš vieno lauko.



5 pav. Teorinis KT vaizdo gavimo principas. (A) Pavaizduoti trys objektai su skirtingomis slopinimo vertėmis. (B) Kiekvienam vaizdui slopinimo vertė yra tiesiog padalyta išilgai spindulio trajektorijos. Vaizdas yra sudaromas sudedant atgalinio projektavimo vaizdus skirtingais kampais. (C) Pasirinkti keturi stebėjimo laukai yra sumuojami, gaunama sinograma. Nuoroda

https://smj.journals.ekb.eg/article_57214_185572b029e18bce5179f3c109c413c9.pdf

Sinograma yra labai svarbi atkuriant kiekvieną tomografijos tašką. Nors šis metodas yra efektyvus, rekonstruoti vaizdai yra gana išplaukę, matoma sinusoidės struktūra. Rekonstrukcijai yra naudojamas kiekvienas spindulys, esantis dominančioje srityje. Radiologinis skaitmeninis vaizdas sudaromas iš atskirų taškų (vaizdo elementų), vadinamų pikseliais. Kiekvieno vaizdo pikselio silpimo koeficientas yra nustatomas vidurkinant visų pikselių kertančių spindulių silpimo vertes. Šis metodas vadinamas paprastuoju atvirkštiniu projektavimu (angl. *back projection*). Pradiniai neapdoroti duomenys (angl. *raw data*) perverčiami į informatyvų vaizdą kompiuteriniais algoritmais.

Vaizdo elemento (pikselio) šviesumas priklauso nuo spindulių slopinimo. Kuo mažesnis slopinimas, tuo elementas bus šviesesnis.

Kiekvienas pikselis yra nusakomas padėtimi ir skaitine verte. KT vaizdo pikselio vertė yra KT skaičius, dar vadinamais Hounsfieldo tankio vienetais (HU – Hounsfield units ar HV – Hounsfieldo vienetai) nuo -1000 iki +1000, čia atskaitos taškas yra vanduo (nulis), žemiausią tankį skalėje turi oras, o didžiausią – kaulas.

Riebalai skalėje yra apie – 100 HV, vandens tankis 0 HV. Skysčių sudėtis gali skirtis, pvz., cistos turinio – 9 HV, pūlingas skystis iki 20 HV. Minkštieji audiniai nuo 40 iki 60 HV, kraujas +40- + 60 HV, kaulai nuo + 300 iki + 1000 HV, metaliniai daiktai iki + 3000 HV. Šie tankiai konvertuojami į taškus televizijos ekrane, kurių šviesumas ir tamsumas priklauso nuo tiriamojo objekto tankio ir atspindi anatominę struktūrą. Tankesni audiniai – kaulai būna balti, oras – matomas juodos spalvos. Pagrindinis kompiuterinės tomografijos pranašumas yra jautrumas ir didelė skiriamoji geba, dėl kurios galima išskirti skirtingus audinius ir tiksliai išmatuoti rentgeno spindulių sugertį [21].

3.7.2. JS dozę kompiuterinėje tomografijoje apibūdinantys parametrai

Jonizuojančiosios spinduliuotės naudojimas duoda ne tik diagnostikos naudą, bet ir padidina vėžio riziką. Skenavimo protokolo optimizavimas prasideda nuo tinkamo skenavimo parametrų įvertinimo ir jų įtakos gaunamai dozei. Būtina suprasti skenavimo parametrus, pagal kuriuos bus vertinama paciento apšvita, gauta tyrimo metu. Nuo rentgeno vamzdžio įtampos priklauso išspinduliuotų spindulių energija, o nuo jos dėl selektyvios tiriamojo objekto sugerties priklausys ir gaunamo vaizdo kokybė. Kuo didesnė įtampa, tuo kontrastas blogesnis. Rentgeno spindulių vamzdžio srovė (mA) ir švietimo laikas (s) dažniausiai vertinami ne atskirai, o kaip sandauga (mAs), nusakanti išspinduliuotų fotonų skaičių per tyrimo laiką. Kuo didesnė srovės stiprio ir laiko sandauga, tuo rentgeno spinduliuotė intensyvesnė ir generuojama daugiau rentgeno spinduliuotės fotonų. Paciento gauta apšvitos dozė tiesiogiai proporcinga srovės stiprio ir laiko sandaugai.

Skenavimo žingsnis (angl. *pitch*) – stalo poslinkio per vieną apsisukimą ir rentgeno spindulio pluoštelio storio (kolimacijos) santykis. Jei šis dydis didesnis už vienetą, apšvitinamas ne visas tiriamojo objekto tūris, vaizdo kokybė bus blogesnė dėl duomenų interpoliavimo, bet paciento dozė bus mažesnė, nes fotonai pasiskirsto didesniame plote. Jei lygus vienetui – objektas apšvitinamas tolygiai, nes pjūviai ribojasi, ir paciento dozė, kaip ir vaizdo kokybė, lygi santykinai lygiam betarpiam skenavimui. Jei skenavimo žingsnis mažesnis už vienetą – pjūviai persidengia, nes fotonai pasiskirsto mažesniame plote, todėl

kai kurios dalys apšvitinamos daugiau nei kartą, apšvita bus didesnė. Žingsnis yra atvirkščiai proporcingas paciento dozei. Kuo didesnis žingsnis, tuo mažesnė paciento dozė, tačiau blogėja ir gaunamo vaizdo kokybė.

Kompiuterinės tomografijos dozės indeksas (toliau – CTDI) yra standartinis KT spinduliuotės išeigos matas. Skiriami keli kompiuterinės tomografijos dozės indeksai: svorinis dozės indeksas toliau – CTDIweight) ir tūrinis dozės indeksas (toliau – CTDIvol). Svorinis CTDIweight apskaičiuojamas įvertinus fantomo centre ir pakraščiuose išmatuotas dozes. Svorinis CTDIweight turi prasmę tik tada, jei skenavimo žingsnis yra lygus vienetui. Kitais atvejais naudojamas tūrinio CTDIvol parametras, gaunamas svorinį CTDIweight padalijus iš skenavimo žingsnio (*pitch*). CTDIvol vieno pjūvio apšvitos matas.

CTDI yra KT spinduliuotės išeigos matas, o dozės ir ilgio sandauga (toliau – DLP, angl. *Dose-length product*) nusako, kiek JS energijos buvo perduota fantomui. Rodoma DLP vertė priklauso nuo to, kokį galvos (16 cm) ar kūno (32 cm) fantomą KT aparatas pasirinko, skaičiuodamas CTDIvol vertę. Koks fantomas bus naudojamas atliekant KT procedūras, priklauso nuo tiriamos paciento kūno vietos. Tai ypač aktualu vaikams, kai rodomos DLP vertės, pagal kokį fantomą galvos ar kūno KT aparatas parinko skaičiuodamas CTDIvol. DLP susijęs tik su KT aparato spinduliuotės išeiga ir neįvertina paciento dydžio. Jei pacientas yra standartinio dydžio (atitinka standartinio dydžio galvos arba kūno fantomą), rodoma DLP vertė atitinka gautą apšvitą. Vertinant vaikų gautą apšvitą, reikia atsižvelgti į tai, kad vaikai dažnai būna mažesni už standartinio dydžio fantomus, todėl realiai patiriama apšvita gali būti 2–3 kartus didesnė, nei KT aparatas apskaičiuoja [22, 24].

KT tyrimo dozių protokolais, kuriame užfiksuota tūrinis CTDIvol ir DLP po pacientui atliktos procedūros, pateikiamas 6 pav.

Ward:							
Physician:							
Operator:							
Total mAs 1182		Total DLP 151.02 mGycm					
	Scan	kV	mAs / ref.	CTDIvol mGy	DLP mGycm	TI s	cSL mm
Patient Position H-SP							
Topogram	1	120				4.2	0.6
Thorax	2	120	51 / 100	3.96(a)	151.02	0.5	0.6

6 pav. Paciento KT tyrimo dozių protokolas (angl. *CT dose report*) pavyzdys

Efektinė dozė (E) – dydis, įvertinantis bendrąją riziką nuo sugertos jonizuojančiosios spinduliuotės, apšvitintus organus ir jų rizikos veiksnius. E apskaičiuojama pritaikius konkrečiai nuskenuotai kūno sričiai organų jautrumo koeficientą k :

$$E = DLP \times k,$$

čia: E – efektinė dozė (mSv), DLP – dozės ir ilgio sandauga (mGy*cm), k – organų jautrumo koeficientas kūno sritims, pateikta 7 lentelėje.

7 lentelė. Jautrumo koeficientas k (mSv/(mGy*cm) įvairioms kūno sritims ir amžiaus grupėms (pagal Shrimpton, 2003) [25]

Kūno sritis	Naujagimis	1 metų	5 metų	10 metų	Suaugęs
Galva ir kaklas	0,013	0,0085	0,0057	0,0042	0,0031
Galva	0,011	0,0067	0,0040	0,0032	0,0021
Kaklas	0,017	0,012	0,011	0,0079	0,0059
Krūtinė	0,039	0,026	0,018	0,013	0,014
Pilvas ir klubai	0,049	0,030	0,020	0,015	0,015
Liemuo	0,044	0,028	0,019	0,014	0,015

Apibendrinus KT tyrimo protokolo skenavimo parametrus, matoma jų įtaka gaunamai paciento dozei, ji pateikiama 8 lentelėje.

8 lentelė. KT tyrimų parametrų ir tyrimo metu gautos apšvitos (dozės) ryšys

Parametras	Sąsaja su doze	Vienetai
Rentgeno spindulių vamzdžio įtampa	Tiesiogiai proporcinga įtampos pokyčio kvadratai	kV
Rentgeno spindulių vamzdžio srovės ir laiko sandauga	Tiesiogiai proporcinga	mAs
Skenavimo žingsnis	Atvirkščiai proporcinga	-
Svorinis (CTDIweight)	Tiesiogiai proporcinga	mGy
Tūrinis (CTDIvol)	Tiesiogiai proporcinga	mGy
Dozės ir ilgio sandauga (DLP)	Tiesiogiai proporcinga	mGy*cm
Efektinė dozė (E)	Atitinka paciento gautą dozę	mSv

3.8. Vaizdo kokybės priklausomybė nuo apšvitos dozės

Atliekant radiologinius tyrimus, būtina gauti pakankamą vaizdo kokybę, tinkamą diagnostikai atlikti, tačiau privalu laikytis ir ALARA principo, kad pacientas patirtų kuo mažesnę apšvitą. Sumažinti tyrimo parametrai nebūtinai reiškia prastą tyrimo kokybę, tačiau, atlikus tyrimą su blogai parinktais parametrais, gali tekti jį kartoti, tad balansavimas tarp dozės ir gauto vaizdo visada išlieka. Vaizdo kokybės ir dozės ryšys nėra vienareikšmiškas, jam įvertinti būtina suprasti techninių parametrų įtaką dozei bei įvertinti vaizdo kokybės parametrus ir jų ryšį su diagnostine vaizdo verte.

3.8.1. Techninių parametrų mažinimo principai

Dozės optimizavimas. Atliekant dozės mažinimo procedūras visą laiką balansuojama tarp dozės ir vaizdo kokybės. Techniniai parametrai, kurie pirmiausia turėtų būti peržiūrimi ir koreguojami: vamzdžio įtampa ir vamzdžio srovė. Rentgeno vamzdžio įtampa nusako emituojamų rentgeno spindulių energiją ir yra susijusi su vaizdo kontrastu. Didelė vertė – skvarbesnė spinduliuotė, didesnė gaunama dozė, mažesnis triukšmo lygis vaizde, t. y. didesnis SNR santykis (angl. *signal to noise ratio*, toliau – SNR) Maža vertė – didelis kontrastas, mažesnė dozė, mažesnis SNR. Sumažinus įtampą, mažėja rentgeno spindulių energija, kartu ir apšvita, tačiau priklausomai nuo tiriamojo kūno masės gali blogėti vaizdų kokybę, padidėti vaizdo triukšmo lygis. Rentgeno vamzdžio srovės stipris nusako rentgeno spindulių pluošto intensyvumą. Paciento gauta dozė tiesiogiai proporcinga rentgeno vamzdžio srovės stipriui (mA) ir pjūvio skenavimo laiko (s) sandaugai. Mažės mAs – mažės dozė. Mažinant mAs didėja vaizdo triukšmas. Tai turės didelę įtaką kontrastui, tačiau neturės įtakos erdvinei skiriamajai gebai, kol smulkiųjų struktūrų kontrasto lygis bus 2–3 kartus didesnis už triukšmo lygį. Atsižvelgiant į kiekvieno paciento apimtį galima gerokai sumažinti apšvitą, sumažinus vamzdžio srovės stiprį, tačiau, mažinant rentgeno vamzdžio srovės stiprį, didėja vaizdo triukšmas. Mažinant šiuos parametrus, atitinkamai mažėtų dozė, tačiau prastėtų ir vaizdo kokybė.

Pirmas optimizacijos žingsnis – vamzdžio srovės moduliacijos (angl. *tube current modulation*, toliau – TCM) naudojimas. Pagal atliktą topogramą KT aparatas nustato mažesnės sugerties koeficiento sritis (pavyzdžiui, plaučiai ir juose esantis oras) ir automatiškai mažina vamzdžio srovės stiprį vertę. Analogiškai, kai skenuojamoji sritis yra tankesnė (daug kaulų), srovės stipris yra padidinamas. Tokiu atveju, norint gauti patenkinamą vaizdo

kokybę, sumažinamas nereikalingas kitų kūno sričių apšvitinimas. Teigiama, kad, naudojant TCM su jau optimizuotais protokolais, suaugusiųjų apšvita gali sumažėti iki 20 proc., o vaikų 2–10 proc. Siekiant kuo mažiau apšvitinti jautrius organus, srovės stipris turi būti moduluojamas visomis (x, y ir z) ašimis, stipriai sumažinant srovę, kai į skenavimo lauką patenka tokie organai kaip skydliaukė, krūtys liaukos, akies lęšiukas. Pagrindinis iššūkis, su kuriuo susiduriama naudojant TCM vaikams, – netinkamas atraminio vaizdo srovės stiprio vertės parinkimas, dažnai paremtas ne diagnostiniu poreikiu, o palikta ankstesnių tyrimų verte ar gamintojo nustatymais [46]. Ar labai aukšta diagnostinė vaizdo kokybė atsveria didesnę apšvitą – tai būtina įvertinti prieš nustatant tyrimo protokolo parametrus.

Vien tik vamzdžio srovės mažinimas ar vaizdo kokybės optimizavimas negarantuoja mažiausios gautos dozės. Svarbu tinkamai pacientą paruošti, ypač pediatrijoje, – pacientas turi būti ramus tyrimo metu, paguldytas kuo tiksliau centre – naudojant TCM, net nedidelis netikslumas gali lemti netinkamą moduliaciją ir prastesnę kokybę. Trumpiems skenavimo atstumams rekomenduojama naudoti ašinį skenavimą, ilgesniems – spiralinį. Platesnis skenavimo spindulys sumažina reikalingų apsisukimų skaičių ir nuo persiklojimų sukeltą dozę, tačiau netinka trumpiems atstumams. Vaikams taikomuose tyrimuose kartais rekomenduojama sumažinti ir vamzdžio įtampą [103,104]. Didelė apšvita tyrimo metu ir gera vaizdo kokybė yra priežastis tikrinti, ar įmanoma sumažinti vamzdžio srovę ir neprarasti diagnostinės vertės. Jei vaizdo kokybė yra labai gera ar mažas triukšmo lygis, nedidelis srovės pokytis (5–1 %) nedaro įtakos vaizdo diagnostinei vertei.

3.8.2. Vaizdo kokybės vertinimo parametrai

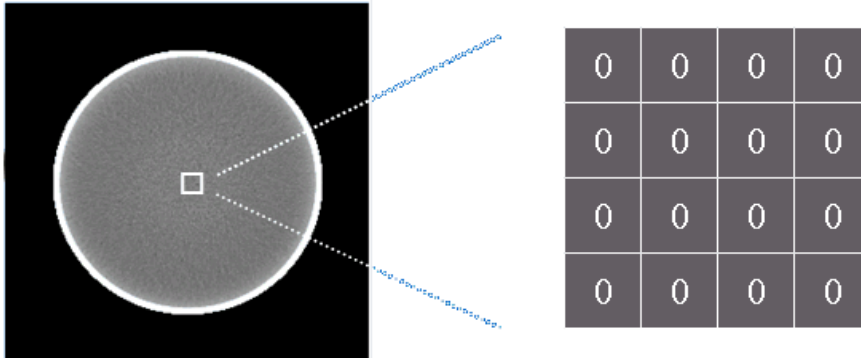
Diagnostinę vaizdų kokybę gan sunku kvantifikuoti, tačiau yra pagrindiniai objektyvūs KT kokybės parametrai, pagal kuriuos atliekami vertinimai: kontrasto ir triukšmo santykis (angl. *contrast to noise ratio*, toliau – CNR), signalo ir triukšmo santykis (angl. *signal to noise ratio*, toliau – SNR), erdvinė skyra (angl. *spatial resolution*) ir triukšmas (angl. *noise*).

Kontrasto ir triukšmo santykis (CNR) nusako vaizdo kokybę, galimybę atskirti šalia esančius audinius neatsižvelgiant į jų dydį ir formą. Kontrastas yra KT skaičiaus (HU) skirtumas tarp objekto ir jį supančio audinio. Atliekant KT tyrimą, labai svarbią reikšmę turi mažo kontrasto diferenciacija, ypač minkštųjų audinių.

Signalas ir triukšmo santykis (SNR) – vaizdų apdorojimo procesuose nusako pikselių vidutinės vertės santykį su pikselių vertės standartiniu nuokrypiu nagrinėjamame plote.

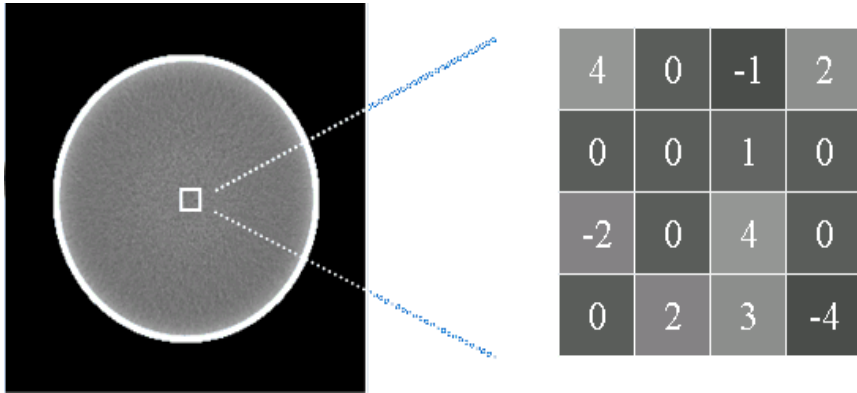
Erdvinė skyra – pavaizdavimo sistemos gebėjimas pavaizduoti dvi smulkias ir greta viena kitos esančias struktūras kaip atskirus objektus. Nusakoma kaip didžiausias skaičius tiesių su tarpais porų, kurias galima įžiūrėti (lp/cm).

Triukšmas – svarbus vaizdo kokybės parametras. KT vaizdo triukšmas yra „kvantinio triukšmo“ forma, aptinkama visų rūšių vaizduose, suformuotuose rentgeno ar gama fotonais. Triukšmas, kuris yra matomas, iš tikrųjų yra natūralus atsitiktinis fotonų pasiskirstymas vaizdo srityje. KT vaizdo triukšmas lemia tikrojo KT skaičiaus vertės variacijas įvairiems pikseliams. Tiriamosios srities vaizdo triukšmą (angl. *region of interest*, toliau – ROI) rodo standartinis pikselių verčių nuokrypis. Vandens fantome pažymėtą ROI sudaro tik viena medžiaga – vanduo. Teorinė vandens KT skaičiaus vertė yra lygi nuliui (0) Hounsfieldo vienetų (HU). Tai yra teorinio idealaus vaizdo be triukšmo visų pikselių vertė. Šios srities HU vertės turėtų išlikti pastovios, žr. 7 pav.:



7 pav. Cilindrinio vandens (homogeninio) fantomo KT vaizdas. KT skaičių vidurkis lygus 0

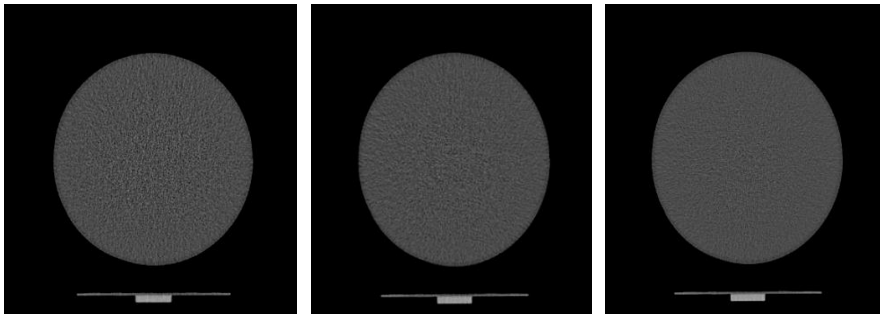
Tačiau homogeninio vandens fantomo pikselių vertės skiriasi, žr. 8 pav.



8 pav. Homogeninis vandens fantomas. KT skaičių vidurkis lygus 0, tačiau minimali vertė lygi -4, maksimali vertė + 4

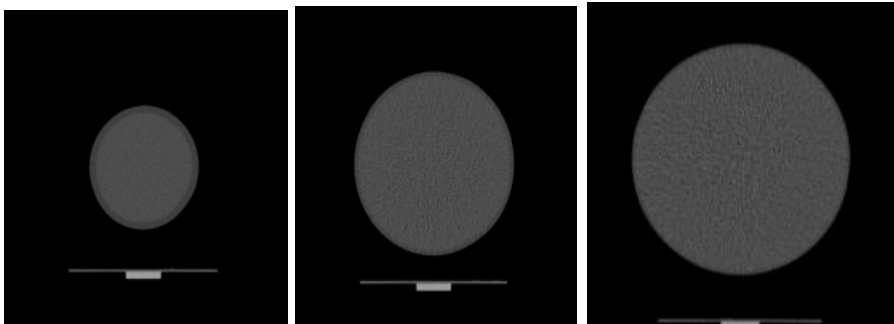
Vaizdo triukšmas lemia tikrojo KT skaičiaus vertės variacijas įvairiems pikseliams. Pikselių skaičių priklausomybė nuo KT skaičių yra vadinama normaliuoju skirstiniu. Standartiniu nuokrypiu (SD) išmatuojamas verčių išsibartymas.

Kuo didesnis KT skaičiaus verčių pasiskirstymas, tuo didesnis triukšmas. Triukšmas vaizduose taip pat priklauso nuo pjūvio storio (mm), rentgeno vamzdžio srovės (mA), laiko, per kurį bus surinkti duomenys iš pjūvio (s), objekto dydžio, rentgeno vamzdžio įtampos (kV), filtracijos ir rekonstrukcijai parinkto filtro (Kernel). Cilindrinio vandens fantomo KT vaizdai su išmatuotu SD esant skirtingiems mAs pateikti 9 pav.



9 pav. Triukšmas vaizduose to paties dydžio objekto esant skirtingiems skenavimo parametrams: 17 mAs (SD = 89,6), 20 mAs (SD = 72,2), 50 mAs (SD = 45,9)

Skirtingo dydžio vandens fantomas, skenuotas vienodais KT parametrais; vaizdai pateikti 10 pav.



10 pav. Triukšmas vaizduose kinta esant skirtingiems objekto dydžiams skenuojant tais pačiais KT parametrais: SD = 21,39, SD = 43,85, SD = 86,2

KT metu gautuose vaizduose atsirandantis triukšmas yra trejopos prigimties: kvantinis, sisteminis ir dėl vaizdo atkūrimo algoritmų. Kvantinis triukšmas duoda didžiausią indėlį ir yra atvirkščiai proporcingas sugertosios dozės jutiklyje šakniai, kuri savo ruožtu priklauso nuo rentgeno vamzdžio išeigos, filtravimo, paciento sugerties ir jutiklio naudingumo. Sisteminis triukšmas atsiranda dėl KT aparato elementų apribojimų – išsklaidytosios spinduliuotės, šiluminio triukšmo jutiklyje ir pan. Triukšmas dėl vaizdo apdorojimo algoritmų atsiranda, kai, norint išgauti didelę skyrą, išryškinami tam tikri signalai. Triukšmą galima vertinti kaip tolygaus objekto vaizde atrandančius skirtingų verčių pikselius. Standartinis šių verčių nuokrypis naudojamas triukšmo lygiui vertinti, tačiau nėra pagrindinis vaizdo kokybės matas. Priklausomai nuo apdorojimo algoritmo to paties standartinio nuokrypio triukšmas galutiniame vaizde gali atrodyti skirtingai ir net išgauti skirtingą diagnostinę kokybę. Kuo didesnis triukšmo lygis, tuo sunkiau išskirti svarbias struktūras, tačiau gera vaizdo kokybė leidžia manyti, kad pacientas patyrė didelę apšvitą. Todėl labai svarbu pasiekti geros vaizdo kokybės ir galimos didelės apšvitos pusiausvyrą.

3.8.3. Triukšmo modeliavimo metodai

Mažų dozių skenavimo simuliacija yra naudinga technika, kai reikia optimizuoti KT protokolus. Naudojant įvairius metodus, galima įvertinti mažiausią dozę įvairiems diagnostiniams vertinimams, kai vis dar yra pakankamai diagnostinės informacijos patikimai diagnozei nustatyti. Modeliuoti skenavimai gali būti naudojami optimizuojant naujus ar dabar naudojamus rekonstrukcijos algoritmus, kurie gali sumažinti triukšmą panašių mažų dozių skenavimų vaizduose. Pastaraisiais metais [106–114] yra

naudojama daugybė skirtingų triukšmo modeliavimo būdų ir metodų, bet juos galima suskirstyti į dvi pagrindines sritis:

- Vaizdo triukšmo pridėjimas esamoje vaizdo vietoje.
- Įvairių tipų triukšmo įtraukimas į pradinis „žalius“ duomenis.

Pastarojo metodonaudojimo būdai yra įvairūs ir šiuo metu kai kurie pagrindiniai kompiuterinės tomografijos skaitytuvų gamintojai teikia papildomą programinę įrangą arba triukšmo modeliavimo priemones, skirtas specialiai mokslinių tyrimų tikslams. Viename iš 2010 metų straipsnių rašoma, kad naudojant šį metodą buvo sukurtas mažų dozių simulatorius, kuris parodė gerą tikrojo mažų dozių skenavimo ir modeliuoto mažų dozių skenavimo atitiktį [109]. Kitame 2010 metų straipsnyje, naudojant kitą simuliacinę programą, sukurtą naudojant neapdorotų duomenų modeliavimo techniką, padaryta išvada, kad įmanoma modeliuoti diagnostikai tinkamus vaizdus, sumažinant mA vertes iki 100 kartų. Svarbiausia, kad turint gerą atskaitos tašką – vaizdus, užregistruotus naudojant dideles mAs vertes, neturėtų kilti sunkumų imituojant vaizdus esant labai mažiems tyrimo parametrams – 20 ar 12 mA [110]. Tokios triukšmo modeliavimo priemonės ir metodai yra tikrai naudingi ir teikia galimybę patikimai triukšmą perteikti simuliaciniuose vaizduose. Tačiau naudoti šį metodą įmanoma tik tada, kai tyrėjai turi prieigą prie neapdorotų perdavimo profilio duomenų. Juos gali būti sunku pasiekti ne tik todėl, kad kai kurie kompiuterinės tomografijos aparatų gamintojai visiškai neleidžia naudotis tokia informacija, bet ir dėl to, kad kai kurie KT aparatai neleidžia eksportuoti neapdorotų duomenų failų ir tik paskutiniai 30–60 skenavimų yra saugomi KT aparato atmintyje. Kai nėra galimybės prieiti prie neapdorotų KT skenavimo duomenų ar jų gauti, yra dvi pagrindinės triukšmo modeliavimo galimybės naudojant turimus įprastus KT vaizdų duomenis. Tai yra virtualus dirbtinio triukšmo sinogramų generavimo metodas ir fantomais pagrįstas triukšmo modeliavimo metodas. Abu šie metodai yra panašūs, nes galutinis modeliavimo produktas yra sukuriamas dirbtinis triukšmo vaizdas, pridamas prie pirminio KT vaizdo, kad būtų gautas galutinis simuliuotas vaizdas, atitinkantis mažesne doze ir aukštesniu triukšmo lygiu skenuotą vaizdą. Šių metodų skirtumas – dirbtinio triukšmo modeliavimo kūrimas.

Virtualios sinogramos generavimo metodo algoritmas prasideda konvertuojant originalią KT vaizdo matricą su HU (arba KT skaičiumi) į vieną su slopinimo koeficientu. Virtualią sinogramą reikia sukurti naudojant

virtualią projekciją, kurioje naudojamos slopinimo koeficientų integralinė vertė išilgai kiekvieno rentgeno spindulio kelio tarp detektoriaus ir pluošto šaltinio. Pagaminta virtuali sinograma parodo kiekvieną nuo gentrio žingsnio ir detektoriaus vietos priklausančią linijinį slopinimo koeficientą [111].

Fantomais pagrįsti modeliavimai veikia vaizdų erdvėje, remiantis dispersijos pridėjimu tarp dviejų nepriklausomų skenavimų [115–117]. Jei silpnėjimo skirtumas tarp jų padalijamas iš $\sqrt{2}$, galima gauti nepriklausomo triukšmo pavyzdį. Tokį generuoto triukšmo pavyzdį iš fantomo skenavimo galima pridėti prie KT vaizdo, nuskaityto pasirinkus didesnes srovės stiprio mAs vertes ir turinčio mažesnę triukšmą. Sujungiant pradinio vaizdo pikselių dispersiją, kuri bus mažesnė, su generuotu triukšmo pavyzdžiu, padidėja originalaus vaizdo dispersija. Galutinis rezultatas yra vaizdas – pikselių matrica, kurios dispersija (triukšmas) padidėja nustatytu dydžiu, atitinkančiu žemesnių mAs verčių skenavimą. Šiam metodui nereikia neapdorotų nuskaitymo duomenų ar sudėtingų skaičiavimų, tačiau jis turi būti specialiai pritaikytas kiekvienam atvejui. Apibendrinę visas literatūroje rastas analizes, kurioms buvo naudojami šie įvairūs triukšmo modeliavimo metodai [106–117], autoriai sutinka, kad šiais metodais gauti vaizdai gerai atspindi mažų dozių KT skenavimus ir gali būti naudojami, kai atliekamas įvairių KT protokolų optimizavimas arba išbandant įvairius naujus rekonstrukcijos algoritmus. Vidutiniškai šių tyrimų metu modifikuotų vaizdų triukšmo vertė skyrėsi ne daugiau kaip 5 proc. nuo tikrųjų mažos dozės nuskaitytų vaizdų triukšmo verčių, nesvarbu, tai būtų fantomo ar paciento skenavimai. Nors ir geriausi rezultatai – tiksliausi triukšmo modeliavimai, gaunami metodais, kuriems naudojami neapdoroti skenavimo duomenys, kai tokios informacijos nėra, taip pat veiksminga yra virtualių sinogramų generavimas arba fantominis modeliavimas.

Pridedant triukšmą prie pradinių duomenų (sinogramų) būtų užtikrinama, kad pakoreguotame vaizde bus atsižvelgiama į visus vaizdo formavimą veikiančius parametrus. Tačiau įskaityti visus rentgeno spindulio keliui turinčius įtakos efektus yra sudėtinga, nes įrangos gamintojas tokių duomenų nepateikia.

Atliekant galutinio KT vaizdo simuliacijas, jau yra įskaitomi visi specifinės įrangos efektai, kurie daro įtaką formuojant vaizdą, tačiau šiose simuliacijose reikia tinkamai koreguoti vaizdą (pridedant triukšmus) priklausomai nuo pakeistų skenavimo parametrų.

4. TYRIMO MEDŽIAGA IR METODAI

4.1. Etinės aplinkybės

Klinikinis tyrimas buvo atliktas Vaikų ligoninėje, VŠĮ Vilniaus universiteto ligoninės Santaros klinikų filiale. Tyrimui atlikti gautas Vilniaus regioninio biomedicininio tyrimų etikos komiteto leidimas Nr. 158200-15-790-302 (2015-06-03). Tiriamųjų asmens duomenys (vardas, pavardė, adresas ir kiti asmens duomenys, iš kurių būtų galima nustatyti asmens tapatybę) nebuvo renkami. Visi tyrimo metu rinkti duomenys anoniminiai, pagal juos nebus galima nustatyti asmens tapatybės ir jie nebus susieti su jokiais šaltiniais, iš kurių būtų galima nustatyti asmens tapatybę. Duomenys gauti nuasmeninti iš informacinės duomenų sistemos: ligoninėje naudojama radiologijos informacinė sistema (RIS) bei vaizdų archyvavimo ir perdavimo sistema (PACS).

4.2. Tiriamųjų įtraukimas į tyrimą

Tyrimo pradžioje nuspręsta vertinti KT tyrimus, atliktus 2010 m., 2012 m. ir 2014 metais. Buvo tiriami ir analizuojami diagnostiniai vaizdai vaikų nuo gimimo iki 18 metų pagal nuskenuotas kūno sritis ir protokolų parametrus. KT aparatas SIEMENS SOMATON SENSATION PLUS 64 (gam. Siemens Medical Solutions Diagnostics, Vokietija, 2010 m.).

4.3. Tyrimo etapai

Tyrimą sudarė du etapai – retrospektyvi duomenų analizė ir eksperimentinė dalis.

Pirmame retrospektyviame tyrimo etape buvo iškelti šie uždaviniai: išanalizuoti KT tyrimų apšvitos dozes Vaikų ligoninės, VŠĮ Vilniaus universiteto ligoninės Santaros klinikų filialo Radiologijos skyriuje 2010 m., 2012 m., 2014 m., bei nustatyti kūno sritis, kurių atliekama daugiausiai KT tyrimų ir kurios kūno sritys gauna didžiausias apšvitos dozes. Šiam tikslui buvo atlikta retrospektyvi KT vienfazių bekontrastinių tyrimų analizė.

Atliekant analizę, KT tyrimai buvo grupuoti pagal:

- Nuskenuotą kūno sritį (galva, krūtinė, dubuo / pilvas, liemu, galūnės)
- Pacientų amžiaus grupes (nuo gimimo iki 1 metų, 1–5 metų, 5–10 metų, 10–15 metų ir 15–18 metų)
- Pacientų lytį

Pacientų apšvitos dozei įvertinti naudota paciento skenavimo dozių protokole nurodyti: mAs, kV, tūrinis dozės indeksas CTDIvol (mGy) ir dozės ir ilgio sandauga DLP (mGy*cm), pateikta 11 pav. Diagnostiniams atskaitos lygiams (DAL) palyginti buvo naudojama duomenų trečioji kvartilė (Q3) pagal Europos Komisijos publikaciją Nr. 185 „European Guidelines on Diagnostic Reference Levels for Paediatric Imaging“ [36].

15-Jul-2014 12:59							
Ward:							
Physician:							
Operator:							
Total mAs 2090		Total DLP 269.25 mGycm					
	Scan	kV	mAs / ref.	CTDIvol mGy	DLP mGycm	TI s	cSL mm
Patient Position H-SP							
Topogram	1	120				4.0	0.6
Spine	2	120	118 / 300	9.10(a)	269.25	1.0	0.6

11 pav. Paciento KT tyrimo dozių protokolą (angl. *CT dose report*)

Įvertintos vidutinės DLP vertės pagal pacientų amžiaus grupes ir skenavimo sritis. Daugiausia KT tyrimų atliktai kūno sričiai buvo apskaičiuota efektinė dozė E (mSv), pritaikius organų jautrumo koeficientą k pagal ICRP 103 [69], [25].

Antrame eksperimentiniame tyrimo etape – išanalizavus pirmo etapo rezultatus ir identifikavus didžiausias dozes gaunančias kūno sritis ir amžiaus grupes, buvo atliktas eksperimentas su kaulinės patologijos vaizdais, skaitmeniškai modifikuojant jų kokybę. Eksperimento metu buvo keičiama diagnostiniais tikslais gautų vaizdų kokybė simuliuojant triukšmus, atitinkančius sumažintas srovės stiprio ir laiko sandaugos (mAs) vertes, kad būtų galima atrinkti diagnostikai tinkamus vaizdus su daug mažesniais parametrais ir pasiūlyti skenavimo protokolą kaulinei patologijai.

4.4. Eksperimento metodika

Vaikų radiologijos skyriuje nuo 2010 m. sausio iki 2014 m. gruodžio buvo atlikta 60 galvos KT tyrimų dėl kaukolės deformacijų, tačiau eksperimentui atrinkti 29 pacientų diagnostiniai KT vaizdai (20 berniukų ir 9 mergaičių) nuo 1 mėnesio iki 4,4 metų (vidurkis – 1,03 metų) dėl vienodų KT skenavimo protokolų parametų.

Visi KT vaizdai buvo gauti naudojant 64 pjūvių KT aparatą (Siemens Somatom Plus 64, Siemens Medical Solutions). Tyrimai atlikti spiraliniu būdu: skenavimo žingsnis 1.0, vamzdžio įtampa 120 kV, naudota vamzdžio srovės moduliacija (mediana 195 mAs), detektoriaus kolimacija 64 x 0,6 mm. Vaizdų rekonstrukcija pagal atgalinį nukoštąjį algoritmą (FBP). Rekonstrukcijos parametrai: ašinių vaizdų 0,6 mm ir 0,725 mm pjūvių sluoksniai trimatei rekonstrukcijai (3 D), matymo laukas (FOV) – 200 mm, kerneliai H31 ir H60, matricos dydis 512 x 512.

Visų 29 vaikų diagnostiniai galvos KT vaizdai buvo modifikuojami pridėdant specifinius triukšmus, kad atitiktų 120 mAs, 100 mAs, 80 mAs, 50 mAs ir 13 mAs parametų vaizdus. Simuliuotas triukšmas buvo pridėdamas prie originalių retrospektyvių kiekvieno paciento visų kraniosinostozės vaizdų (ta pati procedūra buvo taikoma kiekvienam galvos KT pjūviui), taip generuojant mažos dozės KT vaizdus.

4.4.1. Vaizdų su triukšmais gavimo metodika

Vaizdams generuoti su mažais parametrais diagnostinės kokybės vaizdai buvo modifikuojami pridėdant sumodeliuotą triukšmą, atsirandantį mažinant mAs. Triukšmui modeliuoti panaudoti realūs modelinės sistemos (fantomo) skenavimo duomenys. Pasirinkta, kad paciento vaizdas esant tam tikrai mAs vertei turės tą patį triukšmo lygį kaip ir fantomo vaizdas, nuskenuotas pasirinkus tas pačias srovės stiprio ir laiko sandaugos (mAs) vertes. Tam tikslui, analizuojant fantomų vaizdų parametrus, buvo nustatoma, koks triukšmo lygis turi būti pridėdamas prie originalių 195 mAs pacientų KT vaizdų, kad atitiktų 120 mAs, 100 mAs, 80 mAs, 50 mAs, 13 mAs vaizdus.

Triukšmo bazėms gauti buvo naudojami du skirtingi fantomai: cilindrinis (skirtingų mAs skenavimo parametų pirminei triukšmo bazei gauti) ir sferinis (skirtingų mAs skenavimo parametų triukšmo gautų vaizdų

priklausomybei įvertinti esant skirtingiems nuskenuoto fantomo vaizdo ploto dydžiams).

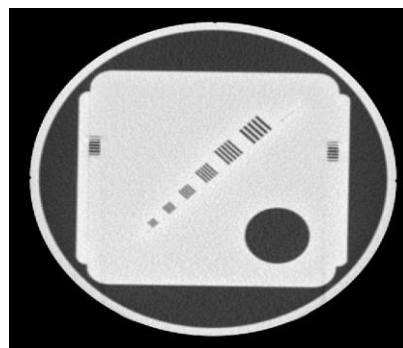
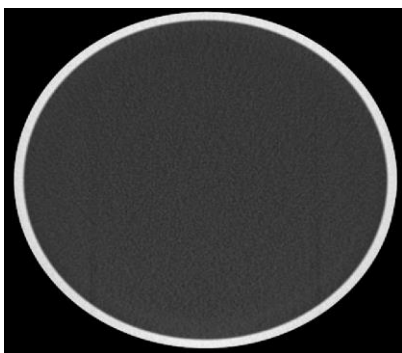
Triukšmo modifikavimas pagal objekto dydį, triukšmo lygio įvertinimas ir simuliuotų vaizdų generavimas buvo atliekamas naudojant *Matlab* programinę įrangą (apima skaitmeninę vaizdų analizę, veiksmus su matricomis ir masyvais).

Simuliuoto triukšmo algoritmo metodologija :

1. Skirtingus mAs atitinkantiems triukšmams generuoti pasirinktas cilindrinis 215 mm skersmens vaizdo kokybę užtikrinantis fantomas, pagamintas iš poli (metilmetakrilato) PMMA ir užpildytas vandeniu, žr. 12 ir 13 pav.



12 pav. Triukšmams generuoti pasirinktas cilindrinis 215 mm skersmens vaizdo kokybę užtikrinantis PMMA fantomas



13 pav. Nuskenuoto cilindrinio PMMA fantomo KT ašiniai vaizdai: (a) homogeninė zona, (b) kontrasto skyros zona

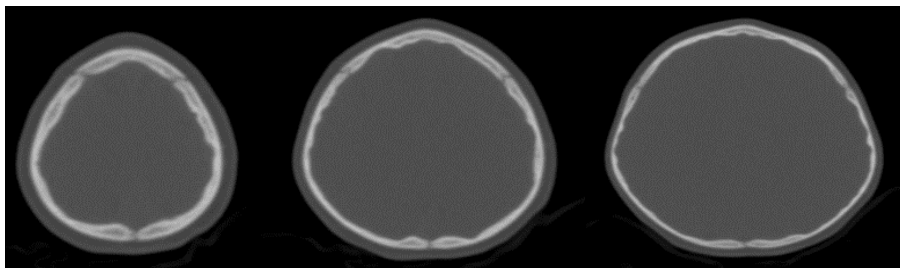
Remiantis dispersijos adityvumo principu [37, 38], pirminė triukšmo bazė buvo gauta atliekant du identiškus skenavimus toje pačioje cilindrinio fantomo vietoje (homogeninėje zonoje), įvertinant skirtumą tarp šių dviejų skenavimų. Triukšmas buvo skaičiuojamas pagal formulę:

$$\sigma_0 = \frac{S_1 - S_2}{\sqrt{2}},$$

čia: σ_0 – pirminės bazės triukšmas, S_1 – pirmo skenavimo vaizdo matrica, S_2 – antro skenavimo vaizdo matrica.

Tokiu būdu buvo gautos pirminės triukšmo bazės skenuojant cilindrinį fantomą 120 mAs, 100 mAs, 80 mAs, 50 mAs ir 13 mAs.

2. Dėl sferinės galvos formos kiekviename ašiniame galvos pjūvyje rentgeno spinduliai savo kelyje pereina skirtingą audinio kiekį (kiekviename pjūvyje galvos skersmuo skiriasi) ir skirtingai bus paveikiami, todėl kiekviename pjūvyje triukšmo pobūdis skirsis, pateikta 14 pav.

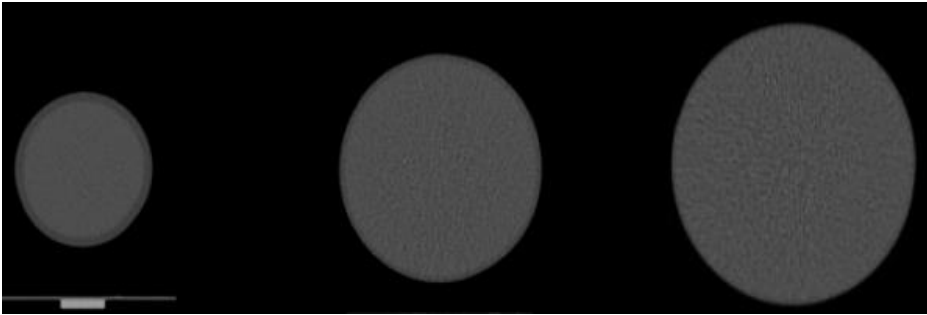


14 pav. Galvos KT tyrimo ašiniai pjūviai

Triukšmo vaizdo taškų reikšmių standartinis nuokrypis (SD) yra proporcingas objekto dydžiui, jis didėja didėjant objekto dydžiui. Korektiškiems rezultatams gauti būtina atsižvelgti į triukšmo kitimą priklausomai nuo galvos ploto ašiniame pjūvyje. Tuo tikslu buvo nuskenuotas sferinis fantomas, užpildytas vandeniu, ir nustatyta SD priklausomybė nuo objekto dydžio (15 ir 16 pav.).



15 pav. Sferinis fantomas, užpildytas vandeniu



16 pav. Sferinio fantomo KT vaizdai ašiniuose pjūviuose

3. Galvos plotas kiekviename ašiniame pjūvyje yra gaunamas suskaičiuojant pikselių skaičių, patenkantį į plotą, apibrėžtą kaukolės kontūru, ir konvertuojant į mm^2 . 29 vaikų KT tyrimų ašiniuose vaizduose galvos plotas buvo apskaičiuotas *Matlab* programa.

4. Įvertinus originalaus vaizdo galvos plotą, iš triukšmo kitimo nuo objekto dydžio dėsnio ($\text{SD objekto dydis} = ax + b$) randama, koks SD atitinka išmatuotą galvos plotą.

5. Vėliau pirminė triukšmo bazė (σ_0) buvo modifikuojama pritaikant 4 punkte nustatytą SD vertę. Taip gaunama galutinė simuliuoto triukšmo bazė skirtingiems pjūvio plotams.

6. Galutinė triukšmo bazė bus pridedama prie originalių vaizdų atitinkamiems galvos ploto dydžiams KT ašiniuose pjūviuose, taip gauti simuliuoti,

sumažinti mAs vaizdai. Simuliuoti ašiniai vaizdai vėliau rekonstruoti ir į trimatčius vaizdus.

7. Simuliuotų vaizdų korektiškumas patikrintas palyginus vidutinės pikselių reikšmes, standartinius nuokrypius ir vaizdinę struktūrą atitikties vertinimą naudojant vaizdo kokybės užtikrinimo PMMA fantomą kontrasto skyros zonoje (13 pav., b). Simuliacijos metodu generuoti 13 mAs, 50 mAs, 80 mAs, 100 mAs, 120 mAs ir 195 mAs vaizdai palyginti su vaizdais, gautais atlikus fantomo skenavimą naudojant juos atitinkančius mAs. Vaizdo triukšmas buvo matuojamas programa „Image J 1.47v“ (Wayne Rasband, NIH, JAV). Programa išmatuojamas KT skaičiaus standartinis nuokrypis (SD) dominančioje srityje (ROI) keliuose pjūviuose.

4.4.2. Originalių vaizdų ir vaizdų su triukšmais vertinimo metodika

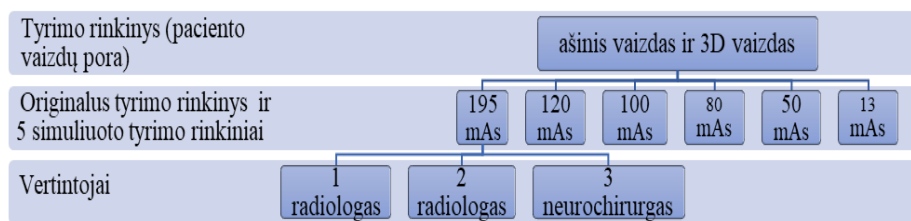
Norint įvertinti sumažintų mAs įtaką vaizdo kokybei, 3 gydytojai (neurochirurgas ir 2 radiologai) vertino anoniminius, randomizuotus vaizdus atsitiktine tvarka. Pagal galvos deformacijų protokolą, patvirtintą mūsų klinikoje, buvo naudotos 3D rekonstrukcijos ir ašiniai vaizdai.

Tyrime vartotos sąvokos:

Tyrimo rinkinys – to paties paciento vaizdų pora, turinti ašinį ir 3D vaizdą su tais pačiais mAs:

- *Originalus* tyrimo rinkinys – vaizdai, gauti naudojant standartinį protokolą (195 mAs).
- *Simuliuotas* tyrimo rinkinys – modifikuoti vaizdai (su papildomu triukšmu, kuris atitinka sumažintų mAs (dozės) parametrus).

Kiekvienam iš 29 pacientų buvo paruošti 6 rinkiniai po 2 vaizdus: originalus rinkinys (195 mAs) ir penki simuliuoti rinkiniai (13, 50, 80, 100, 120 mAs). Vertintojai iš viso vertino 174 tyrimo rinkinius. Siekiant objektyviai įvertinti vaizdo kokybę, atvejai pateikti vertinti atsitiktine tvarka (17 pav.).



17 pav. Tyrimo planavimo schema

Pagal Europos 2004 metų reikalavimus [70], KT vaizdų kokybę apibūdina vizualizacija (struktūrų matomumas) ir kritinė skyra (anatominės detalės turi aiškiai išsiskirti). Šiame tyrime vaizdo kokybė suprantama kaip vaizdo kokybė, įvertinta pagal pagrindines kraniosinostozės identifikavimo savybes kaip siūlių matomumas ir vaizdo tinkamumas diagnostikai.

Vertintojai atsakė į du klausimus pagal 3 balų skalę:

Ar siūlės aiškiai matomos

- 1 – ne, blogai matomos
- 2 – taip, matomos (smulkūs artefaktai)
- 3 – taip, puikus matomumas

Ar vaizdas tinkamas diagnostikai

- 1 – ne, bloga kokybė, netinka diagnostikai
- 2 – taip, gera kokybė (smulkūs artefaktai)
- 3 – taip, puiki kokybė

Lygintos apskaičiuotos originalių vaizdų efektinės dozės ir simuliuotų vaizdų tyrimo efektinės dozės. Efektinei dozei apskaičiuoti naudoti duomenys iš pacientų KT skenavimo išrašų – (CTDIvol, DLP), taip pat pacientų amžius. Pritaikytas skenuotos kūno srities organų jautrumo koeficientas pagal ICRP 103 [69]. Retrospektyvus tyrimo įvertinta vėžio rizika pagal programą [71].

4.5. Statistinė analizė

Pirminis duomenų tvarkymas ir aprašomoji statistika atlikta „MS Excel“.

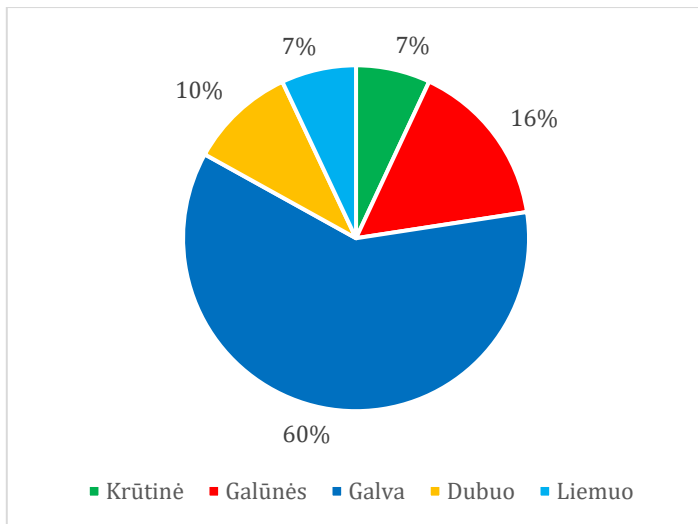
Antrame etape buvo atlikta eksperimentinių duomenų statistinė analizė, keliami hipotezė apie skenavimo parametrų mažinimą, be reikšmingo diagnostinio kokybės pokyčio. Šiame etape duomenys buvo analizuojami

naudojant programinį paketą R. Buvo vertinami eksperimentinio vaizdo vertinimo kokybės taškiniai įverčiai ir 95 % pasikliautinasis intervalas. Kategoriniai kintamieji pateikti skaičiuojant medianą, minimalią bei maksimalią vertes ir tarpkvartilinį atstumą (IQR). Palyginti vidurkiams grupėse naudotas chi kvadrato testas. Homogeniškumo tikrinimas grupėse buvo tiriamas atliekant neparametrinį Frydmano testą; nulinė hipotezė: nėra reikšmingo skirtumo tarp grupių; alternatyva: tarp lyginamų grupių yra reikšmingas skirtumas. Hipotezių tikrinimas atliktas pasirinkus reikšmingumo lygmenį 0,05.

5. REZULTATAI

5.1. Pirmo tyrimo etapo duomenų analizė

Tyrimo metu išanalizuoti 2042 vienos fazės nekontrastiniai galvos, krūtinės, dubens ir galūnių KT tyrimai. Duomenys rinkti Vaikų ligoninės, VšĮ Vilniaus universiteto ligoninės Santaros klinikų filialo, Radiologijos skyriuje 2010 m., 2012 m. ir 2014 m., jie pateikiami 18 pav.



18 pav. Bendras KT tyrimų pasiskirstymas pagal skenuotas kūno sritis (visi metai, visos amžiaus grupės)

Apžvelgus KT tyrimus, pastebima, kad daugiausiai atlikta galvos srities tyrimų (60 proc.), mažiausiai – 6,95 proc. – krūtinės.

KT tyrimų pasiskirstymas pagal pacientų amžiaus grupes ir tiriamas kūno sritis pateikiamas 9 lentelėje, joje taip pat matoma, kad pagal visas amžiaus grupes galvos tyrimų atlikta daugiausiai.

9 lentelė. KT tyrimų pasiskirstymas pagal pacientų amžiaus grupes ir tiriamas kūno sritis

Amžiaus grupės Kūno sritys	[0,1)	[1,5)	[5,10)	[10-15)	[15-18)	Iš viso
Krūtinė	3	8	24	43	64	142
Galūnės	-	8	30	127	154	319
Galva	78	207	259	361	330	1235
Dubuo / pilvas	5	11	22	63	80	181
Liemuo	1	4	4	65	91	165
Iš viso	87	238	339	659	719	2042

Kompiuterinio tomografo CTDIvol ir DLP yra naudingi parametrai, leidžiantys įvertinti vidutinę tyrimo metu gautą rentgeno spindulių apšvitą ir bendrą gautą dozę. Tačiau vertinant medicininės praktikos kokybę vietiniu lygiu ir siekiant tyrimų optimizavimo, būtina atsižvelgti, kad šie minėti parametrai apima kelių veiksnių įtaką paciento dozei, todėl reikia nagrinėti ir išskirti kitus tyrimo protokolo parametrus, priklausančius nuo paciento individualių savybių (mAs vertės, kai naudojamas automatinis vamzdžio srovės moduliavimas, skenavimo ilgį) ir specifinius tyrimo protokolui (kV, pluošto kolimacija ir skenavimo žingsnis).

10 lentelėje pateikta mAs pasiskirstymas priklausomai nuo konkretaus tyrimo. Vidutinės rentgeno vamzdžio srovės stiprio ir apsisukimo trukmės sandaugos vertės svyravo nuo 208 iki 271 mAs galvos tyrimuose, nuo 34 iki 165 mAs krūtinės tyrimuose, nuo 68 iki 145 mAs pilvo tyrimuose ir 141–161 mAs liemens srityje. Matoma tendencija, kad mAs vertės didėja priklausomai nuo paciento amžiaus. Nustatyta, kad dauguma tyrimų atlikta skenuojant su 120 kV parametru (su 100 kV – 21 tyrimas, 80 kV – 6 tyrimai).

10 lentelė. mAs pasiskirstymas pagal pacientų amžiaus grupes ir skenuotą kūno sritį

Tiriamoji kūno sritis	Amžius	Tyrimų sk.	mAs		
			Mediana	Vidurkis	IQR (Q1-Q3) Min – Max
Galva	<1	78	194,5	208,69	171-217,5 80-380
	1-5	207	235	235,72	204-271 70-380
	5-10	259	254	245,29	216-297 70-420
	10-15	361	273	260,04	243,5-302,5 70-380
	15-18	330	281	271,06	258-312 66-406
Krūtinės ląsta	<1	3	12	34,33	11-80 11-80
	1-5	8	41	50,5	31-77 27-97
	5-10	24	68,5	77,08	40-99,5 28-241
	10-15	43	127	131,79	100-174 38-238
	15-18	64	147,5	165,20	100-228,25 46-435
Dubuo / pilvas	<1	5	70	68,4	47-89 44-90
	1-5	11	54	65,91	36-66 33-190
	5-10	22	66,5	75,14	55,5-92 37-144
	10-15	63	118	120,17	90-145 47-263
	15-18	80	136	145,81	112,75-174,25 61-323
Lietmuo	10-15	65	135	141,92	100-171,5 71-310
	15-18	91	143	161,10	128-176 65-398

IQR – tarpkvartilinis atstumas; Min-Max – minimali ir maksimali vertės

Nors tyrimo metu gautai apšvitai daro įtaką daug parametrų (mAs, kV, skenavimo žingsnis), DLP ir CTDIvol išlieka standartiniais paciento gautos apšvitos dozės vertinimo parametrais. Lentelėje 11 nurodyti tyrimų pagal kūno sritis ir amžiaus grupes dozę apibūrinančių parametrų – CTDIvol ir DLP – medianos, vidurkiai, mažiausios ir didžiausios vertės bei tarpkvartilinis atstumas. Beveik visose amžiaus grupėse nepriklausomai nuo tirtos kūno srities medianos ir vidurkio vertės didėja nuo paciento amžiaus, žr. 11 lentelę

11 lentelė. DLP ir CTDIvol pasiskirstymas pagal pacientų amžiaus grupes ir skenuotą kūno sritį

Kūno sritis	Amžius	Tyrimų sk.	CTDIvol, mGy			DLP, mGy*cm				
			Mediana	Vidurkis	IQR (Q1-Q3)	Min – Max	Mediana	Vidurkis	IQR (Q1-Q3)	Min-Max
Galva	<1	78	26,09	27,07	17,76-30,81	3,24-59,66	339	392,76	241,69-499	37-1157
	1-5	207	25,43	29,15	19,31-35,8	3-59,66	415	454,18	286-618	55-1309
	5-10	259	27,02	30,77	21-40,45	5-67,74	441,76	480,3	302,37-753	95-1205
	10-15	361	35,46	33,17	23,83-41,61	6-59,86	537	518,92	353,84-716,5	80-1205
	15-18	330	35,76	33,15	24,675-41,45	5-59,66	554	550,69	383,81-701,25	83-1823
Krūtinės ląsta	<1	3	0,98	2,66	0,87-6,13	0,87-6,13	27	62,67	16-145	16-145
	1-5	8	3,16	3,9	2,43-5,93	2,08-7,48	69	78,13	54,75-87,5	53-153
	5-10	24	4,72	6,49	3,12-7,42	2,05-35,35	120,5	145,97	80,75-173,5	55-509
	10-15	43	9,78	9,74	4,44-13,35	2,95-18,28	293,26	306,62	152,68-442	75,29-774
	15-18	64	11,31	12,52	5,26-18,13	3,58-33,33	366,79	389,50	165,75-570,85	72-880,18
Dubuo /pilvas	<1	5	3,83	4,16	2,4-6,08	1,4-6,8	80	85,79	58,49-116	51-127
	1-5	11	4,17	5,08	2,81-5,1	2,54-14,54	80	104,04	71-107	40,45-253
	5-10	22	5,15	6,10	4,30-7,06	2,89-14,67	114,47	153,62	91,76-160,33	51-513,35
	10-15	63	9,1	9,23	6,89-11,14	3,66-20,15	234	238,01	160-318	54,65-439,35
	15-18	80	10,93	11,58	8,79-14,09	4,16-24,74	309	330,93	231,5-392	110-953
Liemuo	10-15	65	10,37	10,89	7,70-13,14	5,44-23,72	290	317,10	215-354,5	120,51-1036
	15-18	91	10,97	12,40	9,86-13,52	5,02-30,52	311	352,32	254-426	90-1055

IQR– tarpkvartilinis atstumas, Min - Max– minimali ir maksimali (mažiausia ir didžiausia) parametro vertės

Pagal Europos Komisijos publikaciją Nr. 185 „European Guidelines on Diagnostic Reference Levels for Paediatric Imaging“, pacientų dozei įvertinti ir palyginti nustatomi diagnostiniai atskaitos lygiai (DAL) atitinka CTDIvol ir DLP trečiajias kvartiles. Atliekant vietinio lygio centro dozių analizę, rekomenduojama taip pat nustatyti vietinius diagnostinius atskaitos lygius pagal trečiąją kvartilę. Prieš šių rekomendacijų sukūrimą DAL nustatymo ir lyginimo tvarka nebuvo apibrėžta, tad buvo paplėtos įstaigų dozės parametrai vidurkių lyginimas [105]. Šio tyrimo metu taip pat įvertintos CTDIvol ir DLP verčių trečiosios kvartilės, kas atitiktų galimas vietinių DAL vertes, bei palyginti su kitų šalių autorių nurodytomis DAL vertėmis (12 ir 13 lentelės).

12 lentelė. CTDIvol trečiosios kvartilės ir jų palyginimas su kitų šalių diagnostinių atskaitos lygių CTDIvol

Kūno sritis	Amžius	VUVL	Belgija	Prancūzija	Graikija	Vokietija	Šveicarija	Jungtinė Karalystė	Pietų Korėja	IAEA apžvalga
Galva	<1	30,8	35	30	-	33	20	30	39,1	29
	1-5	35,8	43	40	50	40	30	45	41,7	37,7
	5-10	40,5	49	50	65	50	40	50	44,1	46,1
	10-15	41,6	50	-	-	65	60	60	55,3	58,1
	15-18^	41,5	-	-	-	-	-	-	-	-
Krūtinės ląsta	<1	6,1	8,4	3	-	1,7	5	12*	5,7	7
	1-5	5,9	9,3	3,5	23	2,7	8	13*	6,8	8,2
	5-10	7,4	9	5,5	31	4,3	10	20*	9,3	10
	10-15	13,4	13	-	-	6,8	12	-	13,8	13,2
	15-18^	18,1	-	-	-	-	-	-	-	-
Dubuo/pilvas	<1	6,1	7,8	4	-	2,5	7	20*	7,5	10,7
	1-5	5,1	11	4,5	25	4	9	20*	8,9	13
	5-10	7,1	9,5	7	30	6,5	13	30*	12,4	12
	10-15	11,1	13	-	-	10	16	-	16,6	14,3
	15-18^	14,1	-	-	-	-	-	-	-	-

Jungtinės Karalystės pateiktos DAL* vertės visoms kūno sritims iki 10 metų pagal CTDIvol 16 cm fantomą [77]

Belgija [72], Prancūzija [73], Graikija [74], Vokietija [75], Šveicarija [76], Pietų Korėja [78], IAEA [79]

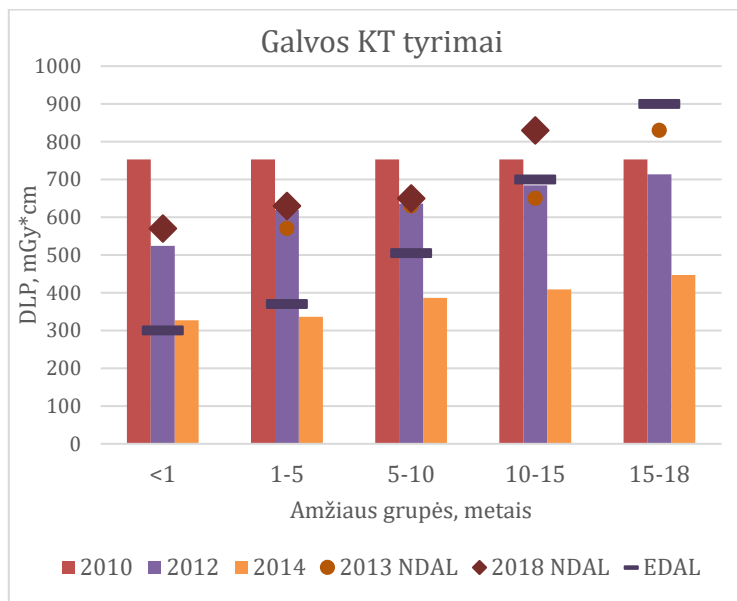
^ - priklausomai nuo įvairių tyrėjų naudojamos metodikos pediatriinių pacientų grupė apibrėžiama kaip vaikai iki 18 arba iki 15 metų. Jei laikoma, kad >15 metų pacientai neapima pediatriinei grupei, jiems taikomos suaugusiųjų DAL vertės

13 lentelė. Įvertintos DLP trečiosios kvartilės ir jų palyginimas su kitų šalių diagnostinių atskaitos lygių DLP

Kūno sritis	Amžius	VUVL	Belgija	Vokietija	Italija	Pietų Korėja	Jungtinė Karalystė
Galva	<1	499	280	393	-	545	-
	1-5	618	473	640	512	508	465
	5-10	753	637	784	876	792	619
	10-15	717	650	1007	989	947	-
	15-18^	701	-	-	1382	-	-
	<1	145	76	55	-	60	-
Krūtinės ląsta	1-5	88	111	76	77,3	80	114
	5-10	173	144	128	113	113	184
	10-15	442	260	259	203	237	-
	15-18^	571	-	-	754	-	-
	<1	116	101	111	-	98	-
	1-5	107	209	155	193	169	-
Dubuo/pilvas	5-10	160	238	227	392	256	-
	10-15	160-318	403	546	703	390	-
	15-18^	231,5-392	-	-	2157	-	-

^ - Priklausomai nuo įvairių tyrėjų naudojamos metodikos pediatriinių pacientų grupė apibrėžiama kaip vaikai iki 18 arba iki 15 metų. Jei laikoma, kad >15 metų pacientai neapima pediatriinės grupės, jiems taikoma suaugusiųjų DAL vertės. Belgija [72], Vokietija [75], Jungtinė Karalystė [77], Pietų Korėja [78], Italija [80]

Lietuvoje diagnostiniai atskaitos lygiai, taikomi spindulinės diagnostikos ir intervencinės radiologijos procedūrų metu, pediatrijams pacientams yra patvirtinti tik galvos KT tyrimams. Vertinant galvos KT tyrimus 2010 m., 2012 m., 2014 m., jauniausiose amžiaus grupėje tai sudaro beveik 90 proc. visų tyrimų. Didėjant pacientų amžiui, galvos tyrimų kiekis procentiškai mažėja, tačiau pats tyrimas yra dažniausiai atliekamas lyginant su kitomis kūno sritimis. Nagrinėdami gautus duomenis (19 pav. DAL), matome nuoseklų apšvitos mažėjimą 2010 m., 2012 m. ir 2014 metais. Tai rodo, kad galvos KT tyrimai buvo periodiškai optimizuojami. Vertinant dozių pasiskirstymą pagal amžiaus grupes tyrimo metais, 2010 metais 1–5 ir 5–10 metų pacientų grupėse apšvita didesnė nei vyresnių pacientų grupės. Ši pasiskirstymą galima vertinti kaip nepakankamos optimizacijos padarinį, kai yra naudojami nepritaikyti amžiui skenavimo protokolai ar skenuojama pernelyg plati anatomicinė sritis. 2012 metais matoma teigiama dozių mažėjimo tendencija, nors dar nėra amžiaus grupės atitinkančio pasiskirstymo. Lietuvos nacionalinių DAL vertės nebeviršijamos nuo 2012 metų. Iki 2018 metų DAL įstatymo atnaujinimo tuo metu rekomenduojami vaikų apšvitos rentgeno diagnostikos procedūrų, atliekamų kompiuteriniu tomografu, metu lygiai buvo nustatyti konkrečioms amžiaus grupėms, tad buvo palikta tyrėjų interpretacijai ar, pavyzdžiui, 1 metų nustatytas lygis 570 mGy*cm galioja nuo gimimo iki 1 metų amžiaus grupei, ar nuo 1 iki 5 metų amžiaus grupei (15 lentelė). Amžiaus grupė nuo gimimo iki 1 metų buvo išskirta tik 2018 metais, jai priskiriant 1–5 metų amžiaus grupės DAL vertes iš 2013 metais patvirtinto dokumento. Reikėtų pabrėžti, kad 2018 metais patvirtintos DAL vertės tam tikroms amžiaus grupėms yra didesnės nei buvo 2013 metais (14 lentelė). Taip pat reikėtų paminėti, kad tiek 2013 metais, tiek naujai patvirtintos 2018 metų nacionalinės DAL vertės yra gerokai didesnės nei rekomenduojamos Europos DAL. Išanalizavus rezultatus galima teigti, kad į mūsų studiją įtrauktų tyrimų DLP vertės neviršija Lietuvos DAL, tačiau, palyginti su Europos PiDRL rekomendacijomis, 2010 m. ir 2012 m. vaikų 0–10 amžiaus grupėse KT tyrimų DLP vertės yra didesnės už rekomenduojamas.



19 pav. Vaikų ligoninės galvos KT tyrimo DLP trečiųjų kvartilių palyginimas su Lietuvos (2013 m. ir 2018 m.) ir su Europos DAL pagal tyrimo metus ir amžiaus grupes.

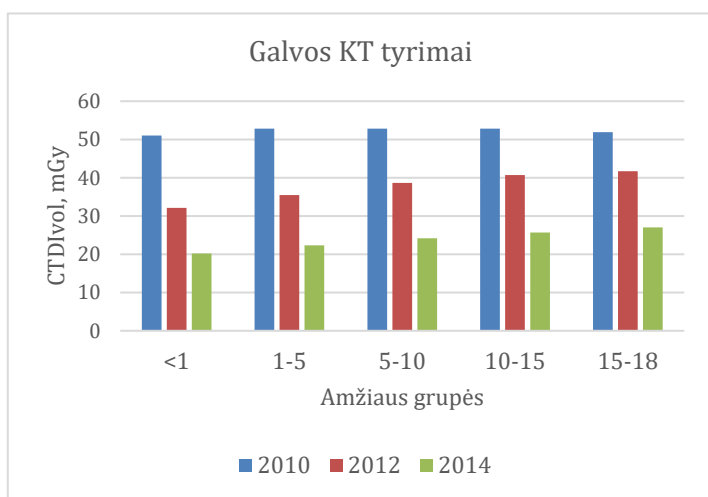
14 lentelė. Lietuvos Respublikos sveikatos apsaugos ministro 2018 m. rugpjūčio 27 d. įsakymu Nr. V-952 patvirtinti „Diagnosticiniai atskaitos lygiai, taikomi spindulinės diagnostikos ir intervencinės radiologijos procedūrų metu“

Tyrimas	Amžius, amžiaus intervalas metais	Rekomenduojama dozės ir ilgio sandauga, mGy*cm
Galva	[0-1)	570
	[1-5)	630
	[5-10)	650
	[10-15)	830

15 lentelė. Lietuvos Respublikos sveikatos apsaugos ministro 2013 m. sausio 15 d. įsakymu Nr. V38 patvirtinti Rekomenduojami medicininės apšvitos lygiai, taikomi medicininių diagnostinių ir gydymo procedūrų, kurioms naudojama jonizuojančioji spinduliuotė, metu“

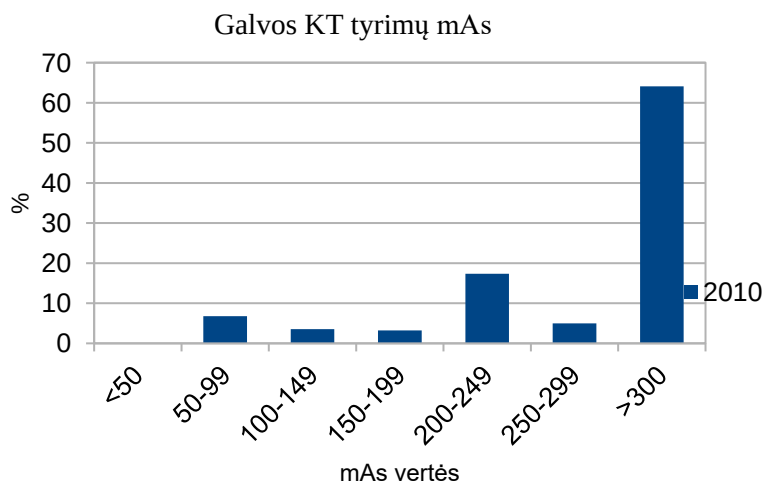
Tyrimas	Amžius, metai	Rekomenduojama dozės ir ilgio sandauga, mGy*cm
Galva	1 metai	570
	5 metai	630
	10 metų	650
	15 metų	830

Atliekant tyrimo optimizacijos analizę, nustatyta, kad mažėjo tiek DLP, tiek CTDIvol (20 pav.)

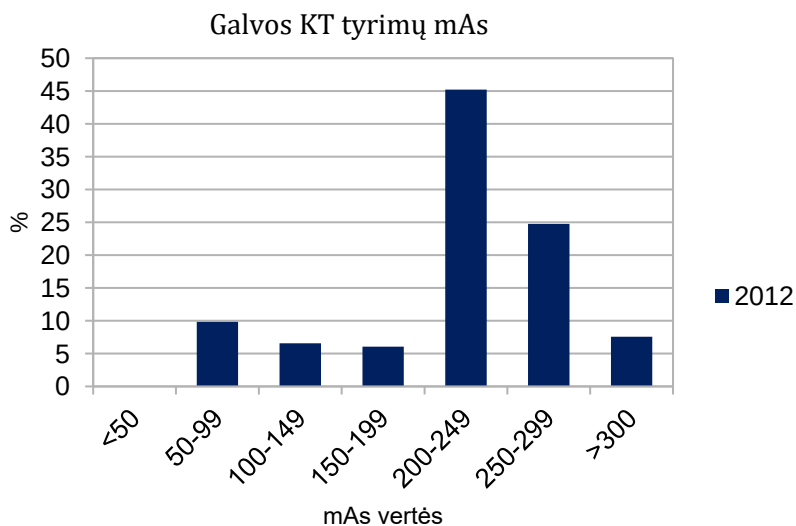


20 pav. CTDIvol trečiosios kvartilės pasiskirstymas amžiaus grupėse pagal KT tyrimų atlikimo metus

Tai rodo, kad optimizuojant buvo keičiami tiek rentgeno vamzdžio parametrai, tiek skenavimo ilgis optimizuojant pagal dominančią sritį. Pagrindinė priemonė buvo mAs verčių mažinimas. Šių verčių kitimo tendencija parodyta (21–23 pav.) pagal tyrimo metus.

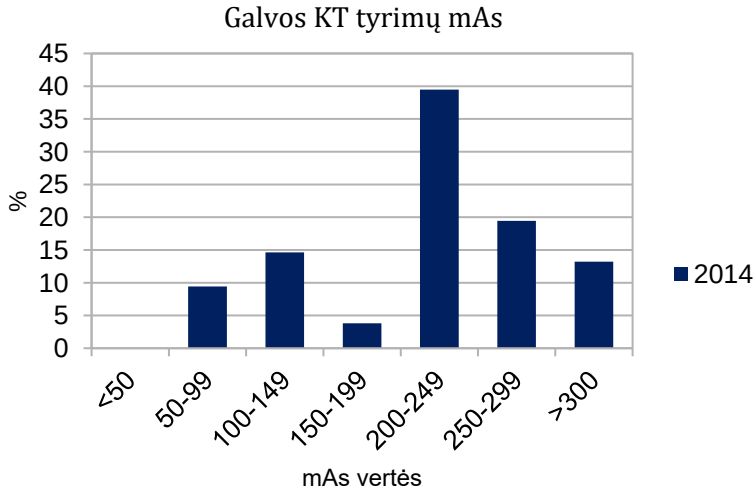


21 pav. Vamzdžio srovės verčių, taikytų pacientų galvos KT tyrimams, pasiskirstymas 2010 metais



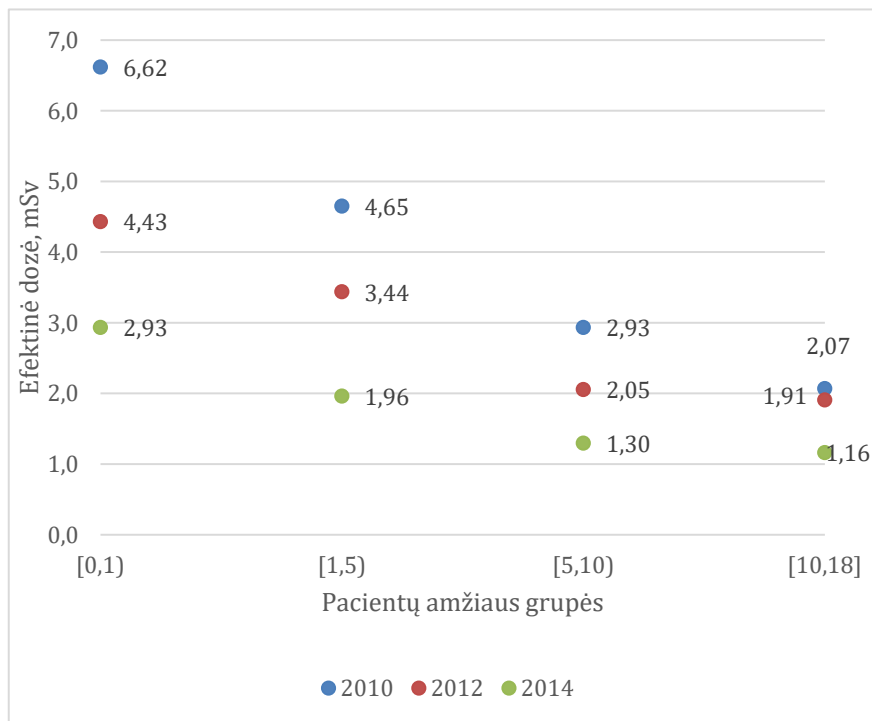
22 pav. Vamzdžio srovės verčių, taikytų pacientų galvos KT tyrimams, pasiskirstymas 2012 metais

Tyrimo optimizacijai pasitelkus automatinę vamzdžio srovės moduliaciją, metų eigoje matoma mAs verčių pasiskirstymo plačiau tendencija (22 pav.) ir iš aukščiausių verčių - >300 mAs pereiti į mažesnes. Galime vertinti, kad tai rodo esant geresnį protokolų optimizvimą.



23 pav. Vamzdžio srovės verčių, taikytų pacientų galvos KT tyrimams, pasiskirstymas 2014 metais

Retrospektyviame tyrime įvertinę KT skenavimo lokalizacijas matome, kad daugiausia atlikta galvos tyrimų. Įvertinta efektinė dozė (24 pav.)



24 pav. Įvertinta galvos KT tyrimų efektinė dozė amžiaus grupėms pagal tyrimo metus

Palyginus retrospektyvaus tyrimo galvos DAL ir nacionalinius DAL su Europos diagnostiniais atskaitos lygiais bei įvertinus efektinę dozę, pagrindinė sritis, kurioje reikia toliau optimizuoti galvos KT skenavimo protokolą pagal diagnozę – vaikams nuo gimimo iki vienerių metų. Parinkus optimizuotą skenavimo protokolą pagal vaikų amžių ir pritaikius konkrečiai klinikinei patologijai vertinti, apšvitą būtų galima sumažinti dešimtimis kartų ir neprarasti diagnostinės informacijos. Kaulinės patologijos, viena iš jų vaikų galvų deformacijos – nesindrominės kraniosinostozės, diagnostiniai KT vaizdai reikalingi planuojant korekcines operacijas, kai pakanka įvertinti kaukolės siūlių sukaulėjimą (didelio kontrasto objektų – kaulų).

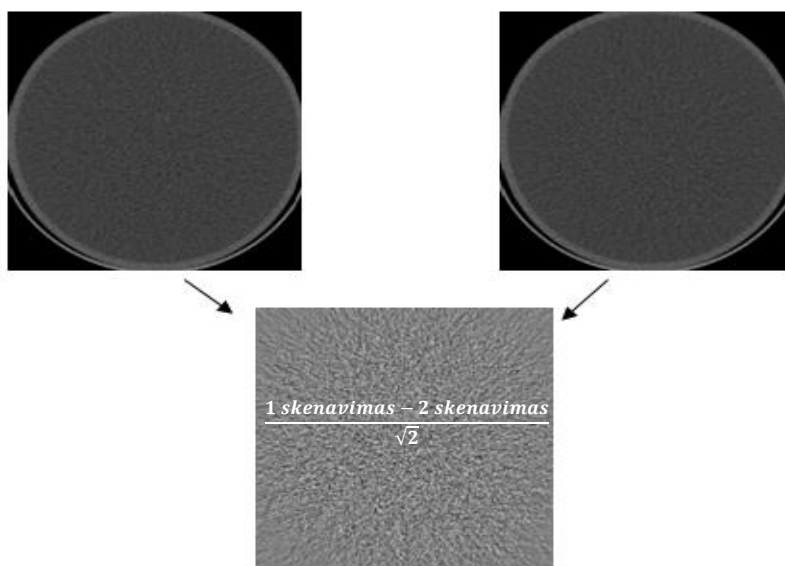
5.2. Antras tyrimų etapas

Siekiant įvertinti, kokie mažiausi KT vamzdžio srovės parametrai yra galimi tinkamam diagnostiniam vaizdui gauti, buvo planuotas eksperimentas, susidedantis iš tokių dalių:

- triukšmo modeliavimo metodologijos įvertinimas;
- ekspertinis modeliutų ir originalių vaizdų vertinimas;
- sumažintų KT vamzdžio srovės parametrų įtakos apšvitai ir vėžio rizikai įvertinimas.

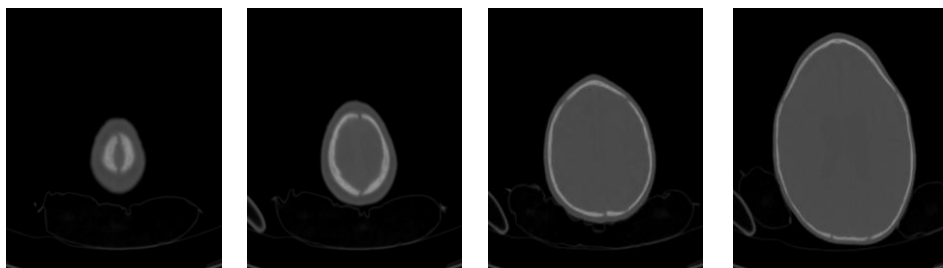
5.2.1. Triukšmų modeliavimas

Gauta pirminė triukšmo bazė pritaikius formulę, skenuojant cilindrinę fantomą naudojant 120, 100, 80, 50 ir 13 mAs (žemiausia įmanoma), žr. 25 pav.



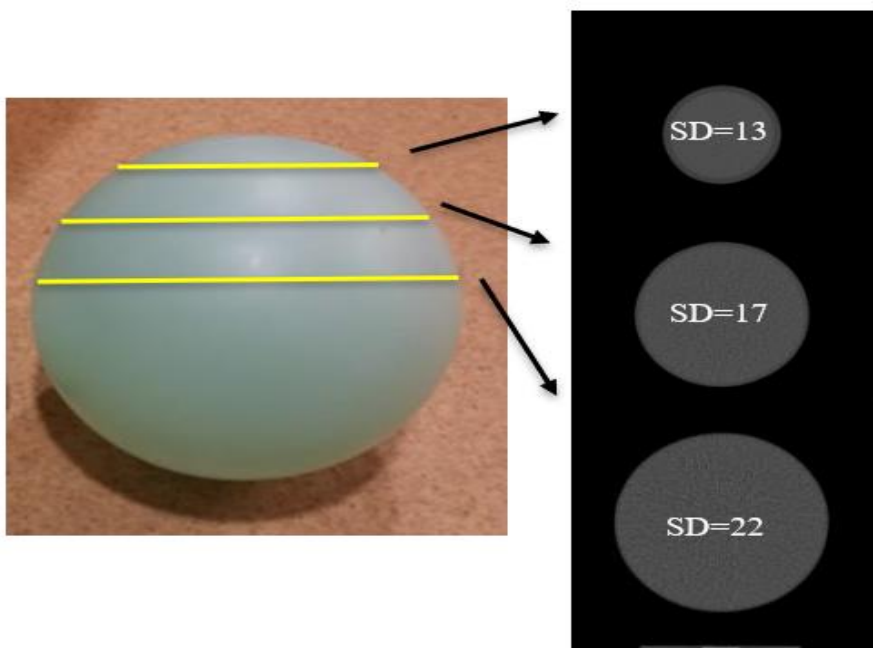
25 pav. Pirminės triukšmo bazės gavimas pagal pasirinktus mAs, skenuojant fantomą du kartus

Kiekviename KT tyrimo ašiniame pjūvyje galvos plotai skiriasi, todėl buvo atsižvelgta į galvos dydžius korektiškiems rezultatams (26 pav.).



26 pav. Galvos ašiniai pjūviai KT vaizduose

Tam tikslui buvo nuskenuotas sferinis fantomas ir įvertintas triukšmą apibūdinantis parametras (SD) kiekviename pjūvyje. Sferinis fantomas ir jo ašiniai KT vaizdai su atitinkamais triukšmo parametrais (SD) skirtinguose ploto pjūviuose pateikti 27 pav.



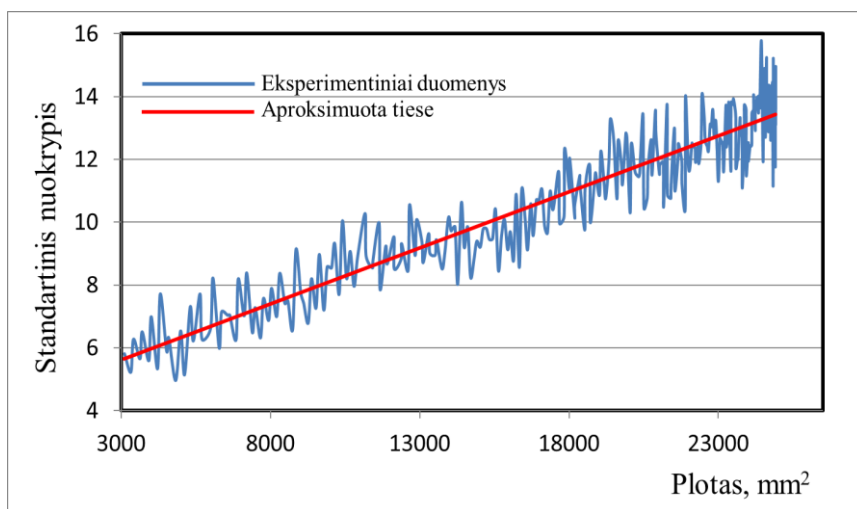
27 pav. Sferinis fantomas a), sferinio fantomo ašiniai pjūviai su triukšmo parametrais (SD)

Atlikus sferinio fantomo matavimus gauti fantomo KT vaizdai skirtinguose pjūviuose ir kiekviename pjūvyje apskaičiuotas triukšmą apibūdinantis parametras SD. Gauta triukšmo priklausomybė nuo objekto dydžio buvo aproksimuojama tiese:

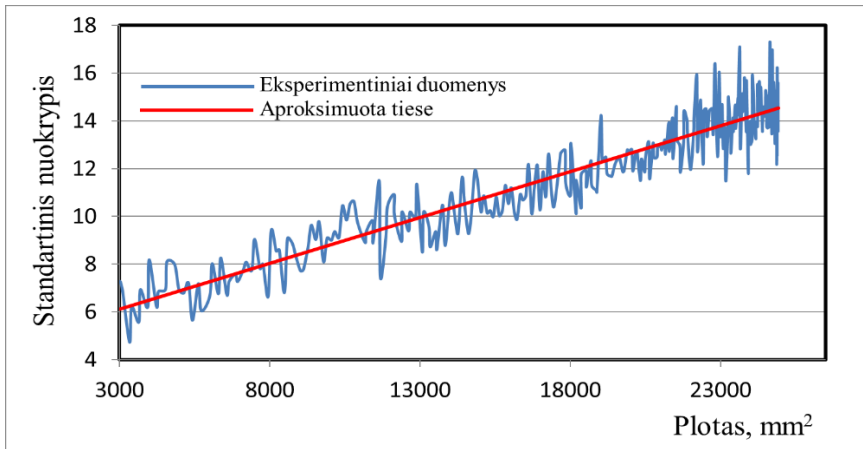
$$SD \text{ objekto dydis} = ax + b,$$

čia: SD – standartinis nuokrypis, x – plotas, a ir b koeficientai.

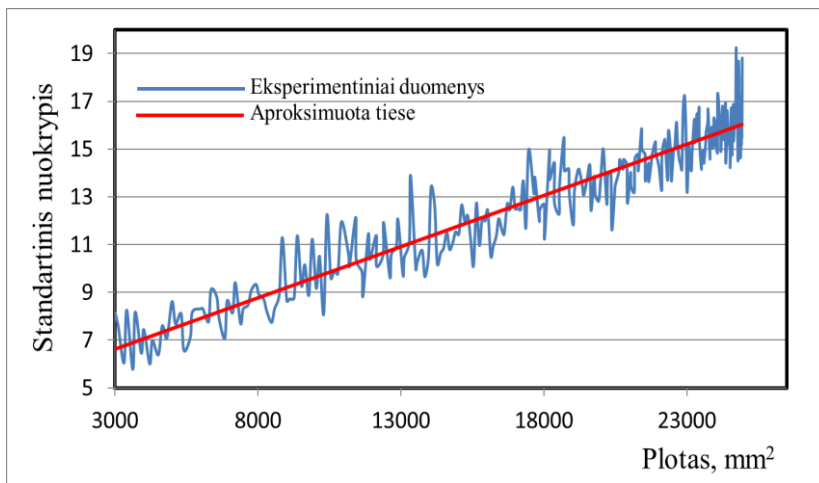
Pirminio triukšmo bazės modifikavimas pagal pateiktą dėsni buvo atliekamas naudojant *Matlab* programinę įrangą. Taip gaunamas simuliuotas triukšmas skirtingiems pjūvio plotams, kad atitiktų tame sluoksnyje esančios galvos plotą. Tokiu būdu sudarytas triukšmo modelis skirtingiems pjūvio (ploto) dydžiams ir skirtingoms mAs vertėms (120, 100, 80, 50 ir 13). Standartinio nuokrypio priklausomybė nuo objekto dydžio pateikta 28–32 pav.



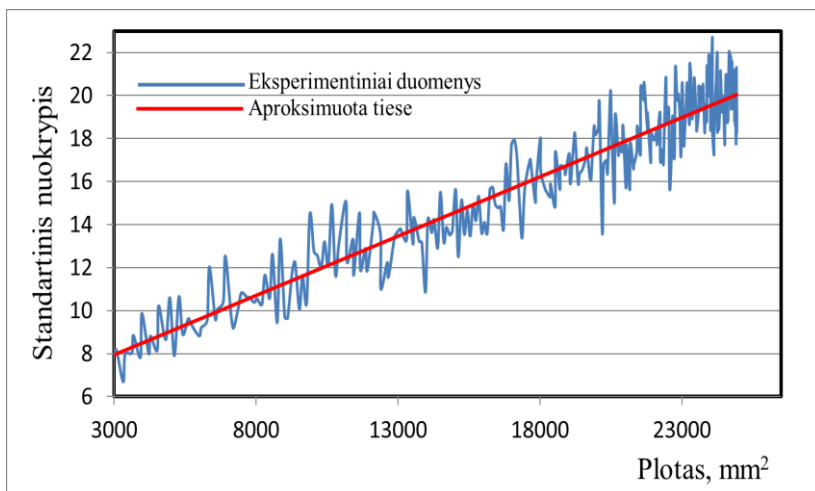
28 pav. Aproksimuoto triukšmo kreivė esant 120 mAs



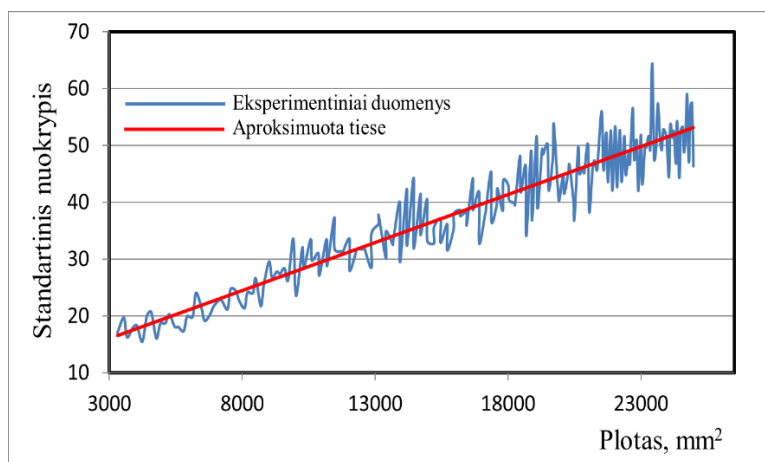
29 pav. Aproksimuoto triukšmo kreivė esant 100 mAs



30 pav. Aproksimuoto triukšmo kreivė esant 80 mAs



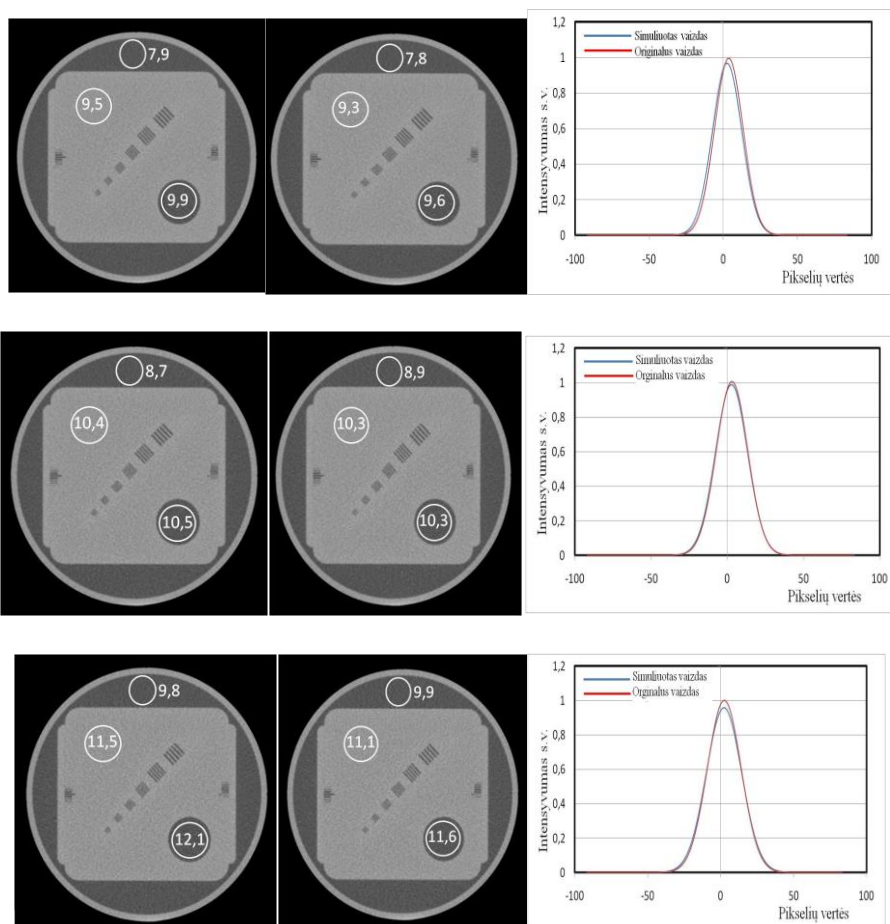
31 pav. Aproksimuoto triukšmo kreivė esant 50 mAs

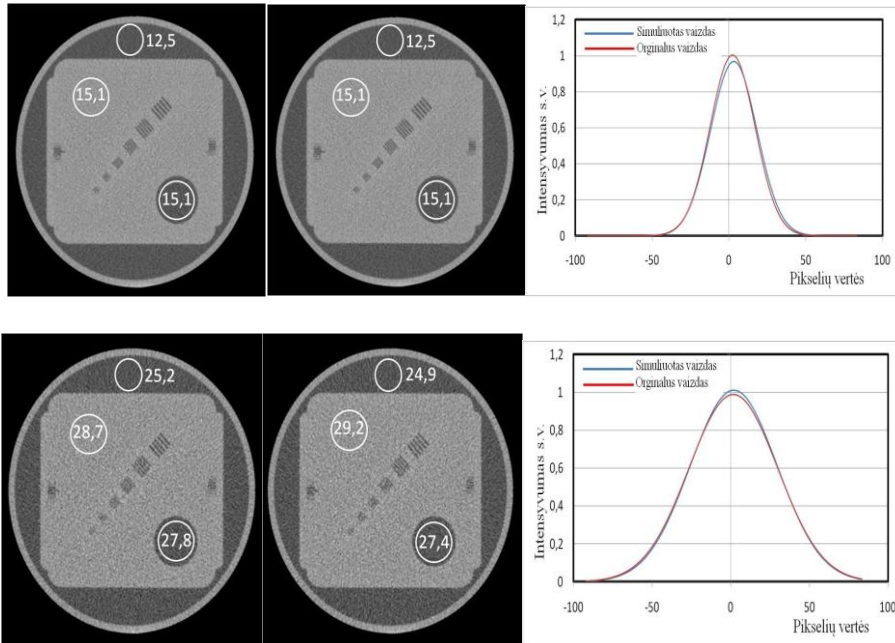


32 pav. Aproksimuoto triukšmo kreivė esant 13 mAs

5.2.2. Triukšmo modeliavimo metodologijos įvertinimas

Prieš atliekant retrospektyvių vaiko KT vaizdų modifikavimą generuotais triukšmais, reikia įvertinti, ar triukšmų generavimo metodika yra korektiška. Tam tikslui buvo skenuotas fantomas KT parametrais 120 mAs, 100 mAs, 80 mAs, 50 mAs, 13 mAs, gauti vaizdai palyginti su fantomo vaizdais, simuliuotais triukšmu 120 mAs, 100 mAs, 80 mAs, 50 mAs, 13 mAs parametru. Tada palyginti abiejų vaizdų vidutiniai standartiniai nuokrypiai, išmatuoti to paties pjūvio toje pačioje vietoje. Nebuvo reikšmingo skirtumo taikant F testą lyginant dviejų vaizdų dispersijas ($p = 0,6$), pateikta 33 pav. Taigi hipotezė, kad vaizdai sutampa, nėra atmetama. Šie rezultatai rodo, kad triukšmų generavimo metodika yra korektiška ir metodas su simuliuotais mažais mAs generuoja vaizdus, kurie nesiskiria nuo tikrųjų vaizdų.

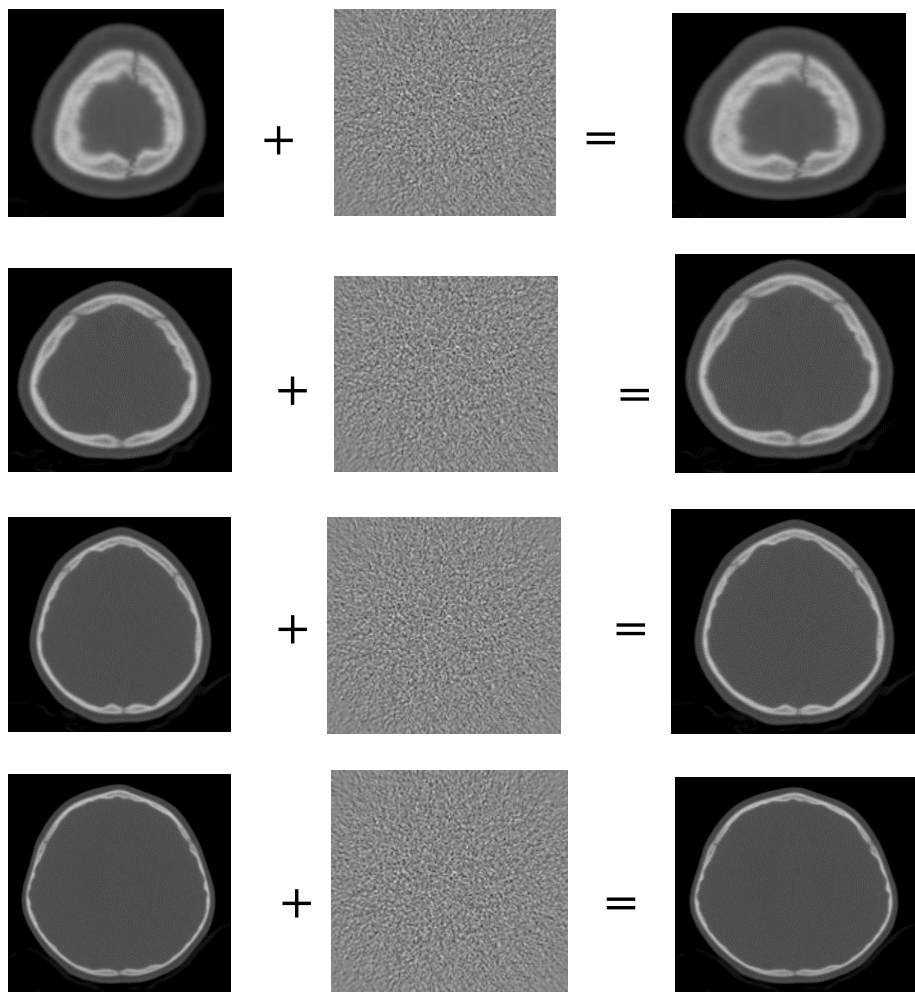




33 pav. Triukšmų generavimo metodikos korektiškumui buvo palyginti originalūs 120 mAs, 100 mAs, 80 mAs, 50 mAs, 13 mAs ir simuliuoti 120 mAs, 100 mAs, 80 mAs, 50 mAs, 13 mAs vaizdai

5.2.3. Mažos dozės vaizdų generavimas

Pirinio triukšmo bazė, gauta du kartus skenuojant fantomą toje pačioje vietoje, modifikuojama panaudojus dėsni (SD priklausomybę nuo objekto dydžio) skirtingiems galvos pjūvių plotams. Tai buvo atliekama visiems retrospektyvaus galvos tyrimo vaizdams pagal jų ašinius plotus. Tokiu būdu sumodeliuotas galutinis triukšmas buvo pridedamas prie retrospektyvaus galvos tyrimo ašinių pjūvių ir generuojamas mažos dozės KT ašinis vaizdas (pateikta 34 pav.).

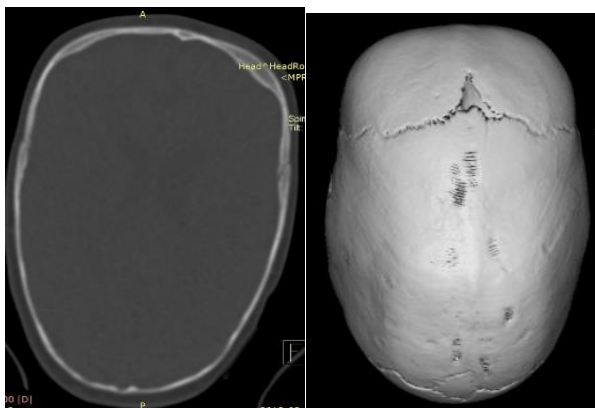


34 pav. Vieno paciento originalaus KT tyrimo ašinių vaizdų serijai pasirenkamas sumodeliuotas galutinis triukšmas pagal mAs (120, 100, 80, 50 ar 13) kiekvienam vaizdui pagal jo pjūvio plotą.

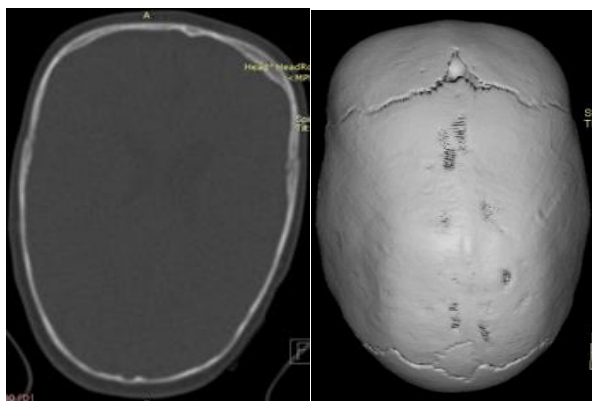
Tokiu būdu buvo gaunama kiekvieno paciento visa galvos tyrimo vaizdų serija simuliuojant triukšmu pagal pasirinktus mAs. Toliau iš vaizdų serijų buvo atliktos 3D galvos rekonstrukcijos, atitinkančios skenavimus 120, 100, 80, 50 ir 13 mAs.

Ta pati procedūra su simuliuotu triukšmu konkreitiems ašinio pjūvio plotams buvo taikoma visiems 29 galvos KT tyrimams. Kiekvienam pacientui generuota apie ~ 1200 ašinių vaizdų.

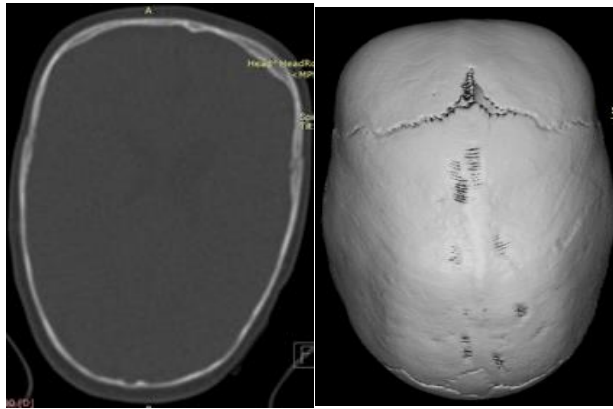
Originalaus KT tyrimo ašinis pjūvis ir 3D rekonstrukcija bei to paties pjūvio generuoti mažų parametrų ašiniai vaizdai ir atliktos 3D rekonstrukcijos (35–40 pav.).



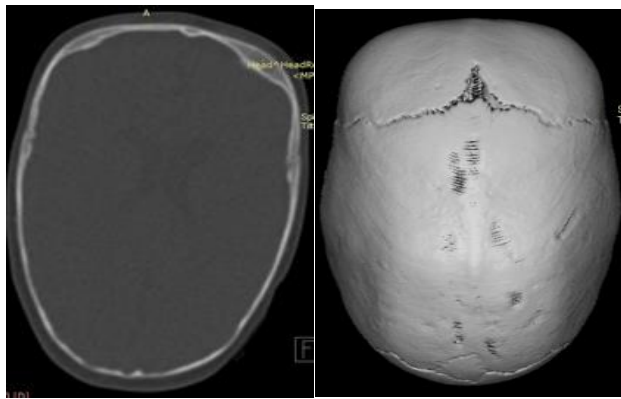
35 pav. Originalaus vaizdo ašinis pjūvis ir 3D rekonstrukcija (195 mAs)



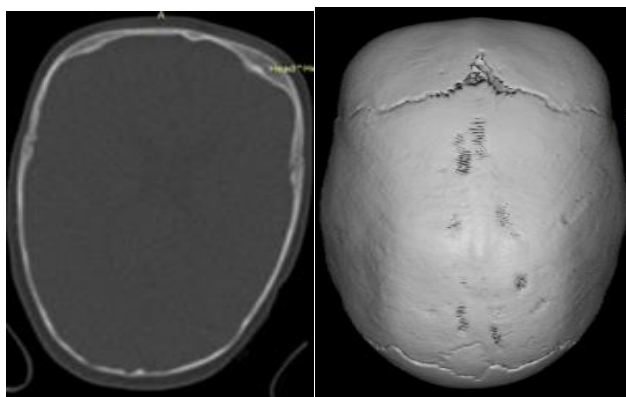
36 pav. Simuliuoto vaizdo ašinis pjūvis ir 3D rekonstrukcija (120 mAs)



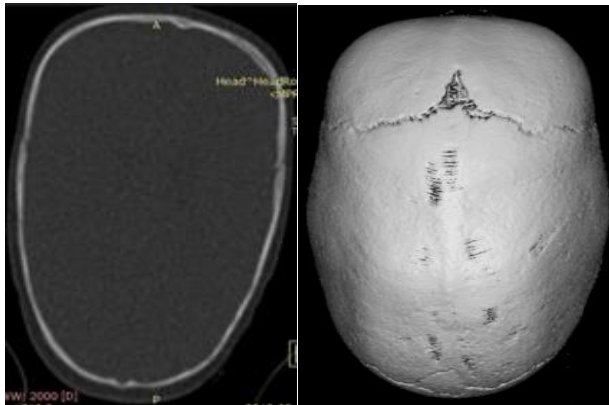
37 pav. Simuliuoto vaizdo ašinis pjūvis ir 3D rekonstrukcija (100 mAs)



38 pav. Simuliuoto vaizdo ašinis pjūvis ir 3D rekonstrukcija (80 mAs)



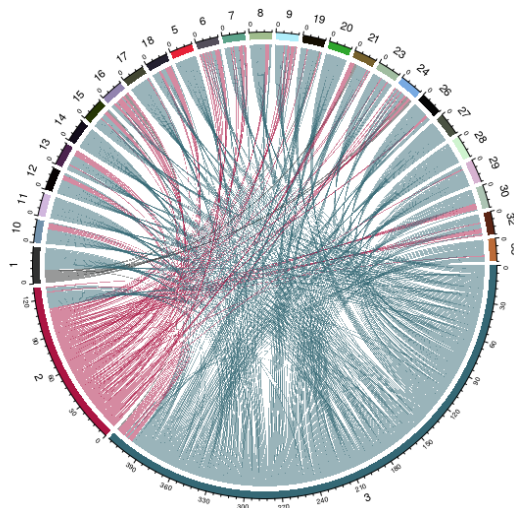
39 pav. Simuliuoto vaizdo ašinis pjūvis ir 3D rekonstrukcija (50 mAs)



40 pav. Simuliuoto vaizdo ašinis pjūvis ir 3D rekonstrukcija (13mAs)

5.2.4. Vaizdų vertinimas

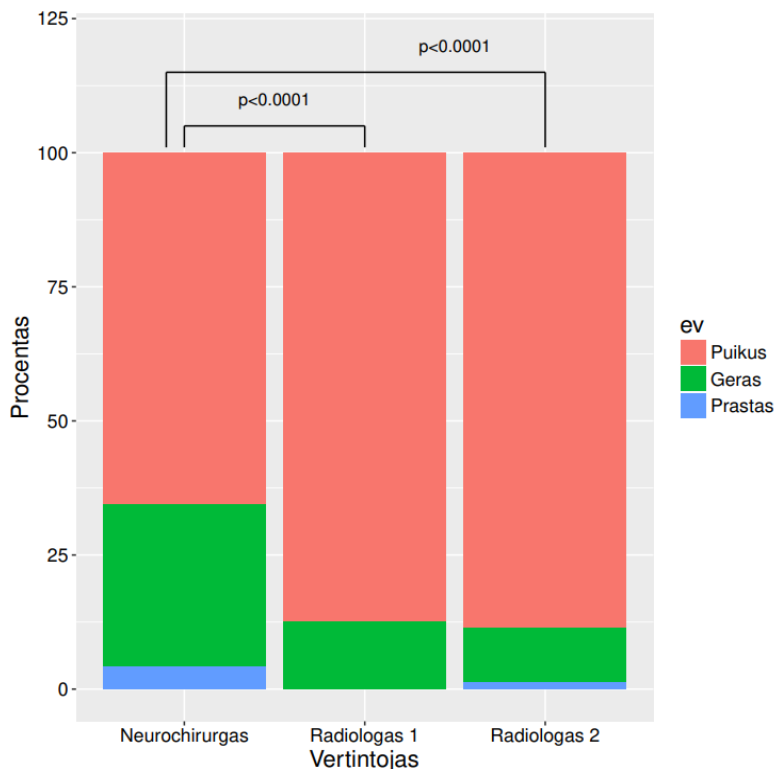
Iš originaliųjų ir simuliuotųjų ašinių pjūvių buvo generuotos 3D vaizdų rekonstrukcijos ir pateiktos vertinti. Ekspertai vertino dar ir po vieną originalaus ir simuliuoto vaizdo ašinį pjūvį ties skliauto viduriu. Vaizdus vertino 3 gydytojai: neurochirurgas ir 2 radiologai. Vertinimo kriterijai – kaukolės siūlių matomumas ir vaizdų diagnostinė vertė. Kiekvienas ekspertas įvertino 174 atvejus. Vertinimas buvo planuotas, vertintojams pateikti anoniminiai vaizdai taikant randomizaciją, taip vertinant nebuvo žinoma, vaizdai originalūs ar simuliuoti. Paveiksle 41 pavaizduotas vertinimų



41 pav. Eksperimento vertinimų pasiskirstymas pagal vaizdų vertinimą ir pacientų ID

pasiskirstymas priklausomai nuo vaizdo vertinimo (1 – blogas, 2 – geras, 3 – labai geras) ir pacientų ID. Paveikslėlyje matoma, kad rinkiniai su ID 6 ir 16 buvo vertinami prasčiau nei visi likę vaizdai.

Radiologų vertinimų skirtumas buvo nereikšmingas ($p = 0,12$), tačiau neurochirurgo ir radiologų vertinimų skirtumas gautas reikšmingas (42 pav.).



42 pav. Trijų ekspertų vertinimas

Neurochirurgo vertinimas taip pat svarbus tyrime, nes jis yra komandos dalis, galvos KT vaizdai reikalingi prieš chirurginį gydymą planuojant operaciją, todėl jo vertinimo atmesti negalima. Neurochirurgo ir radiologų vertinimo skirtumų atsiranda todėl, kad skiriasi jų specializacija, ir jie vaizdus vertina skirtingai, pavyzdžiui, kitaip interpretuojamas kaukolės siūlės neryškumas. Gydytojai radiologai dažnai vertina galvos KT vaizdus, nes tai yra jų kasdienis darbas [81, 82], todėl tarp radiologų vertinimų labai geras / geras ir blogas vaizdas yra nedidelis skirtumas. Vis dėlto, kai srovės stipris 13 mAs, jau atsiranda reikšmingas skirtumas tarp visų labai gerai įvertintų vaizdų ($p = 0,0026$).

Įvertinimas „labai geras“ kiekvieno eksperto pateiktas 16 lentelėje, joje maksimalus galimas kiekvieno (mAs) įvertinimas gali būti 58 (29 pacientai, kiekvienam atvejui po 2 klausimus).

16 lentelė. Ekspertų labai gero vaizdo įvertinimas esant skirtingiems mAs

Vertintojai	Rentgeno vamzdžio srovės stipris (mAs)						Vaizdų įvertinimas
	13	50	80	100	120	195	Labai geras
Neurochirurgas	31	37	38	41	39	42	228
Radiologas I	50	51	51	52	46	54	304
Radiologas II	42	53	54	48	56	55	308
Bendras atsakymų skaičius	123	141	143	141	141	151	840

Kiekvieno eksperto vaizdų įvertinimas „geras“ pateiktas 17 lentelėje. Joje maksimalus galimas kiekvieno (mAs) įvertinimas gali būti 58 (29 pacientai, kiekvienam atvejui po 2 klausimus).

17 lentelė. Ekspertų gero vaizdo įvertinimas esant skirtingiems mAs

Vertintojai	Rentgeno vamzdžio srovės stipris (mAs)						Vaizdų įvertinimas
	13	50	80	100	120	195	Geras
Neurochirurgas	22	17	15	17	19	15	105
Radiologas I	8	7	7	6	12	4	44
Radiologas II	14	3	4	10	2	2	35
Bendras atsakymų skaičius	44	27	26	33	33	21	184

Vaizdas, įvertintas kaip „labai geras“, iš esmės priklauso nuo vaizdo kokybės, todėl galima daryti išvadą, kad, sumažinus mAs vertes, apskritai sumažėja vaizdo kokybė, kurią apibūdina mažėjantis labai gerų įvertinimų skaičius esant žemesniems mAs (16 lentelė). Minėta, kad kraniosinostoezi diagnozuoti būtina įvertinti tarpą (siūlę) tarp kaulų, tačiau tam nebūtina puiki vaizdo kokybė (vaizdo kokybė, kurios reikalaujama pagal kokybės užtikrinimo dokumentus). Todėl vertinimai „labai geras“ ir „geras“ gali būti sujungti ir taip įvertinti vaizdai yra tinkami nustatant diagnozę (18 lentelė).

18 lentelė. Ekspertų įvertinti vaizdai, tinkami diagnozei (sujungti „labai geras“ ir „geras“), esant skirtingiems mAs

Vertintojai	Rentgeno vamzdžio srovės stipris (mAs)						Vaizdai tinkami diagnozei
	13	50	80	100	120	195	
Neurochirurgas	53	54	53	58	58	57	333
Radiologas 1	58	58	58	58	58	58	348
Radiologas 2	56	56	58	58	58	57	343
Bendras atsakymų skaičius	167	168	169	174	174	172	1024
Vaizdų, įvertintų kaip geras / labai geras, dalis	96% 167/174	96.6% 168/174	97.1% 169/174	100% 174/174	100% 174/174	98.9% 172/174	

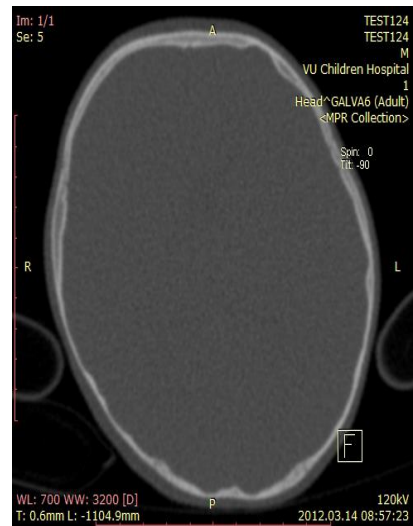
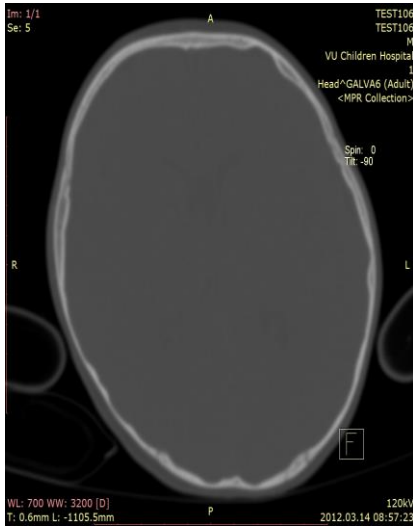
Klinikiniame patvirtiname protokole vaikų galvos KT tyrimai atliekami naudojant srovės stiprį 195 mAs, todėl ši vaizdų vertinimo grupė yra etalonas. Siekiant nustatyti, ar vaizdų su mažesniais parametrais vertinimas reikšmingai skiriasi nuo originalių vaizdų vertinimo, buvo tikrinama hipotezė, kad nėra reikšmingo skirtumo, alternatyva – reikšmingas skirtumas tarp grupių. Nesant reikšmingo skirtumo tarp vaizdų, įvertintų geras / labai geras esant sumažintiems mAs ir 195 mAs (etaloninei grupei), dalies, gautume, kad ir vaizdai, gauti esant mažesniems parametrams, yra tinkami diagnozei nustatyti.

Originalių vaizdų vertinimo pasikliautinasis intervalas originaliems vaizdams, kai skenavimo moduliacija yra 195 mAs (0,95, 0,997), o vidutinis diagnostinis vertinimas 0,989. Skaitiškai tai atitinka, kad kai pasikliautinasis intervalas yra 95 %, galima tikėtis, kad vaizdai, kurių ekspertinis vertinimas atitinka (165,3; 173,478) ribas, yra tinkami diagnozei nustatyti.

18 lentelėje matome, kad nė vienas iš sumažintų mAs grupių vertinimų nebuvo mažesnis nei apatinė pasikliauties intervalo riba. Todėl hipotezės, kad nėra reikšmingo skirtumo tarp originalių vaizdų grupės ir vaizdų su sumažintais parametrais, atmesti negalime. Nebuvo rasta statistiškai reikšmingo skirtumo tarp visų vertinamų grupių tiriant Frydmano kriterijumi ($p = 0,18$).

Rezultatai rodo, kad vaizdai, užregistruoti naudojant 13 mAs anodinę srovę, gali būti tinkami kraniostozėms diagnozuoti be statistiškai reikšmingo skirtumo, lyginant su dabartiniu standartiniu protokolu, naudojant 195 mAs (43 pav.).





43 pav. Galvos 3D vaizdai ir ašiniai pjūviai įvertinti labai gerai tiek originalių (195 mAs), tiek simuliuotų vaizdų esant 13 mAs rentgeno vamzdžio srovės ir laiko sandaugos verte

5.2.5. Kokybinis poveikio vertinimas

Iš pirmiau pateiktų rezultatų matyti, kad diagnostinė vertė, kai srovės stiprio ir laiko sandaugos vertė 13 mAs, reikšmingai nesiskiria nuo diagnostinės vertės esant standartiniam protokolui (195 mAs), todėl šiame etape įvertinome, kokį poveikį pacientų efektingoms dozėms turėtų sumažintos dozės protokolas.

Efektinei dozei apskaičiuoti naudoti duomenys iš pacientų skenavimo KT protokolų (CTDIvol, DLP), pacientų amžius ir skenuotos kūno srities organų jautrumo koeficientas pagal ICRP 103. Buvo įvertinta retrospektyvaus 29 vaikų tyrimo vėžio rizika [71].

Apskaičiuotų efektyvių dozių ir įvertintos kiekvienos amžiaus grupės pagal lytį apšvitos rezultatai pateikiami 19 lentelėje.

19 lentelė. Apskaičiuotos efektinės dozės ir įvertinta apšvita kiekvienos amžiaus grupės pagal lytį

Tyrimų skaičius	Lytis	Amžiaus grupės	CTDIvol (mGy)	IQR	DLP mGy*cm	IQR	E (mSv)	IQR	VR	MV	E _{tikėtina} (mSv)
	M										
6	M	[0,1)	29,46	(18.07, 32.05)	511	(286, 550)	6.42	(3.59, 6.9)	0.01	0.03	0.43
13	V	[0,1)	29,22	(22.53, 30.66)	524	(397, 561)	6.57	(4.98, 7.04)	0.09	0.03	0.44
19	V/M	[0,1)	29,22	(21.46, 30.66)	524	(330.5, 560)	6.57	(4.15, 7.03)	0.09	0.03	0.44
3	M	[1,5)	31,4	(31.4, 32.69)	582	(561, 612)	4.41	(4.27, 4.43)	0.06	0.02	0.29
7	V	[1,5)	32,51	(30.06, 35.15)	558	(472, 658)	4.26	(3.61, 4.52)	0.05	0.02	0.28
10	V/M	[1,5)	32,05	(31.4, 34.34)	570	(541, 633)	4.34	(4.14, 4.44)	0.05	0.02	0.29

IQR – tarpkvartilinis atstumas, VR – vėžio rizika, MV – mirtingumas nuo vėžio, E – efektinė dozė, E_{tikėtina} – efektinė dozė

Gauta vaikų nuo gimimo iki 1 metų DLP mediana 524 mGy*cm. Lyginant su Lietuvos nacionaliniais diagnostiniais atskaitos lygiais (570 mGy*cm), patvirtintais 2018 metais, vertės neviršijamos, tačiau, vertinant pagal PiDRL rekomendacijas vaikams nuo gimimo iki vieno metų, apskaičiuota tyrimo vertė 1,8 karto didesnė (524/300).

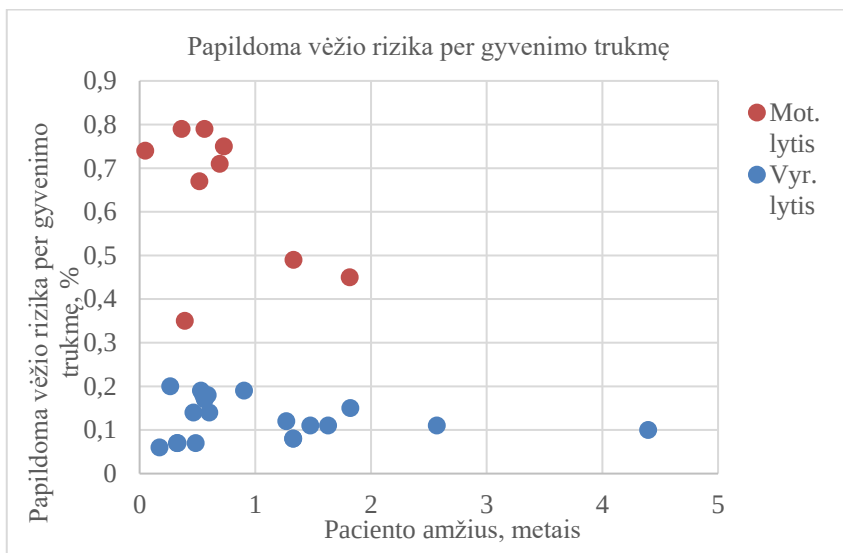
Vaikų nuo 1 metų iki 5 metų apskaičiuota DLP mediana 570 mGy*cm neviršija Lietuvos DAL šios amžiaus grupės (630 mGy*cm), tačiau pagal Europos DAL (PiDRL rekomendacijas) taip pat yra didesnė 1,5 karto (570/370).

Esant standartiniam galvos KT skenavimo protokolui įvertinta efektinė dozė yra 4,45 mSv mergaitėms ir 5,11 mSv berniukams. Naudojant sumažintus apšvitos protokolus, kai parametras būtų 13 mAs, tikėtina efektinė dozė 0,33 mSv IQR (0,26, 0,45).

Tyrimų atlikimas taikant sumažintus parametrus (iki mažiausios galimos 13 mAs) leistų sumažinti efektinę dozę iki 15 kartų. Apšvitos dozė kiekvienam pacientui sumažėtų iki 93,7 % (94 %).

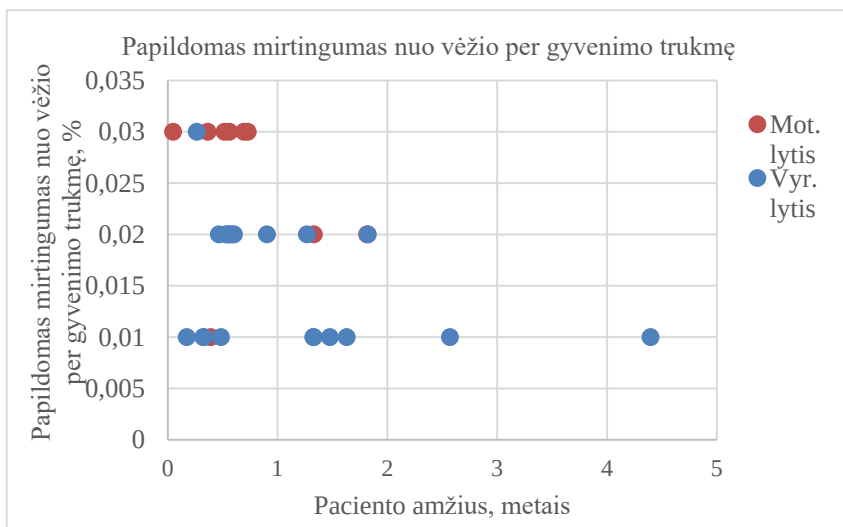
Retrospektyviai įvertinta, kad kraniosinostozės tyrimo nulemta apšvita sukelia papildomą 0,06–0,79 % riziką susirgti vėžiu per gyvenimo trukmę, palyginti su pacientais, kuriems toks KT tyrimas nebuvo atliktas. Ji įvertinta susumuojant atskirų organų rizikas. Dėl gautos apšvitos KT tyrimų metu papildomos vėžio rizikos per gyvenimo trukmę pasiskirstymas pagal paciento amžių ir lytį pateikiamas 44 paveiksle. Berniukams nustatyta vėžio rizika per gyvenimo trukmę – 0,06–0,2 %, o mergaitėms – 0,35–0,79 %.

Bazinė vėžio atsiradimo rizika per žmogaus gyvenimo trukmę yra 45,93 % vyrams ir 41,34 % moterims, o bazinė rizika mirti nuo vėžio – 22,91 % vyrams ir 19,78 % moterims [102]. Pateiktos apskaičiuotos rizikos (44 ir 45 pav.) yra papildomos ir sumuojamos su bazinėmis rizikomis. Galimi įvairūs šių rizikos įvertinimo paklaidų šaltiniai nurodyti BEIR VII ataskaitoje ir galima vertinti, kad šių įvertinimų paklaida ± 300 % [83].



44 pav. Berniukams nustatyta vėžio rizika per gyvenimo trukmę – 0,06–0,2 %, o mergaitėms – 0,35–0,79 %

Retrospektyviai apskaičiuota papildoma mirtingumo nuo vėžio rizika per visą gyvenimą yra nuo 0,01 iki 0,03 %, atliekant kraniosinostozės KT tyrimą (45 pav.).



45 pav. Apskaičiuota kraniosinostozinių galvos KT tyrimo dėl apšvitos atsirandanti mirtingumo nuo vėžio rizika per visą gyvenimą

6. REZULTATŲ APTARIMAS

Tarptautinė radiologinės saugos komisija (ICRP) įvedė diagnostinių atskaitos lygių sąvoką kaip optimizacijos priemonę medicininio vaizdinimo procedūroms [26, 30, 32, 35]. Numatoma, kad įgyvendinus nustatytą ir plačiai naudojamą diagnostinių atskaitos lygių programą, tam tikrais etapais dozės gali tapti santykinai pastovios, o tada DAL bus svarbi priemonė, apsauganti nuo bereikalingo dozės didinimo. Yra keletas tyrimų, kuriuose nustatyta arba pasiūlyta nacionaliniai vaikų kompiuterinės tomografijos tyrimų DAL [74, 75, 76, 77], tačiau vietiniams DAL nustatyti skirtų analizių yra kur kas mažiau [84]. Lietuvoje nacionaliniai DAL vaikų kompiuterinės tomografijos tyrimams yra nustatyti tik galvos srityje, nedetalizuojant, dėl kokios indikacijos skirtas tyrimas. Galime teigti, kad dėl to lieka daug galimybių optimizuoti ir specializuoti šiuos tyrimus. Dozių auditai ir analizės, atliekami pavieniauose tyrimų centruose ar ligoninėse, yra naudinga priemonė nustatyti vietinius DAL, kurie gali būti palyginami su nacionaliniais ar kitų šalių publikuotais lygiais. Norint įvertinti KT praktiką įstaigoje, reikia atlikti realių pacientų tyrimų dozių analizes, jas būtina periodiškai kartoti.

Dabartiniai KT aparatai nurodo tuos pačius dozės rodiklius – CTDIvol ir DLP – tad palyginimas tarp skirtingų centrų, šalių, įvairių darbo praktikų yra lengviau pasiekiamas ir skaidresnis. Atliekant vaikų dozių vertinimą, susiduriama su sunkesnėmis aplinkybėmis, nei analizuojant suaugusiųjų tyrimus – tyrimų parametrai apima daug didesnius režius ir labai priklauso nuo vaiko amžiaus ir dydžio. Pastaruoju metu pabrėžiama, kad amžius nėra pats tiksliausias rodiklis optimizacijai, tačiau retrospektyviame audite dažnai problemiška, reikia daug papildomo laiko ar net neįmanoma susieti paciento su jo tuomečiu svoriu, KMI ar kitais siūlomais parametrais, jei tai nebuvo užregistruota tyrimo metu.

Nors KT dozę galima kiekybiškai apibrėžti pagal lengvai suprantamus ir palyginamus vienetus (CTDIvol, DLP), vaizdo kokybė ir jo tinkamumas diagnostiniam įvertinimui priklauso nuo daugelio veiksnių, kuriuos ne visada yra lengva įvertinti kiekybiškai. Pediatrinius KT tyrimus atliekančių medicinos praktikų bendruomenėje nėra bendro sutarimo, kokia vaizdo kokybė yra tinkama, atsižvelgiant į amžių, kūno sritį ir klinikinę indikaciją [85].

Lietuvoje KT tyrimai vaikų amžiuje nėra plačiai nagrinėti, todėl retrospektyvaus tyrimo dviem etapais buvo siekiama išanalizuoti vaikų KT tyrimų parametrus, apšvitą bei optimizuoti skenavimo protokolą pagal diagnozę. Siekiant įvertinti vaikų patiriamą apšvitą ir įvertinti vietinius DAL buvo surinkti ir įvertinti 2010 m., 2012 m. ir 2014 m. tyrimų duomenys.

Įvertinus klinikinio tyrimo pirmą etapą nustatyta, kad daugiausia atlikta jauniausios amžiaus grupės galvos KT tyrimų (beveik 90 proc. visų tyrimų). Palyginus su Lietuvos sveikatos ministro patvirtintais vaikų galvos KT tyrimų diagnostiniais atskaitos lygiais nustatyta, kad vertės neviršytos, tačiau, palyginti su Europos DAL, 0–1 metų amžiaus vaikų grupės galvos KT tyrimų vertė yra didesnė 10 procentų.

Apšvitos optimizavimas apima ir skenavimo protokolų derinimą siekiant užregistruoti kokybės kontrolės reikalavimus atitinkančius vaizdus esant minimaliai apšvitai, tačiau skenavimo protokolą optimizavus pagal vaiko amžių ir pritaikius konkrečiai klinicinei patologijai vertinti, apšvitą būtų galima sumažinti dešimtimis kartų ir neprarasti diagnostinės informacijos. Tuo tikslu antrame tyrimo etape – eksperimente pasirinkti nesindrominių kraniosinostozų skenavimo protokolai ir diagnostiniai galvos KT vaizdai. Galvos deformacijų diagnostikoje labai svarbus kompiuterinės tomografijos tyrimas dėl trimačių rekonstrukcijų planuojant chirurginį gydymą, taip sutrumpinamas pasiruošimo laikas pasirenkant kaukolių remodeliacijas [86, 87]. Operacinis gydymas tinkamiausias iki 1 metų amžiaus, nes šiuo periodu vaiko kaukolė dar gana lanksti ir ją lengva remodeliuoti [88]. Atidėjus chirurginę intervenciją po metų, galimas deformacijos progresavimas. Pagrindinės nesindrominių kraniosinostozų chirurginio gydymo indikacijos yra kosmetiniai defektai, funkcinė negalia, intrakranijinė hipertenzija, optinio nervo atrofija [89]. Tačiau KT tyrimas turi būti skiriamas tik esant indikacijai dėl jonizuojančiosios spinduliuotės, kuriai ypač jautrūs maži vaikai [90].

Protokolų optimizavimas siekiant sumažinti dozę įprastai atliekamas mažinant rentgeno vamzdžio srovės stiprį ir įtampą, apsisukimo apie pacientą laiką, ir / arba pritaikant iteratyvios rekonstrukcijos algoritmus kuriant vaizdus. Įprastai 0–6 metų vaikų standartinio galvos skenavimo protokolo parametrai yra 120 kV ir 165–265 mA [91]. Mažinant rentgeno srovės stiprį ir įtampą, svarbu neviršyti leidžiamo diagnostinio vaizdo triukšmo lygio, kuris priklauso nuo konkrečios klinikinės indikacijos [92]. Vamzdžio srovės stiprio mažinimas ir to nulemtas vaizdo triukšmo didėjimas gali lemti diagnostinės

informacijos praradimą [93]. Jei keli skenavimo protokolo parametrai keičiami tuo pačiu metu, sunku objektyviai įvertinti kiekvieno iš jų įtaką dozei mažėti bei vaizdo kokybei pablogėti [92].

Kita būdas, naudojamas KT apšvitai mažinti, yra iteratyvios rekonstrukcijos (IR) algoritmų, priklausančių nuo konkretaus KT aparato gamintojo, pritaikymas. Kaasalainen ir kt. [81] pritaikė ASIR30 %, ASIR50 % ir Veo IR algoritmus 80 kV ir fiksuoto 10 mA skenuoto fantomo vaizdams ir įvertino šio protokolo tinkamumą klinikinėje praktikoje. Tačiau būtina pabrėžti, kad supaprastinti galvos fantomai, kuriuos naudojo minėti autoriai, nėra lygiavertiniai realios kaukolės anatomijai ir gali pervertinti tikrąją paciento vaizdo diagnostinę vertę.

Ernstas ir kt. [94] pritaikė Veo IR algoritmą tiems patiems skenavimo parametrams (80 kV, fiksuota 10 mA) vaikams, kuriems įtariama kaukolės kraniosinostozės deformacija. Autoriai pabrėžia, kad jų sumažintų parametru skenavimo protokolas nėra tinkamas kitiems IR algoritmams pritaikyti ir abejoja, ar bus pasiekiamas atitinkamas apšvitos sumažėjimas. Khanna ir kt. [95] įvertino galvos KT protokolą be IR algoritmų, kai skenavimo protokolo parametrai buvo 120 kV ir 150 mA, taip pat tęsė perpus mažesnės apšvitos protokolo vertinimą (120 kV ir 75 mA). Badve ir kt. [66] pristato du ir keturis kartus mažesnės apšvitos protokolo optimizavimą, pasiekiamą mažinant tik rentgeno vamzdžio srovės stiprio ir apsisukimo laiko sandaugą iki 30 mAs. Vazquez ir kt. tyrime [96] taikyto protokolo vamzdžio įtampa buvo 80 kV, o vamzdžio srovės stiprio ir apsisukimo laiko sandauga buvo 50–150 mAs bei triukšmo indeksas (NI) 23. Šis protokolas leidžia pasiekti apšvitos sumažėjimą nuo 10 iki 22 kartų. Vienas iš šio tyrimo apribojimų buvo dinaminis trijų parametru (kV, mA ir triukšmo indekso) modifikavimas ir vėlesnė sudėtinga kiekvieno parametro įtakos vaizdo kokybei analizė [96]. Viena tyrėjų grupė vertino dozės mažinimo galimybę analizuodama padėties įtaką gautai dozei. Zerella ir kt. [97] tyrimas parodė, kad, pakeitus galvos pozicionavimo padėtį KT aparate ir naudojant IR algoritmą su sumažintos apšvitos protokolu, pasiekiamas maždaug 50 proc. efektinės dozės sumažėjimas. Montoya et al. [98] naujausiame tyrime naudojo sinogramomis pagrįstą triukšmo modeliavimo metodiką ir IR algoritmą vaizdui rekonstruoti. Aklas tyrimas parodė, kad įprastiniai galvos KT tyrimai buvo kliniškai priimtini kraniosinostozės įvertinimui įterpiant triukšmą į esamą KT projekciją, kartu pasiekiant dozės sumažėjimą iki 75–90 procentų.

Mūsų tyrimo metu įvertinta vidutinė efektinė dozė paciento, kuriam yra nesindrominė kraniosinostozė, atitinka 6,96 mSv ir tai yra didesnė apšvitos vertė, palyginti su kitų tyrimų rezultatais [100]. Santykinai aukštos dozių vertės buvo dėl palyginti didelės naudotų skenavimo parametrų vertės. Įvertinta, kad dėl vieno KT tyrimo galimai sukelta papildoma mirtingumo nuo vėžio rizika yra maža (0,01–0,03 %), tačiau tam tikroms pacientų grupėms, pavyzdžiui, mergaitėms, dėl didesnio radiojautrumo papildoma rizika susirgti vėžiu per gyvenimo trukmę yra iki 0,79 %. Jonizuojančiosios spinduliuotės sukeltas vėžys yra pagrindinė problema pacientams, kurie yra veikiami jonizuojančiosios spinduliuotės, ypač didelių dozių tyrimo, kaip KT, metu. Kancerogenezė yra stochastinis spinduliuotės poveikis, be viršutinio ar apatinio pasireiškimo slenksčio, o vėžio atsiradimo tikimybė yra kintama. Vaikams stochastinio poveikio (daugiausia vėžio) rizika yra didesnė, palyginti su suaugusiaisiais, net jei gaunama tokia pati jonizuojančiosios spinduliuotės dozė. Vaikų likusi gyvenimo trukmė yra ilgesnė, per kurią gali vystytis piktybiniai navikai. Be to, besivystantis audinys yra jautresnis apšvitos poveikiui, ir tai lemia, kad vaikų radiojautrumas yra iki dešimt kartų didesnis nei suaugusiųjų [101], [83]. Taip pat nustatyta, kad moterų radiojautrumas beveik du kartus didesnis nei vyrų, vėžio rizika taip pat. Dėl šių priežasčių medicinos bendruomenė turėtų atkreipti ypatingą dėmesį į jaunos pacientus ir ieškoti būdų sumažinti apšvitos poveikį naudojant ALARA principą.

Savo tyrime mes nustatėme mažiausias galimas mAs vertes sėkmingai nesindrominei kraniosinostozės diagnostikai be iteracinių rekonstrukcijos algoritmų. Rezultatai rodo, kad vaizdai, užregistruoti naudojant 120 kV ir 13 mAs protokolą, yra tinkami kraniosinostozės diagnozei statistškai tokiu pat tikslumu kaip ir naudojant standartinį protokolą, o vidutinė gauta dozė būtų 0,33 mSv (15 kartų mažesnė, palyginti su standartiniu protokolu). Gydytojo neurochirurgo ir gydytojų radiologų įvertinimai (diagnozei tinkami įvertinimai) reikšmingai nesiskyrė, tai rodo, kad mažiausiomis dozėmis gauti vaizdai gali būti tinkami prieš planuojant operaciją. Galima teigti, kad chirurginio planavimo tikslais papildomi vaizdinimo tyrimai nėra tikslingi. Remiantis Europos gairėmis dėl diagnostinių atskaitos lygių nustatymo atliekant pediatriinius tyrimus [99], jaunesniems nei 5 metų pacientams rekomenduojama CTDIvol yra 25 mGy ar mažiau. Įdiegus naują protokolą su sumažintais parametrais (13 mAs), CTDIvol bus gerokai mažesnis (CTDIvol (13 mAs) = 2,1 mGy), nei siūloma Europos gairėse.

Taip pat reikia pažymėti, kad mūsų tyrimą ribojantis veiksnys buvo gamintojo KT aparato programinėje įrangoje nustatyta minimali mAs vertė (35 mAs ir 0,375 s) ir tai neleido mums gauti nepriimtinos kokybės vaizdų. Mes negalime pateikti žemiausių galimų mAs parametrų apskritai, kurie galėtų būti naudojami norint gauti vaizdus, tinkamus kraniosinostozės diagnozei nustatyti. Vaizdo kokybė esant 120 kV ir 13 mAs parametrams vis dar buvo pakankama sėkmingai diagnozei nustatyti; todėl buvo galima numatyti, kad priimtina vaizdo kokybė tiksliai diagnozavimui gali būti pasiekta net mažesniais mAs pasiekiant panašias dozes, kurios nurodomos kituose tyrimuose, naudojant iteracinius metodus. Tai rodo esant KT protokolų optimizavimo net ir tuose diagnostiniuose centruose, kur IR algoritmai nėra prieinami, galimybę. Kitų tyrėjų pasiūlyti optimizuoti protokolai gali būti naudingi KT protokolų optimizavimo gairėms, tačiau nerekomenduojama jų optimizuotų protokolų perkelti naudojimui, prieš tai neatlikus jų atitikmens vietiniams KT tyrimams vertinimo. Skirtingų gamintojų KT aparatai turi skirtingas bazines savybes (tokias kaip geometrija, filtravimas ir programinė įranga), todėl tiesioginis protokolo perkėlimas neatlikus verifikacijos negarantuoja, kad vaizdo kokybė atitiks diagnostinius reikalavimus.

Atliktame tyrime panaudojome realius pacientų vaizdus ir triukšmo simuliaciją, gautą naudojant vietinę įrangą. Buvo sukurtas triukšmo simuliacijos algoritmas, kuriame naudojamos generuotos specialios triukšmo bazės, jos atitinka triukšmo lygį, atsirandantį skenuojant fantomą pagal pasirinktus parametrus. Triukšmo bazės buvo modifikuotos pagal objekto dydį, skenavimo parametrų įtaką vaizdo triukšmui ir pridėdamos prie originalių pacientų vaizdų, siekiant gauti simuliuotus vaizdus, kuriuose triukšmas atitiktų mažų parametrų KT skenavimus. Tyrime panaudojus simuliacijos algoritmą generuoti 29 pacientų vaizdai, kuriuose triukšmo lygis atitiktų vaizdus, gautus skenuojant 13, 50, 80, 100, 120 mAs (srovės stiprio ir ekspozicijos laiko) triukšmų lygį.

Siūlomas triukšmo modeliavimo metodas naudojant vandens fantomą neapima galimo triukšmo kitimo, kai skirtinguose audiniuose yra skirtingas elektronų tankis. Tačiau esant kaukolės anomalijoms, kai kaulo storis gana mažas, kaulo poveikį triukšmo struktūrai galima atmesti.

Vaizdų tinkamumas diagnostiniam vaizdavimui yra subjektyvus ir priklauso nuo atliekančių šį vertinimą specialistų. Turima patirtis, tokių atvejų

vertinimo dažnis praktikoje ir net medicinos specializacija gali lemti skirtingas vaizdo kokybės tinkamumo diagnostikai ribas. Šis faktas tik pabrėžia poreikį pritaikyti optimizuotus protokolus individualiai naudoti ir mes siūlome, kad, prieš įdiegiant optimizuotą protokolą į klinikinę praktiką, medicinos praktikų komanda, sudaryta bent iš 3 ekspertų, atidžiai peržiūrėtų simuliuotus sumažintos apšvitos vaizdus. Siūloma vaizdo pagrindu sukurto triukšmo modeliavimo technika gali būti sėkmingai naudojama skirtingos kokybės vaizdams, skirtiems protokolui optimizuoti, generuoti. Metodus gali būti naudojamas kiekvienai lokalizacijai ar indikacijai. Vaizdai, užregistruoti naudojant protokolą su 120 kV ir 13 mAs parametrais, gali būti naudojami nesindrominės kraniosinostozės diagnostikai statistiškai tokiu pat tikslumu kaip ir naudojant standartinį protokolą. Tai atitinka efektinės dozės sumažėjimą iki 0,33 mSv (mediana) net be IR algoritmų.

7. IŠVADOS

Įvertinus 2010 m., 2012 m. ir 2014 m. vaikų KT tyrimus, daugiausia atlikta galvos tyrimų. Palyginus šių tyrimų DLP vertes su patvirtintais Lietuvos ir Europos DAL bei įvertinus efektinę dozę, nustatyta, kad didžiausias poreikis yra optimizuoti mažų vaikų galvos KT skenavimo protokolus.

Buvo sukurtas triukšmo simuliacijos algoritmas specialioms bazėms, kurios atitinka triukšmo lygį skenuojant sumažintais mAs parametrais, generuoti.

Vaizdai, generuoti naudojant triukšmo simuliacijos algoritmą, atitinka realius mažais mAs skenuotus vaizdus, todėl sukurtas algoritmas yra tinkamas sumažintiems mAs vaizdams gauti neatliekant papildomų pacientų skenavimų.

Vaizdai, naudojant galvos KT protokolą su 120 kV ir 13 mAs parametrais, gali būti naudojami nesindrominės kraniosinostozės diagnostikai statistiškai tokiu pat tikslumu kaip ir naudojant standartinį 195 mAs protokolą.

Galvos KT protokolus su 120 kV ir 13 mAs parametrais nesindrominėms kraniosinostozėms gali sumažinti vaikų galvos KT apšvitos vertę beveik 15 kartų, palyginti su standartiniu naudojamu KT protokolu.

8. PRAKTINĖS REKOMENDACIJOS

Naudojant modelines sistemas – fantomas – galima sukurti skirtingus mAs atitinkančias triukšmo bazines ir generuoti skirtingos kokybės vaizdus, atitinkančius realiai skenuotus vaizdus :

- indikacijos pasirinkimas ir reikšmingų diagnozei nustatyti radinių identifikavimas,
- pasirenkamas mAs optimizavimo diapazonas,
- fantomas pagal kūno dydį – pirminiam triukšmui generuoti,
- pritaikyti simuliacijos algoritmui korekcijas pagal objekto dydžio pokyčius,
- simuliuoto pagal objekto formą ir dydį triukšmo pridėjimas prie originalių vaizdų,
- ekspertų pateiktas atsitiktinis simuliuotų ir originalių vaizdų įvertinimas,
- duomenų analizė ir statistiškai patikimų duomenų radimas.

Metodas gali būti naudojamas kiekvienai lokalizacijai ar indikacijai, optimizuojant KT protokolus net ir tuose diagnostiniuose centruose, kur IR algoritmai nėra prieinami.

9. MOKSLINĖS PUBLIKACIJOS IR PRANEŠIMAI DISERTACIJOS TEMA

Moksliniai straipsniai leidiniuose, referuojamoje ir turinioje citavimo indeksą duomenų bazėje „Clarivate Analytics Web of Knowledge“

Neverauskienė A, Maciusovic M, Burkanas M, Gričienė B, Petkevičius L, Zaleckas L, Tamošiūnas A, Venius J. Image based simulation of low dose CT images suggests 13 mAs 120 kV suitability for non-syndromic craniosynostosis without iterative reconstruction algorithms. European Journal of Radiology Volume 105, Aug 2018, 168–174.

Moksliniai straipsniai recenzuojamuose periodiniuose mokslo leidiniuose, įtrauktuose į kitas tarptautines duomenų bazines

L. Zaleckas, A. Neverauskienė, V. Daugelavičius, D. Šidlovskaitė-Baltakė, R. Raugalas, B. Vištartaitė, E. Balčiūnaitė. Diagnosis and treatment of craniosynostosis: Vilnius team experience. ACTA MEDICA LITUANICA 2015. Vol. 22. No. 2. P. 55–65.

A. Neverauskienė, B. Gričienė, M. Petkelytė, B. Vištartaitė, E. Balčiūnaitė, D. Jonuškaitė, R. Praninskienė. Vaikų galvos kompiuterinės tomografijos tyrimų, atliktų dėl neurologinių simptomų, diagnostinė svarba ir apšvita. Medicinos teorija ir praktika. 2015. 21 tomas Nr. 4.1 ISSN 477–482.

Pranešimai disertacijos tema

A. Neverauskienė, M. Burkanas, J. Venius. Low -dose CT protocol optimisation for children's cranial deformity with a phantom-based noise simulation technique (International Conference & Workshop „Medical Physics in the Baltic States 2015“, Vilnius 2015-11-05).

A. Neverauskienė, B. Gričienė, M. Petkelytė, A. E. Tamošiūnas. Evaluation of current Computer Tomography dose parameters in Lithuanian Children's hospital (6th Baltic Radiology Congress BCR 2016, Liepaja 2016-10-08).

A. Neverauskienė, B. Gričienė, M. Bareikė, J. Venius, M. Maciusovič, A. E. Tamošiūnas. The retrospective analysis of exposure from paediatric CT examinations (7th Baltic Radiology Congress, Kaunas 2018-10-06).

A. Neverauskienė, B. Gricienė. Vaikų galvos kompiuterinės tomografijos tyrimų, atliktų dėl neurologinių simptomų, diagnostinė svarba ir apšvita (LRA „Radiologija 2015“, Vilnius 2015-10-16).

A. Neverauskienė. Vaikų galvos KT nauda ir apšvita (Mokslinė praktinė konferencija „Vaikų radiologiniai tyrimai: pagrindimas ir sauga“, Vilnius 2015-11-20).

A. Neverauskienė. Pacientų apšvitos optimizavimas tyrimų protokolus parenkant pagal diagnozę (RSC „Medicininės apšvitos aktualijos“, Vilnius 2016-10-27).

Tezės ir stendiniai pranešimai

B. Gricienė, K. Kristinaitytė, A. Neverauskienė, M. Matačiūnas, A. E. Tamošiūnas. Age-specific radiation doses and risks in head computed tomography. Proceedings of International Conference „Medical Physics in the Baltic States“ 10–12 October 2013, Kaunas, Lithuania.

A. Neverauskienė, M. Tunevič, N. Nepomniščiaja, I. Naruševičiūtė, B. Gricienė, A. E. Tamošiūnas. Noise simulation of computer tomography images in order to optimise the radiation dose of children with skull deformities. „Evolutionary medicine: perspectives in understanding health and disease. The international conference“ 27–30 May 2014, Vilnius, Lithuania.

B. Vištartaitė, A. Neverauskienė. Radiologic diagnosis of nonsyndromic craniosynostosis: a retrospective study. 10th international Conference of Natural and Life Sciences „COINS“ 2015, Lithuania.

A. Neverauskienė, B. Gricienė, M. Petkelytė, A. E. Tamošiūnas. Comparison of estimated, national and recommended European diagnostic reference levels for children head CT. (Evolutionary medicine : pre-existing mechanisms and patterns of current health issues. The 3d international conference, 14–19 June 2016, Vilnius.

B. Gricienė, M. Petkelytė, A. Neverauskienė, L. Petkevičius. The establishment of local diagnostic reference levels for pediatric CT. “1st European Congress of Medical Physics (ECMP)” 4 September 2016, Athens, Greece.

M. Astrauskas, M. Burkanas, A. Neverauskienė, J. Venius. Optimisation of low dose computed tomography protocol for diagnostics of developmental dysplasia of the hip using a phantoms based noise simulation approach. Proceedings of International Conference Medical Physics 13 (2017) 20–25, 9–11 November 2017, Kaunas, Lithuania.

A. Neverauskienė, M. Maciusovic, M. Burkanas, J. Venius. Low dose CT simulation for non-syndromic craniosynostosis diagnosis (Scottish Biomedical Postdoctoral Research Conference SBPRC2018, Edinburg 2018-06-01).

A. Neverauskienė, M. Astrauskas, M. Burkanas, J. Venius. Optimisation of low dose CT protocol for diagnosis of Developmental Dysplasia of the Hip (Scottish Biomedical Postdoctoral Research Conference SBPRC2018, Edinburg 2018-06-01).

10. LITERATŪROS SĄRAŠAS

- 1** Zaveckienė, J., Jurevičius, T., Burovienė, V., Jurevičius, M. Ką turėtume žinoti apie medicininę apšvitą? *Medicinos teorija ir praktika*, 2015, 21(4), p. 1.
- 2** Costello, J. E., Cecava, N. D., Tucker, J. E., Bau, J. L. CT Radiation Dose: Current Controversis and Dose Reduction Strategies. *AJR* 2013, 6, p. 1283–1290.
- 3** Radiacinės saugos centro (RSC) Gyventojų apšvitos stebėsenos (monitoringo) 2012–2016 metų programos 2013 metų ataskaita.
- 4** Schindera, S. T., Diedrichsen, L., Müller, H. C., Rusch, O., Marin, D., Schmidt, B., Raupach, R., Vock, P., Szucs-Farkas, Z. Iterative reconstruction algorithm for abdominal multidetector CT at different tube voltages: assessment of diagnostic accuracy, image quality, and radiation dose in a phantom study. *Radiology*. 2011 Aug; 260(2), p. 454–462.
- 5** Morkūnas, G., Pilkytė, L., Ladygienė, R., Gricienė, B. Rodonas ir gamtinė apšvita. Vilnius: Kriventa, 2009. P. 10–32.
- 6** Feng, S. T., Law, M. W., Huang, B., Ng, S., Li, Z. P., Meng, Q. F., Khong, P. L. Radiation dose and cancer risk from pediatric CT examinations on 64-slice CT: a phantom study. *Eur J Radiol*. 2010 Nov; 76(2), p.19–23.
- 7** Zacharias, C., Alessio, A. M. Pediatric CT: Strategies to Lower Radiation Dose. *A J Roentgenol*. 2013, 200 (5), p. 950–956.
- 8** Hess, E. P., Haas, L. R., Shah, N. D., Stroebel, R. J., Denham, C. R. & Swensen, S. J., 'Trends in computed tomography utilization rates: A longitudinal practice – based study. *J Patient Safety*. 2014, 10 (1), p. 52–58.
- 9** Magda Bosch de Basea, Jane A. Salotti, Mark S. Pearce, Jordi Muchart Trends and patterns in the use of computed tomography in children and young adults in Catalonia — results from the EPI-CT study. *Pediatr Radiol*. 2016, 46, p. 119–129.
- 10** Newman-Toker, D., Pronovosts, P. Diagnostic Errors — The Next Frontier for Patient Safety. *JAMA*, 2009, 10, p. 1060–1062.
- 11** Donald, P. Frush. Deciding why and when to use CT in children: a radiologist's perspective. *Pediatr Radio*. 2014, 44 (Suppl 3), S404–S408.

- 12** Granata, C., Origgi, D., Palorini, F., Matranga, D. Radiation dose from multidetector CT studies in children: results from the first Italian nationwide survey. *Pediatr Radiol.*, 2015, 45, p. 695–705.
- 13** Pierce, D. Age-Time Patterns of Radiogenic Cancer Risk: Their Nature and Likely Explanations. *J Radiol Prot.* 2002, 22, A147–A154.
- 14** ICRP publ.103. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. Annals of the ICRP. Oxford: Pergamon. 2007; 37(2–4).
- 15** Handbook of Medical Imaging: Physics and psychophysics // SPIE – The International Society for Optical Engineering, 2000. 955 p.
- 16** Andrew J. Einstein. Beyond the bombs: cancer risks of low-dose medical radiation. *The Lancet.* 2012, 380 (9840), p. 455–457.
- 17** Marcinkevičius, J., Čepulienė, A., Krynke, L., Pupkaitė, V., Sakalauskas, F., Žiliukas, J. Pacientų gaunama apšvita medicininių diagnostinių procedūrų metu Lietuvoje. Tarptautinės konferencijos „Gyventojų apšvita ir pasaulyje įgyta patirtis radiologinių ir branduolinių avarijų metu“ medžiaga, 2012, p. 18–20.
- 18** Pearce, M. S., Salloti, J. A., Little, M. P., McHugh, K. Radiation exposure from CT scans in childhood and subsequent risk of leukaemia and brain tumours: a retrospective cohort study. *Lancet.* 2012, 380 (9840), p. 499–505.
- 19** Mathews John D., Forsythe Anna V., Brady Zoe, Butler Martin W., Goergen Stacy K., Byrnes Graham B. et al. Cancer risk in 680 000 people exposed to computed tomography scans in childhood or adolescence: data linkage study of 11 million Australians. *BMJ.* 2013, 346, p. 1–18.
- 20** World Health Organization (2016). Communicating radiation risks in paediatric imaging – Information to support healthcare discussions about benefit and risk (FAA-H-8083-23). Washington, D.C: U.S. G.P.O.
- 21** Singh, H., Neutze, J., Enterline, J. R., editor. Radiology Fundamentals. Fifth Edition ed. New York: Springer, 2015.
- 22** AAPM report No 204. Size-Specific Dose estimates (SSDE) in Pediatric and Adult Body CT Examinations. American Association of Physicist in Medicine, 2011.
- 23** Paolicchi, F., Faggioni, L., Bastiani, L., Molinaro, S. Optimizing the Balance Between Radiation Dose and Image Quality in Pediatric Head CT:

Findings Before and After Intensive Radiologic Staff Training. *AJR*. 2014, 202(6), p. 1309–1315.

24 Radiacinės saugos centras. Pacientų gautos apšvitos medicininių rentgenodiagnostikos procedūrų metu vertinimo metodinės rekomendacijos, 2016.

25 Shrimpton, P. C, Jansen, J. T, Harrison, J. D. Updated estimates of typical effective doses for common CT examinations in the UK following the 2011 national review. *Br J Radiol*. 2016, 89(1057), :20150346.doi:10.1259/bjr.2015036

26 International Commission on Radiological Protection Radiological protection in medicine. *ICRP Publication 105Ann ICRP*. 2007, 37, p. 1–64.

27 Lietuvos Respublikos sveikatos apsaugos ministro 2013 m. sausio 15 d. įsakymas Nr. V-38 „Dėl Lietuvos Respublikos sveikatos apsaugos ministro 2011 m. rugsėjo 22 d. įsakymo Nr. V-865 „Dėl rekomenduojamų medicininės apšvitos lygių, taikomų medicininių diagnostinių ir gydymo procedūrų, kurioms naudojama jonizuojančioji spinduliuotė, metu, patvirtinimo“ pakeitimo“, *Valstybės žinios*, 2013, Nr. 8-335.

28 European Guidelines on DRLs for Paediatric Imaging. *European Soc. Radiol.*, 2011.

29 Diagnostic reference levels based on latest surveys in Japan. 2019.

30 International Commission on Radiological Protection. 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. *ICRP Publication 60. Ann ICRP*. 1991, 21, p. 1–201.

31 Verdun, F., Gutierrez, D., Vader, J. CT radiation dose in children: a survey to establish age-based diagnostic reference levels in Switzerland. *Eur Radiol*, 2008, 18, p. 1980–1986.

32 International Commission on Radiological Protection Radiological protection and safety in medicine. *ICRP Publication 73. Ann ICRP*. 1996, 26, p. 1–47.

33 EURATOM 2013 m. gruodžio 5 d. Tarybos direktyva 2013/59/Euratomas <https://eur-lex.europa.eu/legal-content/lt/ALL/?uri=CELEX:32013L0059>

34 Lietuvos Respublikos sveikatos apsaugos ministro 2018 m. rugpjūčio 27 d. įsakymas Nr. V-952 „Dėl diagnostinių atskaitos lygių, taikomų

spindulinės diagnostikos ir intervencinės radiologijos procedūrų metu, patvirtinimo“.

35 International Commission on Radiological Protection. Diagnostic reference levels in medical imaging: review and additional advice. ICRP Supporting Guidance 2. *AnnICRP*. 2001, 31, p. 33–52.

36 RADIATION PROTECTION N° 185 European Guidelines on Diagnostic Reference Levels for Paediatric Imaging. 2018.

37 Fefferman, N. R., Bomsztyk, E., Yim, A. M., Rivera, R. Amodio, J. B., Pinkney, L. P. Strubel, N. A. Noz, M. E. Rusinek, H. Appendicitis in children: low-dose CT with aphantom-based simulation techniques initial observations 1, *Radiology* . 2005, 237 (2), p. 641–646.

38 Determination of Signal-to-Noise Ratio (SNR) in Diagnostic Magnetic Resonance Imaging, (2008) <https://www.nema.org/Standards/Pages/Determination-of-Signal-to-Noise-Ratio-in-Diagnostic-Magnetic-Resonance-Imaging.aspx>.

39 Lietuvos Respublikos radiacinės saugos įstatymas 1999 m. sausio 12 d. Nr. VIII-1019.

40 Diagnostic reference levels of paediatric computed tomography examinations performed at a dedicated Australian paediatric hospital. *J Med Radiol Oncol*. 2016, 4, p. 475–484.

41 McCollough, C. H., Bruesewitz, M. R., Kofler, Jr J. M. CT Dose Reduction and Dose Management Tools: Overview of Available Options. *Radiographics* Mar-Apr. 2006, 26(2), p. 503–512.

42 Beckmann, E. C. CT scanning the early days. *Br J Radiol*. 2006, 79(937), p. 58.

43 ICRP Publication 121. Radiological Protection in Paediatric Diagnostic and Interventional Radiology. *Ann. ICRP* . 2013, 42(2).

45 Jong, P. A., Mayo, J. R. Estimation of Cancer Mortality Associated with Repetitive Computed Tomography Scanning. *Am J Resp Crit Care Med*. 2006, 173(2), p. 199–203.

46 Verdun, F. R, Alamo, L., Miéville, F. A., Gudinchet F. Radiation Dose Management in Pediatric CT. *Curr Radiol Rep* . 2013, 1, p. 23–29.

- 47 Sharma, R. K. Craniosynostosis. *Indian J Plast Surg.* 2013, 46(1), p. 18–27.
- 48 Virchow R. Über den Cretinismus, namentlich in Franken, und über pathologische Schädelformen. *Phys Med Gesell Wursburg.* 1851, 2, p. 230–271.
- 49 Maliepaard, M., Mathijssen, I. M., Oosterlaan, J., Okkerse, J. M. Intellectual, behavioral, and emotional functioning in children with syndromic craniosynostosis. *Pediatrics.* 2014, 133(6), p. 2013–3077.
- 50 Lima, D. The management of deformational plagiocephaly: a review of the literature. *J Prosth Orthot.* 2004, 16(4), S9–S14.
- 51 Stephen, M. W. The pathogenesis of craniosynostosis in the fetus. *Yonsei Med J.* 2001, 42, 6, p. 646–659.
- 52 Lumenta, C. B., Haase, J., Mooij, J. J. A. *Neurosurgery.* Springer, 2010.
- 53 Ursitti, F., Fadda, T., Papetti, L., Pagnoni, M. Evaluation and management of nonsyndromic craniosynostosis. *Acta Paediatr.* 2011, 100, p. 1185–1194.
- 54 Kabbani, H., Raughveer, S. T. Craniosynostosis. *Am Fam Physician.* 2004, 69 (12), p. 2863–2870.
- 55 Khanna, P., Thapa, M., Iyer, R., Prasad, S. Pictorial essay: The many faces of craniosynostosis. *Indian J Radiol Imaging.* 2011, 21 (10), p. 49–56.
- 56 Kotrikova, B., Krempien, R., Freier, K., Muhling, J. Diagnostic Imaging in the Management of Craniosynostoses. *Eur Radiol.* 2007, 17, p. 1968–1978.
- 57 Aviv, I. R., Rodger, E., Hall, C. M. Craniosynostosis. *Clin Radiol.* 2002, 57(2), p. 93–102.
- 58 Simanovsky, N., Hiller, N., Koplewitz, B., Rozovsky, K. Effectiveness of ultrasonographic evaluation of the cranial sutures in children with suspected craniosynostosis. *Eur Radiol.* 2009, 19, p. 687–692.
- 59 Fernbach, S. K., Naidich, T. P. Craniosynostosis: diagnosis, evaluation, and management. Raven Press, 1986, p. 191–214.
- 60 Badve, C. A., Mallikarjunappa, M. K., Iyer, R. S., Ishak, G. E. Craniosynostosis: imaging review and primer on computed tomography. *Pediatr Radiol.* 2013, 43, p. 728–742.

- 61** Khan, M. A., Weltman, D. I., Glasier, C. M., Coombs, B. D., Craniosynostosis imaging. 2013 Jun 7. Available from: <http://emedicine.medscape.com/article/407856-overview>
- 62** Parthasarathy, J., 3d modeling, custom implants and its future perspectives in craniofacial surgery. *Ann. Maxillofac. Surg.* 2014, 4 (1), p. 9–18.
- 63** Ciurea, A. V., Toader, C., Mihalache, C. Actual concepts in scaphocephaly. *J Med Life.* 2011, 4 (4), p. 424–431.
- 64** Panchal, J., Uttchin, V. Management of Craniosynostoses. *Plast Reconstr Surg.* 2003, 111 (6), p. 2032–2048.
- 65** Renier, D., Lajeunie, E., Arnaud, E., Marchac, D. Management of craniosynostoses. *Childs Nerv Syst.* 2000, 16, p. 10–11, 645–658.
- 66** Zaleckas, L., Neverauskienė, A., Daugelavičius, V., Šidlovskaitė-Baltakė, D., Raugalas, R., Vištartaitė, B., Balčiūnaitė, E. Diagnosis and treatment of craniosynostosis: Vilnius team experience. *ACTA MEDICA LITUANICA* 2015. 22((2), p. 55–65.
- 67** Mommaerts, M. Y., Jans, G., Vander Sloten, J. On the assets of CAD planning for craniosynostosis surgery. *J. Craniofac. Surg.* 2001, 12(6), p. 547–554.
- 68.** Branson, H. M., Shroff, M. M. Craniosynostosis and 3-dimensional computed tomography, *Semin. Ultrasound CT MR.* 2011, 32 (6), p. 569–577.
- 69** ICRP Publication 103. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. *Ann. ICRP* 2007, 37(2–4).
- 70** Bongartz, G., Golding, S., Jurik, A., Leonardi, M., Van Persijn Van Meerten, E., Rodríguez, R., Schneider, K., Calzado, A., Geleijns, J., Jessen, K., et al., European Guidelines for Multislice Computed Tomography, European Commission, 2004.
- 71** Adam, M., Alessio and Grace S. Phillips, „A pediatric CT dose and risk estimator“, *Pediatric Radiology*, Published online 11 July 2010.
- 72** Buls, N., Bosmans, H., Mommaert, C., et al. CT paediatric doses in Belgium: a multi-center study: results of a dosimetry audit 2007–2009. Available at: <http://www.fanc.fgov.be/GED/00000000/2400/2449.pdf>. Accessed July 11, 2014.

- 73** Brisse, H. J., Aubert, B. CT exposure from pediatric MDCT: results from the 2007–2008 SFIPP/ISRN survey. *J Radiol.* 2009, 90, p. 207–215.
- 74** Yakoumakis, E., Karlatira, M., Gialousis, G., Dimitriadis, A., Makri, T., Georgiou, E. Effective dose variation in pediatric computed tomography: dose reference levels in Greece. *Health Phys.* 2009, 97, p. 597–603.
- 75** Galanski, M., Nagel, H. D., Stamm, G. Paediatric CT exposure practice in the Federal Republic of Germany: results of a nationwide survey in 2005–2006. Hannover, Germany: Medizinische Hochschule Hannover, 2007.
- 76** Verdun et al. [19] Verdun, F. R., Gutierrez, D., Vader, J. P., Aroua, A., Alamo-Maestre, L. T., Bochud, F., et al. CT radiation dose in children: a survey to establish age-based diagnostic reference levels in Switzerland. *Eur Radiol.* 2008, (18), p. 1980–1986.
- 77** Shrimpton et al. Shrimpton, P. C., Hillier, M. C., Lewis, M. A., Dunn, M. Doses from computed tomography (CT) examinations in the UK: 2003 review. Report NRPB-W67. Chilton, UK: National Radiological Protection Board, 2005.
- 78** Hwang, J.-Y., Do, K.-H., Yang, D. H., et al. A survey of pediatric CT protocols and radiation doses in South Korean hospitals to optimize the radiation dose for pediatric CT scanning. *Medicine.* 2015. 94:e2146. [PMC free article].
- 79** Vassileva, J., Rehani, M., et al. IAEA survey of pediatric CT practice in 40 countries in Asia, Europe, Latin America and Africa: procedures and protocols. *Eur Radiol.* 2013, 23, p. 623–631.
- 80** Granata, C., Origgi, D., Palorini, F., Matranga, D., Salerno, S. Radiation dose from multidetector CT studies in children: results from the first Italian nationwide survey. *Pediatr Radiol.* 2015 Apr; 45(5), p. 695–705. doi: 10.1007/s00247-014-3201-z. Epub 2014 Nov 8. PubMed PMID: 25380999.
- 81** Kaasalainen, T., Palmu, K., Lampinen, A., Reijonen, V., Leikola, J., Kivisaari, R., Kortensniemi, M. Limiting CT radiation dose in children with craniosynostosis: phantom study using model-based iterative reconstruction, *Pediatr. Radiol.* 2015, 45 (10), p. 1544–1553.
- 82** Brady, A. P. Error and discrepancy in radiology: inevitable or avoidable? *Insights Imaging*, 2017, 8 (1), p. 171–182.

- 83** Health Risks from Exposure to Low Levels of Ionizing Radiation. Beir VII phase 2. National Research Council, 2006.
- 84** Watson, D. J., Coakley, K. S. Paediatric CT reference doses based on weight and CT dosimetry phantom size: local experience using a 64-slice CT scanner. *Pediatr Radiol*. 2010, (40), p. 693–703.
- 85** Protik, A. OPTIMIZATION OF IMAGE QUALITY IN COMPUTED TOMOGRAPHY FOR PEDIATRICS. Masters Thesis, Biomedical physics, Ryerson University, Toronto, 2012.
- 86** Tartaro, A., Larici, A. R., Antonucci, D. Optimization and diagnostic accuracy of computerized tomography with tridimensional spiral technique in the study of craniostenosis. *Radiol Med*. 1998, 96 (1–2), p. 10–17.
- 87** Ciurea, A. V., Toader, C., Mihalache, C. Actual concepts in scaphocephaly. *J Med Life*. 2011, 4 (4), p. 424–431.
- 88** Panchal, J., Uttchin, V. Management of Craniosynostoses. *Plast Reconstr Surg*. 2003, 111 (6), p. 2032–2048.
- 89** Renier, D., Lajeunie, E., Arnaud, E., Marchac, D. Management of craniosynostoses. *Childs Nerv Syst*. 2000, 16 (10–11), p. 645–658.
- 90** Schweitzer, T., Bohm, H., Meyer-Marcotty, P., Collmann, H. Avoiding CT scans in children with single-suture craniosynostosis. *Childs Nerv Syst*. 2012, 28, p. 1077–1082.
- 91** American Association of Physicists in Medicine website, Routine Pediatric Head Ct Protocols Version 1.1, December 14 (2015).
- 92** Vassileva, J., Rehani, M., Kostova-Lefterova, D., Al-Naemi, H., Al Suwaidi, J., Arandjic, D., Bashier, E., Renha, S. K., El-Nachef, L., Aguilar, J. , et al., A study to establish international diagnostic reference levels for paediatric computed tomography, *Radiat. Prot. Dosimetry*. 2015, 165 (1–4), p. 70–80.
- 93** Fefferman, N. R., Bomsztyk, E., Yim, A. M., Rivera, R., Amodio, J. B., Pinkney, L. P., Strubel, N. A., Noz, M. E., Rusinek, H. Appendicitis in children: low-dose CT with aphantom-based simulation techniques initial observations 1, *Radiology*. 2005, 237 (2), p. 641–646.
- 94** Ernst, C. W., Hulstaert, T. L., Belsack, D., Buls, N., Van Gompel, G., Nieboer, K. H., Buyl, R., Verhelle, F. De Maeseneer, M., de Mey, J.

Dedicated sub 0.1 msv 3dct using mbir in children with suspected craniosynostosis: quality assessment, *Eur. Radiol.* 2016, 26 (3), p. 892–899.

95 Khanna, P. C., Thapa, M. M., Iyer, R. S., Prasad, S. S. et al., Pictorial essay: the many faces of craniosynostosis, *Indian J. Radiol. Imaging.* 2011, 21 (1), p. 49–56.

96 Vazquez, J. L., Pombar, M. A., Pumar, J. M., Del Campo, V. M. Optimised low-dosemultidetector CT protocol for children with cranial deformity, *Europ. Radiol.* 2013, 23 (8), p. 2279–2287.

97 Zarella, C., Didier, R., Bergquist, C., Bardo, D. M., Selden, N. R., Kuang, A. A. A reduction in radiation exposure during pediatric craniofacial computed tomography, *J.Craniofac. Surg.* 2016, 27 (2), p. 331–333.

98 Montoya, J. C., Eckel, L. J., DeLone, D. R., Kotsenas, A. L., Diehn, F. E., Yu, L., Bartley, A. C., Carter, R. E., McCollough, C. H., Fletcher, J. G. Low-dose CT for craniosynostosis:preserving diagnostic benefit with substantial radiation dose reduction, *Am. J. Neuroradiol.* 2017, 38 (4), p. 672–677.

99 European Guidelines on DRLs for Paediatric Imaging: Final Complete Draft forPiDRL Workshop, (2016) 8 March.

100 Fundarò, C., Caldarelli, M., Monaco, S., Cota, F., Giorgio, V., Filoni, S. et al. Brain CT scan for pediatric minor accidental head injury. An Italian experience and review of literature. *Childs Nerv Syst.* 2012 Jul; 28(7), p. 1063–8. doi: 10.1007/s00381-012-1717-9.

101 Krille, L., Hammer, G .P. Merzenich, H., Zeeb ,H. Systematic review on physician’s knowledge about radiation doses and radiation risks of computed tomography. *European J Radiol.* 2010, 76 (1), p. 36–41.

102 Lifetime attributable risk of cancer mortality and incidence from all forms of cancer in the USA from the Surveillance Epidemiology and End Results (SEER), National Cancer Institute (<http://seer.cancer.gov/>)

103 Siegel, M. J., Ramirez-Giraldo, J. C., Hildebolt, C., Bradley, D., Schmidt B. Automated low-kilovoltage selection in pediatric computed tomo-graphy angiography: phantom study evaluating effects on radiation dose and image quality. *Invest Radiol.* 2013 Aug; 48(8), p. 584–589.

104 Lell, M. M., May, M., Deak, P., Alibek, S., Kuefner, M., Kuettner, A., et al. High-pitch spiral computed tomography: effect on image quality and

radiation dose in pediatric chest computed tomography. *Invest Radiol*. 2011 Feb; 46 (2), p. 116–123.

105 Brady, Z. et al. Assessment of paediatric CT dose indicators for the purpose of Optimisation. *The British Journal of Radiology*. 2012, 85, p. 1488–1498.

106 Fox, S. H., Toth, T. Dose reduction on GE CT scanners. *Pediatric Radiology*. 2002, 32(10), p. 718–723.

107 De Man, B., Basua, S., et al. Catsim: a new Computer Assisted Tomography SIMulation environment. *Physics of Medical Imaging*. 2007.

108 Zeng, D., Huang, J., et al. A Simple Low-Dose X-Ray CT Simulation From High-Dose Scan. *IEEE Transactions on Nuclear Science*. 2015, 62(5), p. 226–233.

109 Joemai, R., Geleijns, J., Veldkamp, H. Development and validation of a low dose simulator for computed tomography. *Eur Radiol*. 2010, 20, p. 958–966.

110 Benson, T. M., Bruno K., De Man, B. Synthetic CT noise emulation in the raw data domain. *IEEE Nuclear Science Symposium & Medical Imaging Conference*. 2010, p. 3169–3171.

111 Kim, C. W., Kim, J. H. Application of CT Simulation Technique for Virtual Ultra-Low-Dose Trial in CT Colonography. *Abdominal Imaging*. 2012, LNCS 7601, p. 49–57.

112 Yu, L., Shiung, M., et al. Development and Validation of a Practical Lower-Dose-Simulation Tool for Optimizing Computed Tomography Scan Protocols. *J Comput Assist Tomogr*. 2012, 36, p. 477–487.

113 Zabić, S., Wang, Q., Morton, T., Brown, K. M. A low dose simulation tool for CT systems with energy integrating detectors *Med Phys*. 2013 Mar; 40(3): 031102. doi: 10.1118/1.4789628.

114 Wang, A., Pelc, N. Synthetic CT: Simulating low dose single and dual energy protocols from a dual energy scan. *Med. Phys*. 2011, 38, p. 5551–5562.

115 Fefferman, N. R., Bomszyk, E., Yim, A. M., et al. Appendicitis in Children: Low-Dose CT with a Phantom-based Simulation Technique—Initial Observations. *Radiology*. 2005, 237, p. 641–646.

116 Robiël, N. E., et al. Simulation of scanner-and patient-specific low-dose CT imaging from existing CT images. *Med. Phys.* 2017, 36, p. 12–23.

117 Kim, C. W., Kim, J. H. Realistic simulation of reduced-dose CT with noise modeling and sinogram synthesis using DICOM CT images. *Med. Phys.* 2014, 41(1).

11. PRIEDAI

Galvos deformacijų protokolai su 120 kV ir 13 mAs

Galvos deformacijų protokolai	Parametrai
Vamzdžio apsisukimo laikas (<i>rotation time</i>)	0,5
Skenavimo trukmė (<i>scan time</i>)	3,74
Tomografinių pjūvių skaičius ir nominalus kiekvieno iš jų storis (<i>Acq.</i>)	64 x 0,6 mm
Skenavimo žingsnis (<i>pitch</i>)	1
Anodinė įtampa kV	120
Srovės stiprio ir ekspozicijos laiko sandaugos vertė vienai skenavimo serijai mAs	13

Bioetikos leidimas



VILNIAUS UNIVERSITETO MEDICINOS FAKULTETAS

Vietoji įstaiga, Universiteto g. 3, LT-01513 Vilnius, tel. (8 5) 268 7001, faks. (8 5) 272 8646, el. p. info@jcz.vu.lt.
Duomenys kaupiami ir saugomi Juridinių asmenų registre, kodas 211950810.
Fakulteto duomenys: M.K. Čiurlionio g. 21/27, LT-03101 Vilnius, tel. (8 5) 239 8701, (8 5) 239 7800, faks. (8 5) 239 8705,
el. p. ml@jcz.vu.lt

VILNIAUS REGIONINIS BIOMEDICININIŲ TYRIMŲ ETIKOS KOMITETAS

M.K. Čiurlionio g. 21/27, LT-03101 Vilnius, tel. (8 5) 268 6998, el. p. rbek@jcz.vu.lt

LEIDIMAS ATLIKTI BIOMEDICININĮ TYRIMĄ

2015-06-03 Nr.158200-15-790-302

Tyrimo pavadinimas:

Vaizdų kokybės ir apšvitos optimizavimas rentgeno kompiuterinėje tomografijoje

Protokolo Nr.:

7

Versija:

1

Data:

2013-10-29

Asmens informavimo ir informuoto asmens sutikimo forma:

neteikiama

Pagrindiniai tyrėjai:

Arijanda Neverauskienė

Įstaigos pavadinimas:

Vaikų ligoninė, VšĮ Vilniaus universiteto ligoninės

Adresas:

Santariškių klinikų filialas,
Santariškių g. 7, LT-08661 Vilnius

Leidimas galioja iki:

2017-12-31

Leidimas išduotas Vilniaus regioninio biomedicininio tyrimų etikos komiteto posėdyje (protokolas Nr. 158200-2015/06, vykusio 2015 m. birželio 03 d., sprendimu).

Vilniaus regioninio biomedicininio tyrimų etikos komiteto ekspertų grupės nariai			
Nr.	Vardas, pavardė	veiklos sritis	dalyvavo posėdyje
1	doc. dr. Laimutė Jakavonytė	filosofija	ne
2	prof. dr. Jolanta Dadonienė	epidemiologija, medicina	ne
3	doc. dr. Jaunius Gumbis	teisė	ne
4	Genovaitė Bulzytė	slauga	taip
5	Laura Linkevičienė	odontologija	taip
6	prof. dr. Augustina Jankauskienė	medicina	taip
7	dr. Laura Malinauskienė	medicina	taip
8	Eglė Zubienė	psichologija	taip
9	Ugnė Sakūnienė	pacientų teisės	taip

Pirmininkė



Laura Malinauskienė

12. GYVENIMO APRAŠYMAS

Vardas, pavardė: Arijanda Neverauskienė
Gimimo data: 1973 05 26
Gimimo vieta: Šiaulių miestas, Lietuva
Tautybė : Lietuvė
Telefonas: +370 688 01781
El. pašto adresas: arijandaneverauskiene@yahoo.com

Išsilavinimas:

1980–1991 Šiaulių XIV vidurinė mokykla
1991–1997 Vilniaus universitetas, Medicinos fakultetas, gydytojo kvalifikacija
1998–2000 Vilniaus universiteto ligoninės Santariškių klinikos, Radiologijos skyriaus rezidentūra

Diplomai:

1997 m. aukštojo mokslo diplomai, medicinos gydytojo kvalifikacija
1998 m. profesijos kvalifikacijos pažymėjimas
2000 m. specializuota gydytojo radiologo licencija

Darbo patirtis:

1999–2000 Respublikinė Vilniaus universitetinė vaikų ligoninė, gydytoja asistentė
2000 Vilniaus universiteto ligoninės Santaros klinikos, gydytoja radiologė
2005 Vilniaus universiteto ligoninės Žalgirio klinika, gydytoja radiologė

Kvalifikacijos tobulinimas:

2015 Vaikų radiologijos kursai, Grace, Austrija
2016 Vaikų radiologijos kursai, Ryga, Latvija
2018 Vaikų radiologijos kursai, Berlyne, Vokietija
2018 Stažuotė Bucharešte, Rumunija
2019 Europos radiologijos kongresas, Viena, Austrija

Visuomeninė veikla:

2001 Lietuvos radiologų asociacijos narė

Mokslinė veikla: 8 straipsniai (su bendraautoriais) užsienio ir Lietuvos medicinos žurnaluose

Kalbos: anglų, rusų, prancūzų

13. STRAIPSNIAI UŽSIENIO IR LIETUVOS MEDICINOS ŽURNALUOSE

1. Neverauskienė, A., Maciusovic, M., Burkanas, M., Gričienė, B., Petkevičius, L., Zaleckas, L., Tamošiūnas, A., Venius, J. Image based simulation of low dose CT images suggests 13 mAs 120 kV suitability for non-syndromic craniosynostosis without iterative reconstruction algorithms. *European Journal of Radiology*, 105, Aug 2018, p. 168–174.
2. Zaleckas, L., Neverauskienė, A., Daugelavičius, V., Šidlovskaitė-Baltakė, D., Raugalas, R., Vištartaitė, B., Balčiūnaitė, E. Diagnosis and treatment of craniosynostosis: Vilnius team experience. *ACTA MEDICA LITUANICA* 2015, 22 (2): p. 55–65.
3. Neverauskienė, A., Gričienė, B., Petkelytė, M., Vištartaitė, B., Balčiūnaitė, E., Jonuškaitė, D., Praninskienė, R. Vaikų galvos kompiuterinės tomografijos tyrimų, atliktų dėl neurologinių simptomų, diagnostinė svarba ir apšvita. *Medicinos teorija ir praktika*. 2015, 21(4.1). ISSN 477–482.
4. Astrauskas, M., Burkanas, M., Neverauskienė, A., Venius, J. Optimisation of low dose computed tomography protocol for diagnostics of developmental dysplasia of the hip using a phantoms based noise simulation approach. *Proceedings of International Conference Medical Physics 13* (2017), p. 20–25, 9–11 November 2017, Kaunas, Lithuania.
5. Vankevičiūtė, R. A., Neverauskienė, A., Lukoševičius, E. Fibro-osseous lesions of craniofacial bones in children: case report. *ACTA MEDICA LITUANICA*. 2013, 20(2), p. 93–101.
6. Kleintotienė, G., Neverauskienė, A., Čerkauskienė, R., Raistenskis, J. Radiological findings of Gaucher disease type 3. Nacionalinių veiklos, susijusios su retomis ligomis, planų ir strategijų įgyvendinimo aktualijos, programa ir tezės. Vilnius, 2013 m. lapkričio 14 d.
7. Jurkonis, M., Tamulienė, I., Čerkauskienė, R., Neverauskienė, A., Žilevičius, R., Kleintotienė, G.. Febrilinės neutropenijos gydymo standartai pediatrijoje. *Medicinos teorija ir praktika*. 2015, 21(2.1). ISSN 1392-1312
8. Gričienė, B., Kristinaitytė, K., Neverauskienė, A., Matačiūnas, M., Tamošiūnas, A. E. Age-specific radiation doses and risks in head computed tomography. *Proceedings of International Conference „Medical Physics in the Baltic States“* 10–12 October 2013. Kaunas, Lithuania.

PADĖKA

Nuoširdžiai dėkoju:

Mokslinio darbo vadovui prof. dr. Algirdui Edvardui Tamošiūnui už pasitikėjimą ir paramą visu mokslinio darbo laikotarpiu.

Nacionalinio vėžio instituto Medicinos fizikos skyriaus vedėjui dr. Jonui Veniui už pagalbą visuose disertacijos darbo etapuose, už sugaištą laiką, pateiktas vertingas pastabas ir pasiūlymus, taip pat medicinos fizikams Mazonai Mačiūsovič, Mariui Burkanui, Marijui Astrauskui ir Jonui Marcinkevičiui už idėjas, metodikas.

Vilniaus universiteto Santaros klinikų Radiacinės saugos skyriaus vedėjai dr. Birutei Gričienei už išmintį ir daugybę pamokų, kurias jos vadovaujama išmokau, ir medicinos fizikai Mildai Bareikei už pagalbą rengiant pranešimus, publikacijas.

Vilniaus universiteto Matematikos ir informatikos fakulteto jaunesniajam asistentui Linui Petkevičiui už pastabas, komentarus rašant darbą.

Vilniaus universiteto Santaros klinikų Vaikų ligoninės radiologei Nataljai Nepomniashčijai ir neurochirurgui Ramūnui Raugalui už dalyvavimą atliekant radiologinių vaizdų vertinimą.

Savo mokytojoms Vilniaus universiteto Santaros klinikų Vaikų ligoninės radiologėms Jūrai Kristinai Rygertienei, Irenai Steckevič ir Audronei Urbanavičienei už perduotas žinias, praktinius patarimus.

Lietuvių kalbos redaktorei Danutei Petrauskienei už pagalbą rengiant disertaciją lietuvių kalba.

Rasai Janulionienei, Vidai Dubonienei ir Alionai Markauskienei už nuoširdžius patarimus baigiamuosiuose disertacijos etapuose.

Tėvams už rūpestį ir palaikymą, už tai, kad visada manimi tikėjo.

Vyruai Arvydui, vaikams Akvilei ir Argaudui už neišsenkamą kantrybę visu disertacijos rengimo laikotarpiu.

Visiems draugams už nuolatinį palaikymą.

UŽRAŠAMS

.....

.....

.....

.....

.....

.....

.....

.....

.....

.....

.....

.....

.....

.....

.....

.....

.....

.....

.....

.....

.....

Vilniaus universiteto leidykla
Saulėtekio al. 9, III rūmai, LT-10222 Vilnius
El. p.: info@leidykla.vu.lt, www.leidykla.vu.lt
Tiražas 20 egz.