



**KAUNO TECHNOLOGIJOS UNIVERSITETAS
MATEMATIKOS IR GAMTOS MOKSLŲ FAKULTETAS**

Andrejus Zavtrikovas

**NAUJO TIPO ANTROPOMORFINIO KRŪTIES FANTOMO
TOBULINIMAS MAMOGRAFIJOS TYRIMAMS**

Baigiamasis magistro projektas

Vadovas
Dr. Jurgita Laurikaitienė

KAUNAS, 2017



**KAUNO TECHNOLOGIJOS UNIVERSITETAS
MATEMATIKOS IR GAMTOS MOKSLŲ FAKULTETAS**

**NAUJO TIPO ANTROPOMORFINIO KRŪTIES FANTOMO
TOBULINIMAS MAMOGRAFIJOS TYRIMAMS**

Baigiamasis magistro projektas

Medicinos fizika (621B92002)

Vadovas

dr. Jurgita Laurikaitienė

Konsultantas

prof. dr. Diana Adlienė

Recenzentas

doc. Živilė Rutkūnienė

Projektą atliko

Andrejus Zavtrikovas

KAUNAS, 2017



KAUNO TECHNOLOGIJOS UNIVERSITETAS
MATEMATIKOS IR GAMTOS MOKSLŲ FAKULTETAS

(Fakultetas)

ANDREJUS ZAVTRIKOVAS

(Studento vardas, pavardė)

MEDICINOS FIZIKA, 621B92002

(Studijų programos pavadinimas, kodas)

„Naujo tipo antropomorfinio krūties fantomo tobulinimas mamografijos tyrimams“

AKADEMINIO SAŽININGUMO DEKLARACIJA

2017 m. gegužės 20 d.

Kaunas

Patvirtinu, kad mano, **Andrejaus Zavtrikovo**, baigiamasis projektas tema „Naujo tipo antropomorfinio krūties fantomo tobulinimas mamografijos tyrimams“ yra parašytas visiškai savarankiškai ir visi pateikti duomenys ar tyrimų rezultatai yra teisingi ir gauti sąžiningai. Šiame darbe nei viena dalis nėra plagijuota nuo jokių spausdintinių ar internetinių šaltinių, visos kitų šaltinių tiesioginės ir netiesioginės citatos nurodytos literatūros nuorodose. Įstatymų nenumatytų piniginių sumų už šį darbą niekam nesu mokėjęs.

Aš suprantu, kad išaiškėjus nesąžiningumo faktui, man bus taikomos nuobaudos, remiantis Kauno technologijos universitete galiojančia tvarka.

(vardą ir pavardę įrašyti ranka)

(parašas)

Zavtrikovas, Andrejus. Naujo tipo antropomorfinio krūties fantomo tobulinimas mamografijos tyrimams. Magistro baigiamasis projektas / vadovas dr. Jurgita Laurikaitienė; Kauno technologijos universitetas, Matematikos ir gamtos mokslų fakultetas.

Mokslo kryptis ir sritis: Medicina ir sveikata, Biomedicinos mokslai

Reikšminiai žodžiai: *antropomorfinis krūties fantomas, mamografija, ilginis sugerties koeficientas*

Kaunas, 2017. 69 p.

SANTRAUKA

Krūties liaukos yra labai jautrios jonizuojančiai spinduliuotei, dėl šios priežasties yra būtina sumažinti diagnostinių tyrimų metu krūties liaukose sugertas dozes ir padidinti vėžinių darinių aptikimo tikimybę. Antropomorfinių fizikinių fantomų kūrimas ir vystymas yra viena iš prioritetinių tyrimo kryptų sprendžiant iškeltas problemas, kadangi jų dėka galima optimizuoti mamografijos sistemas.

Šio metu egzistuojantys krūties fantomai yra labai paprasti ir neatitinka realių krūties savybių. Dėl to vienas iš darbo tikslų yra sukurti naujo tipo fantomą su krūties audiniams lygiavertėmis radiologinėmis savybėmis ir panašia vidine struktūra. Šis darbas yra unikalus, nes jame yra tiriamas skirtingų medžiagų atitikimas krūties audiniams, mamografijoje naudojamų fotonų energijų srityje. Taip pat yra siūloma naudoti polikarbonatą kaip medžiagą ekvivalenčią piktybinių darinių radiologinėms savybėms.

Parinktos ir ištirtos audiniams lygiaverčiuos medžiagos buvo naudojamos pagaminti antropomorfinio krūties fantomo modelį. Nubraižytas 3D dozių pasiskirstymas fantomo viduje įprastomis diagnostinio krūties tyrimo sąlygomis ir nustatyta, kad vidutinė sugertoji dozė fantome yra 1,53 mGy. Tyrimas atskleidė, kad rentgenografinis fantomo šešėlis yra labai panašus į krūties mamogramą, o objektų imituojančių vėžinius darinius matomumas yra prastas, kai naudojama automatinę ekspozicijos kontrolę.

Zavtrikovas, Andrejus. *Improvement of a new type anthropomorphic breast phantom for mammography examinations*. Master's thesis in Medical Physics / supervisor dr. Jurgita Laurikaitienė. The Faculty of Mathematics and Natural Sciences, Kaunas University of Technology.

Research area and field: Medicine and Health, Biomedical Sciences

Key words: *anthropomorphic breast phantom, mammography, linear attenuation coefficient*

Kaunas, 2017, pp. 69.

SUMMARY

Glandular breast tissues are very sensitive to ionizing radiation, for this reason it is necessary to reduce dose absorbed in a breast during diagnostic examinations and increase the probability of detection cancerous lesions. Development of physical anthropomorphic phantoms is a key to solve these issues as it could be used to optimize mammographic modalities.

Currently existing breast phantoms are very simple and do not meet properties of the real breast tissues. One of the main goals of this study is to create a new type of phantom which has similar internal structures and radiological characteristics to those in the real breast. This study is unique as different materials were tested to match the properties of the breast tissues in the photon energy range used in mammography. As well in this study polycarbonate is proposed as the material with equivalent properties to malignant masses.

Selected materials were used to manufacture the anthropomorphic breast phantom model. Mean absorbed dose of 1.53 mGy and 3D dose distribution were determined inside the phantom under standard conditions of exposure during the diagnostic examination of a breast. Investigation revealed that the radiographic image of the phantom appears the same as a mammogram of a breast and visibility of the objects mimicking cancerous tissues were poor using an automatic exposure control.

TURINYS

1. Santrumpos	8
2. Įžanga	8
3. Literatūros apžvalga	10
3.2. Krūties liauka	10
3.2.1. Krūties anatomicinė sandara	10
3.2.2. Krūties vėžys	11
3.3. Mamografija	12
3.3.1. Mažų energijų fotonais apšvitintų audinių charakteristikos	13
3.3.2. Rentgeno spindulių spektras	14
3.3.3. Krūties suspaudimas	16
3.3.4. Papildomi reikalavimai mamografijoje	17
3.4. Mamograma	18
3.4.1. Krūties šešėlis mamogramoje	18
3.4.2. Vėžio požymiai mamogramoje	19
3.5. Krūties audinių dozimetrija	21
3.5.1. Oro kerma	22
3.5.2. Paviršiaus įėjimo oro Kerma	22
3.5.3. Vidutinė liaukinio audinio dozė	22
3.6. Diagnostinių procedūrų sukkelto vėžio rizika	22
3.7. Fantomai	23
3.7.1. Fantomų klasifikavimas	24
3.7.2. Fantomų svarba dozimetrijoje	25
3.7.3. Fizikiniai fantomai	26
3.7.4. Antropomorfiniai fantomai	26
3.7.5. Pagrindiniai fantomai naudojami mamografijoje	27
4. Medžiagos ir tyrimų metodai	30
4.2. Konstrukcinės fantomo medžiagos	30
4.2.1. Ilginis silpimo koeficientas	30

4.2.2. Spinduliuotės pralaidumo matavimas ir ilginio silpimo koeficiento skaičiavimas	31
4.2.3. XCOM programinė įranga.....	32
4.2.4. Duomenų interpoliavimas	33
4.2.5. Vidutinė spinduliuotės energija	34
4.3. Tyrime naudojama įranga	34
4.3.1. Instrumentarium Alfa RT mamografijos sistema	34
4.3.2. Unifors Mult-O-Meter detektorius	36
4.4. Dozimetrija	36
4.4.1. Dozimetrinis fantomo tyrimas	36
4.4.2. Termoluminescenciniai dozimetrai	38
4.4.3. TLD kalibravimas.....	39
4.4.4. Dozių pasiskirstymo vizualizavimas	40
4.4.5. Vėžinių darinių aptikimo tyrimas	40
5. Tyrimų rezultatai ir jų aptarimas.....	42
5.2. Ilginių silpimo koeficientų vertinimas	42
5.3. Dozių pasiskirstymas fantome	56
5.3.1. Vėžinių darinių aptikimo galimybių tyrimas.....	60
6. Išvados	62
7. Padėkos	63
8. Literatūros sąrašas.....	64
9. Priedai	67

1. SANTRUMPOS

2D – dvimatė erdvė (angl. *Two-dimensional space*)

3D – trimatė erdvė (angl. *Three-dimensional space*)

BEIR VII – Biologinio jonizuojančiosios spinduliuotės poveikio tyrimas (angl. *The Biological Effects of Ionizing Radiation*)

CC – kryptis iš viršaus į apačią (angl. *Craniocaudal*)

EAR – perteklinę absoliutinę riziką (angl. *Excess absolute risk*)

ERR – perteklinę santykinę riziką (angl. *Excess relative risk*)

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

IAK – įėjus oro kerma (angl. *Incident air kerma*)

IARC – Tarptautinė vėžio tyrimų agentūra (angl. *International Agency for Research on Cancer*)

ICRU – Tarptautinė radiologinių vienetų komisija (angl. *International Commission on Radiation Units and Measurements*)

KERMA – kinetinė energija išlaisvinta medžiagoje (angl. *Kinetic energy released in matter*)

LM – kryptis iš šono į vidurį (angl. *Lateromedial*)

ML – kryptis iš vidurio į šoną (angl. *Mediolateral*)

NBCF – Nacionalinis krūties vėžio fondas (angl. *National Breast Cancer Foundation*)

PC – polikarbonatas (angl. *Polycarbonate*)

PMMA – polimetilmetakrilatas (angl. *Polymethyl methacrylate*)

PP – polipropilenas (angl. *Polypropylene*)

PSO – Pasaulinė sveikatos organizacija

TLD – termoluminescencinis dozimetras (angl. *Thermoluminescent dosimeter*)

VLD – vidutinė liaukinio audinio dozė

2. IŽANGA

Krūties vėžys yra vienas iš dažniausių moterų onkologinių susirgimų. Šio metu mamografija yra pagrindinis metodas diagnozuojant vėžines krūtų ligas ankstyvose stadijose. Krūties vėžys yra labai opi problema, kadangi ši liga yra viena iš pagrindinių priežasčių didinančių 40–55 metų amžiaus moterų mirtingumą. Freed ir kt. (1) tyrimai parodė, kad mamografija sumažina 40 metų amžiaus ir vyresnių moterų mirtingumą, tačiau šis metodas pasižymi žemu jautrumu didelės rizikos pacientėms. Pagal IARC (2) 2012 metų statistinius duomenis, kasmet yra nustatoma kiek mažiau nei 1,7 milijono naujų krūties vėžio atvejų ir nuo šio vėžio miršta daugiau kaip 522 000 pacientų.

Krūties liaukos yra labai jautrios jonizuojančiai spinduliutei, dėl šios priežasties yra būtina atlikti mokslinius tyrimus, kurių tikslas optimizuoti įrangą ir sumažinti diagnostinių procedūrų metu krūties liaukose sugertas dozes – tokiu būdu mažinant pacienčių riziką susirgti onkologinėmis krūties ligomis. Antropomorfinių fizikinių fantomų kūrimas ir vystymas yra viena iš prioritetinių tyrimo krypčių sprendžiant iškeltas problemas.

Fizikiniai fantomai yra pagrindinis įrankis, naudojamas tikrinti ir optimizuoti krūtų rentgenografijos sistemose gaunamų vaizdų kokybę. Įprasti krūties fantomai yra pagaminti iš vientisos medžiagos su viduje įterptais objektais. Li ir kt. (3) teigia, kad tokių fantomų taikymas yra ribotas, kadangi jie prastai imituoja įvairių dydžių, formų bei skirtingos kompozicijos krūtų anatomiją. Carton ir kt. (4) pabrėžė, kad atliekant realias atvaizdavimo užduotis bei siekiant tikslesnių dozimetrinių duomenų yra būtini trimačiai antropomorfiniai krūties fantomai, kurių rentgenografiniai šešėliai yra panašūs į tikrų krūties audinių mamogramas.

Darbo aktualumas.

Šiuo metu nėra komercinių 3D antropomorfinių krūties fantomų, dėl šios priežasties yra būtina vystyti šio produkto gamybos technologijas.

Darbo naujumas.

Šis darbas yra pirmasis, kuriame fantomo gamybai buvo parinktos bei išanalizuotos biologiniams audiniams lygiavertės medžiagos mamografijoje naudojamų energijų intervale. Darbas yra labai svarbus, kadangi naujo tipo fantomas su viduje įterptais vėžinius darinius imituojančiais objektais gali būti naudojamas optimizuoti mamografijos sistemas ir padidinti krūties vėžio aptikimo tikimybę klinikinėje praktikoje.

Darbo tikslas.

Antropomorfinio krūties fantomo maketo sukūrimas ir testavimas realioje klinikinėje aplinkoje.

Darbo uždaviniai:

1. Parinkti ir išanalizuoti biologiniams audiniams lygiavertes medžiagas, skirtas fantomo gamybai.
2. Parinkti medžiagą, kurios radiologinės savybės atitinka vėžinių darinių charakteristikas.
3. Pagaminti antropomorfinio fizikinio krūties fantomo maketą su viduje įterptais vėžinius darinius imituojančiais objektais ir atvaizduoti jo vidinę struktūrą mamogramoje.
4. Išanalizuoti ir kartografuoti 2D ir 3D dozių pasiskirstymus fantome, atliekant standartines mamografinės patikros procedūras.

Tyrimai buvo atlikti LSMU ligoninės Kauno klinikos filiale Onkologijos ligoninėje.

3. LITERATŪROS APŽVALGA

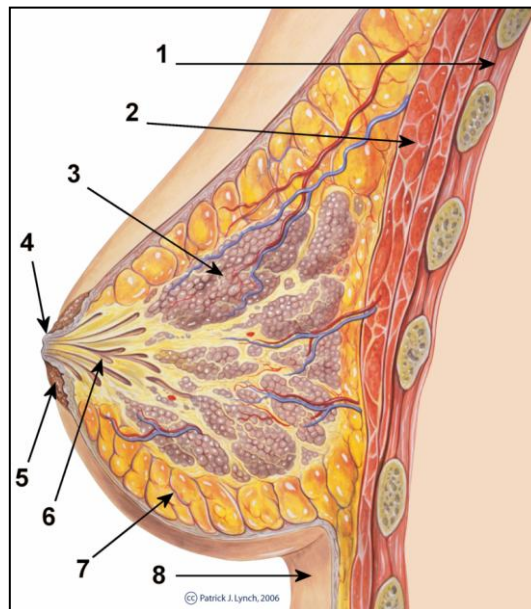
Gaminant antropomorfinį krūties fantomą yra būtina suvokti krūties fiziologinės ir anatomicinės sandaros ypatybes, susipažinti su audinių struktūra bei jų kokybinėmis charakteristikomis.

3.2. Krūties liauka

Nuo gimimo iki pat senatvės pieno liauka evoliucionuoja – keičia savo pavidalą bei struktūrą. Nors galima stebėti tam tikras bendras vystymosi tendencijas, tačiau kiekvienos moters pieno liaukos sandara yra unikali ir gali net labai skirtis nuo kitų. Krūtis – porinis lašelio formos organas, kurio pagrindinė biologinė funkcija yra pieno gamyba arba laktacija. Barnes ir Ho (5) išvardijo, kad moterų krūtų forma ir dydis yra labai įvairūs, jis priklauso nuo moters amžiaus, fiziologinių ypatybių bei rasės. Paprastai moterų krūtys yra nesimetriškos, dažniausiai – kairioji krūtis šiek tiek didesnė už dešiniąją. Lytinės brandos metu lytiniai hormonai (daugiausia estrogenai ir progesteronas) lemia krūtų vystymąsi ir augimą.

3.2.1. Krūties anatomicinė sandara

Didžioji krūties dalis yra sudaryta iš trijų pagrindinių audinių - riebalinio, jungiamojo ir liaukinio, tačiau skirtingai nei kituose organuose, jame visiškai nėra raumenų. Išsivysčiusios krūties anatomicinė sandara pateikta 1 pav.; jos pagrindiniai elementai yra: spenelis ir aplink jį esanti aureolė, liaukinis audinys, jungiamasis audinys, poodiniai riebalai, Kuperio raiščiai, oda, savosios kraujagyslės, limfagyslės ir limfiniai mazgai.



1 pav. Anatomicinė krūties sandara: 1 – krūtinės siena, 2 – didysis krūtinės raumuo, 3 – skiltelė, 4 – spenelis, 5 – aureolė, 6 – pieno latakas, 7 – poodinis riebalinis sluoksnis ir į jį prasiskverbiantys Kuperio raiščiai, 8 – oda (7)

Oda. Krūties oda yra labai plona, o paviršius lygus ir švelnus. Krūties viduryje (šiek tiek žemiau) yra kūgio arba cilindro formos spenelis, kurį supa apskritos formos pigmentuota odos dėmė – aureolė.

Jungiamasis audinys ir Kuperio raiščiai. Krūtys yra išsidėsčiusios maždaug tarp antrojo ir šeštojo krūtinės ląstos slankstelių. Jos remiasi į priekinę krūtinės ląstos sieną ir raiščiais tvirtinasi iš abiejų krūtinkaulio pusių. Krūtys tvirtinasi prie krūtinės sienos pluoštiniu jungiamuoju audiniu, vadinamu Kuperio raiščiais. Jungiamojo audinio gijos išraižo visą krūties tūrį ir įsiskverbia tarp skiltelių bei pieno latakų.

Liaukinis audinys. Krūties liaukinį audinį sudaro pieno liaukos ir latakai. Pagrindinė pieno liaukos dalis yra liaukinio-jungiamojo audinio trikampis, sudarytas iš 10–20 skilčių. Kiekviena skiltis yra sudaryta iš liaukinių skiltelių, o pastarosios iš 20–40 alveolių, tarpusavyje atskirtų jungiamojo ir riebalinio audinių mišinio, kuris yra išraižytas kapiliarų tinklu (Lindenbraten ir kt. (6)).

Riebalinis audinys.

Moteriška krūtinė yra sudaryta daugiausiai iš riebalinio audinio, kuris horizontaliai nusidriekia nuo raktikaulio ligi pat pažasties duobės, o vertikalčiai – iki krūtinės ląstos vidurio. Riebalinio audinio sluoksnis įsiterpia tarp liaukinių skiltelių ir apima visą krūtinės tūrį, riebalinis audinys taip pat apgaubia ir latakų tinklą, tad šių audinių mišinys suteikia krūčiai jos dydį bei formą. Pasak Barnes ir Ho (5) dėl riebalinio audinio krūtis įgyja minkštą konsistenciją, tačiau krūties tankis bei kietumas daugiausiai priklauso nuo riebalinio ir jungiamojo audinių kiekio santykio. Su amžiumi krūties riebalinio audinio santykinis kiekis didėja dėl krūties liaukų involiucijos, kuri prasideda maždaug nuo 30 metų amžiaus. Involiucija – procesas, kurio metu vyksta organo funkcijos redukcija, t. y. liaukinį audinį keičia riebalinis (8).

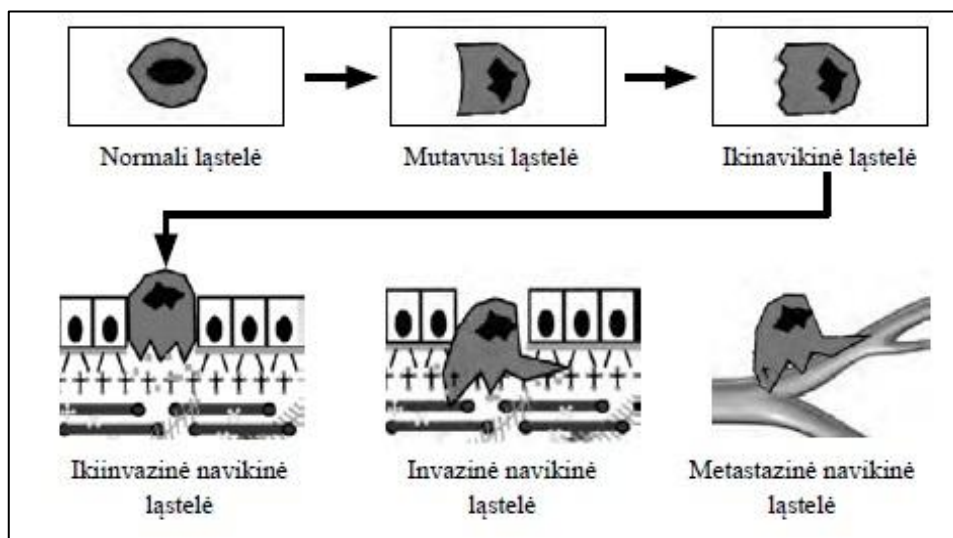
3.2.2. Krūties vėžys

Krūties vėžys – neįprastas piktybinių (vėžinių) ląstelių dauginimasis krūties audiniuose, galiausiai išplintantis ir į kitas kūno dalis. Čepulienė (9) akcentavo, jog krūties vėžys aptinkamas beveik išimtinai moterų krūtyse ir yra viena dažniausių moterų onkologinių ligų, tačiau vyrai irgi patenka į šios onkologinės ligos rizikos grupę. Europoje krūties vėžiu vidutiniškai susergera 67,9 iš 100 000 moterų, viso pasaulio vidurkis yra apie 50 sergančiųjų iš 100 000 moterų, o Lietuvos vidurkis – 34 sergančios iš 100 000 moterų. Krūties vėžys taip pat yra viena dažniausių moterų mirštamumo nuo onkologinių ligų priežasčių. Mirtingumas nuo krūties vėžio Lietuvoje siekia apie 32 iš 100 000 moterų, o pasaulyje 26 iš 100 000 moterų.

Krūties vėžys yra lėtai besivystanti lyga. Didžiapetrienė (10) teigia, kad prieš susiformuojant navikui, kurio skersmuo siekia 1 milimetrą, vidutiniškai praeina 6 metai; tokio dydžio auglių aptikimas yra praktiškai neįmanomas. Kol darinio dydis išauga iki 1 centimetro

skersmens, praeina dar nuo 6 iki 10 metų. PSO (11) pateikė detalę krūties navikų klasifikaciją, kurioje krūties vėžys yra skirstomas į epitelio navikus, mioepitelinius pažeidimus, mezenchiminius auglius, fibroepitelinius navikus, spenelių navikus, piktybinę limfomą, navikų metastazes ir vyrų krūties navikus.

Dauguma navikų išsivysto iš pieno latakų epitelio. Epitelio ląstelės virsta į vėžinius darinius palaipsniui (2 pav.). Normalios populiacijos epitelio ląstelėje įvyksta genetinė mutacija, kuri didina ląstelės polinkį dalytis. Pirminė bei dukterinės pakitusios ląstelės gali atrodyti normaliai, tačiau proliferuoja per greitai – vyksta hiperplazija. Greitai besidalijančios ląstelės patiria kitas mutacijas, joms nebegalima taikyti ląstelių dauginimosi kontrolės mechanizmo, kinta ląstelių forma bei struktūra (Didžiapetrienė (10)). Galiausiai šios ląstelės plinta į kitus audinius, o per kraują bei limfagysles patenka į kitus organus, t. y. vyksta invazijos procesas. Steponavičienės ir kt. (12) duomenimis net iki 75 % diagnozuojamų invazinių krūties navikų yra invazinis latakų vėžys, o antras labiausiai paplitęs epitelio navikų tipas yra invazinis skiltelių vėžys, kuris sudaro nuo 5 % iki 15 % visos grupės atvejų. Likę 10 % atvejų yra reti vėžiniai krūties susirgimai.



2 pav. Navikinių ląstelių evoliucija, invazija ir plitimas (10)

Navikinių darinių grėsmė sveikatai yra skirtinga, galima išskirti neinvazinį ir invazinį vėžį. Neinvaziniai dariniai yra priskiriami 0 stadijos krūties vėžiui, t. y. gėrybiniai dariniai, o 4 stadijos vėžys – invaziniai dariniai, kurių metastazės išplito į kitus organus. Invazinis krūties vėžys plinta limfagyslėmis; metastazių aptikimas limfmazgiuose padeda gydytojams nustatyti ligos išplitimo mastą. Sergant ankstyvos stadijos krūties vėžiu, piktybinių ląstelių aptikimas limfmazgiuose yra svarbus veiksnys tinkamo gydymo pasirinkimui (9, 13).

3.3. Mamografija

Dance ir kt. (14) darbe yra pateiktas mamografijos apibrėžimas. Mamografija – rentgenografinės diagnostikos procedūra, skirta atlikti krūtų liaukos tyrimus (14). Ši procedūra

yra optimizuota dirbti su mažo tankio (pvz.: raumenys, liaukos, kraujagyslės) ir riebaliniais audiniais. Naudojant įprastas rentgenografinės diagnostikos procedūras, šie audiniai pasižymi žemu kontrastingumu, tačiau parinkus tinkamus apšvitos parametrus yra įmanoma sustiprinti radiografinį kontrastą. Atskirti nevienodos prigimties minkštuosius audinius nėra paprasta, nebent jie yra apsupti riebalinio audinio. Ši savybė ir yra taikoma mamografijoje, kadangi aplink krūties navikus dažnai susiformuoja riebalinio audinio sluoksnis, kuris tarnauja kaip natūrali kontrastuojanti medžiaga, atskirianti navikus nuo nepažeistų minkštųjų krūties audinių (6, 15).

Krūties liaukos tyrimai yra skirstomi į profilaktinės bei diagnostinės patikros tyrimus. Pirmajai grupei yra priskiriami periodiniai krūties tyrimai, siekiant aptikti vėžinius darinius ankstyvoje stadijoje. Antrajai grupei yra priskiriami atvejai, kai atsiranda lygos simptomai - krūtų skausmas, išskyros iš spenelio, apčiuopiami mazginiai dariniai, ir tyrimai, susiję su vėžio diagnostika ir stebėjimu (6, 14).

3.3.1. Mažų energijų fotonais apšvitintų audinių charakteristikos

Mamografija yra viena iš pagrindinių mažos energijos rentgeno spindulių taikymo sričių, kurios dėka panašaus tankio krūties audiniai yra atskiriami remiantis šių audinių atominė sudėtimi. Pagal lygtį (1), mažų energijų srityje fotoefektas yra dominuojantis fotonų sugerties mechanizmas, o fotoelektrinės sugerties ilginio silpimo koeficiento priklausomybė nuo efektinio atominio skaičiaus yra kubinės prigimties (16, 17). Dėl šios priežasties yra įmanoma išskirti krūtį sudarančius audinius, kadangi lyginant su liaukiniu audiniu, riebalinio audinio efektinis atominis skaičius yra mažesnis dėl didesnės vandenilio atomų koncentracijos (Hendee ir kt. (17)).

$$\tau \approx \left(\frac{Z_{eff}}{h\nu} \right)^3 \cdot \rho; \quad (1)$$

čia τ – fotoelektrinės sugerties ilginis silpimo koeficientas, Z_{eff} – efektinis atominis skaičius, h – Planko konstanta, ν – rentgeno spindulių dažnis, ρ – medžiagos tankis.

Medžiagos efektinis atominis skaičius Z_{eff} yra hipotetinio elemento, pasižyminčio identišką sugerties savybėmis kaip tiriamoji medžiaga, atominis skaičius (Hendee ir kt. (17)). Fotoelektrinės sąveikos efektinis atominis skaičius yra apskaičiuojamas pagal (2) formulę:

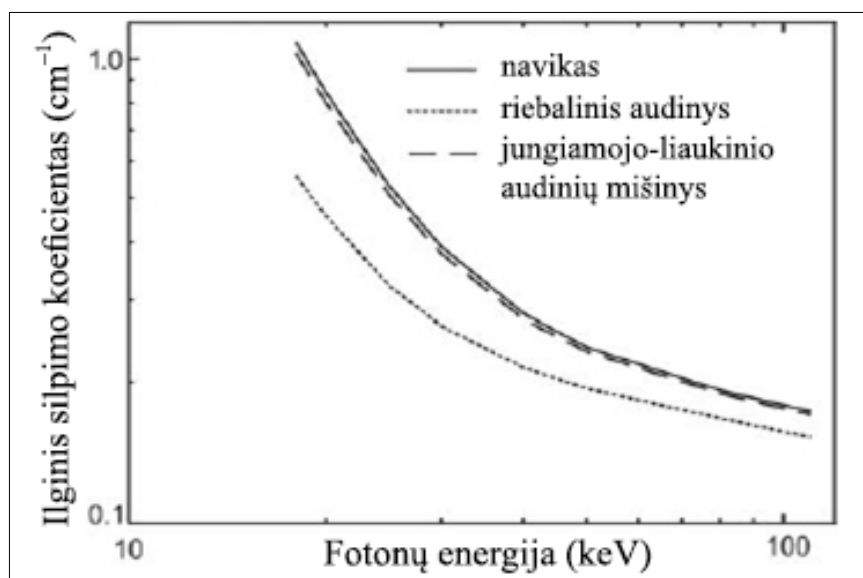
$$Z_{eff} = (\sum_{i=1}^n \alpha_i Z_i^m)^{1/m}; \quad (2)$$

čia Z_i – i -tojo elemento atominis numeris, α_i – i -tojo elemento santykinė elektroninė sudėtis (3 lygtis), n – konstanta $\cong 2,94 - 3,5$.

$$\alpha_i = \frac{\omega_i (Z_i/A_i)}{\sum_i \omega_i (Z_i/A_i)}; \quad (3)$$

čia A_i – i -tojo elemento masės numeris, ω_i – i -tojo elemento santykinė cheminė sudėtis.

Rentgeno spindulių ilginio silpimo koeficiento priklausomybė nuo fotonų energijos riebaliniame audinyje, jungiamojo-liaukinio audinių mišinyje ir krūties navike yra pateikta 3 pav. Tiek silpimo koeficientai, tiek jų skirtumas didėja mažėjant fotonų energijai, o kontrastas ir sugertoji dozė mažėja. Rentgeno spindulių silpimo koeficientų skirtumas yra fundamentalus rentgenografinių atvaizdų kontrasto šaltinis. Mamografijoje yra būtina naudoti mažos energijos rentgeno spindulių spektrą, kuris pabrėžia struktūrinius krūties audinių skirtumus, kadangi audinių absorbcinės savybės skiriasi nežymiai (16, 17).



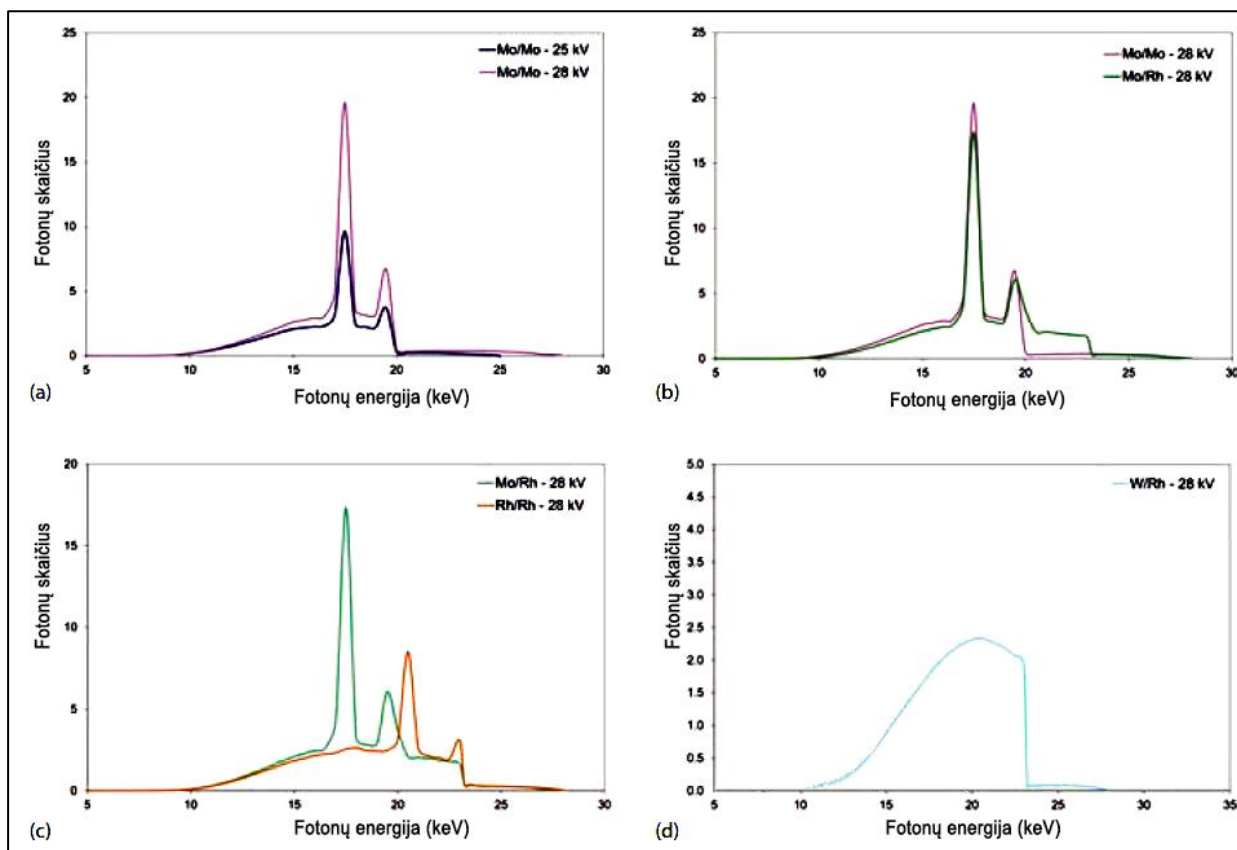
3 pav. Rentgeno spindulių ilginių silpimo koeficientų priklausomybė nuo fotonų energijos (16)

3.3.2. Rentgeno spindulių spektras

Pagrindiniai konstrukciniai mamografo elementai yra rentgeno vamzdis, vaizdo detektorius bei krūties suspaudimo mentės. Dance ir kt. (14) teigia, kad įprastoje ir skaitmeninėje mamografijoje dažniausiai yra naudojamos Mo/Mo, Mo/Rh, Rh/Rh anodo ir filtro kombinacijos prie 28 kV anodinės įtampos, taip pat yra įmanoma naudoti ir volframo anodą su Rh filtru prie tokios pat įtampos. Šių anodo ir filtro kombinacijų spektrai yra pateikti 4 pav., o charakteringosios šių rentgeno spinduliuotės energijos – 1 lent.

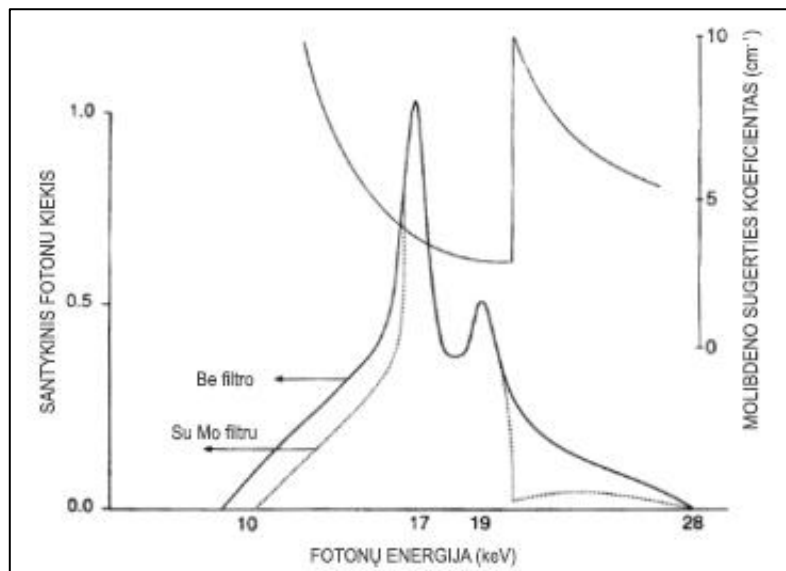
1 lentelė. Dažniausiai mamografijoje naudojamų anodų charakteringosios rentgeno spinduliuotės energijos (14)

Anodo medžiaga	$K_{\alpha 1}$, keV	$K_{\alpha 2}$, keV	$K_{\beta 1}$, keV
Molibdenas (Mo)	17,48	17,37	19,61
Rodis (Rh)	20,22	20,07	22,72



4 pav. Mamografijoje naudojamų anodo ir filtro derinių rentgeno spindulių emisijos spektrai (14)

Selman (15) paminėjo, kad optimalus minkštųjų audinių kontrastas yra pasiekiamas naudojant 0,6–0,9 Å bangos ilgio rentgeno spindulius, kurių vidutinė energija yra apie 17,5 keV. Daugumoje mamografų yra naudojamas molibdeno anodas, kuris prie 28 kV įtampos skleidžia charakteringą spinduliuotę, kurios vienas iš pikų yra ties 17,48 keV energija, taigi ši medžiaga yra puikiai pritaikyta krūtų tyrimams. Mo anodas yra naudojamas kartu su Mo filtru, kurio storis yra 30–35 μm. Šis filtras veikia kaip spektrinis langas, kuris pašalina mažos energijos fotonus (<10 keV) bei sugeria didžiąją dalį fotonų, kurių energija yra didesnė už K-absorbcijos krašto energiją, tačiau yra skaidrus charakteringajai Mo spinduliuotei. Šis rentgeno spektras yra sudarytas iš fotonų, kurių energija yra tarp 10–20 keV, bei charakteringosios Mo spinduliuotės (5 pav.) (14, 15 ir 17).



5 pav. Rentgeno spindulių spektras naudojant Mo taikinį prie 28 kV pikinės įtampos su molibdeno filtru ir be jo. Dešinėje pateikta molibdeno sugerties koeficiento priklausomybė nuo fotonų energijos (15)

Nors Mo/Mo kombinacijos rentgeno spindulių spektras yra gana gerai pritaikytas darbui su įprastai tiriamomis krūtėmis, tačiau šiek tiek didesnė fotonų energiją yra būtina, kai tiriamos krūties tankis arba storis yra didelis. Anodinės įtampos didinimas beveik neturi įtakos Mo/Mo spektro formai (4 pav. (a)), kadangi spektras daugiausiai priklauso nuo charakteringos rentgeno spinduliuotės. Vidutinė rentgeno spindulių spektro energija gali būti padidinta, naudojant didesnio atominio skaičiaus filtrą. Pavyzdžiui, naudojant Rh filtrą gauto spektro vidutinė energija yra didesnė lyginant su spektru, gautu naudojant Mo filtrą (4 pav. (b)). Taigi mamografijoje rentgeno spindulių spektro forma yra modifikuojama keičiant anodinę įtampą, anodo medžiagą bei filtro storį ir tipą (14, 17).

3.3.3. Krūties suspaudimas

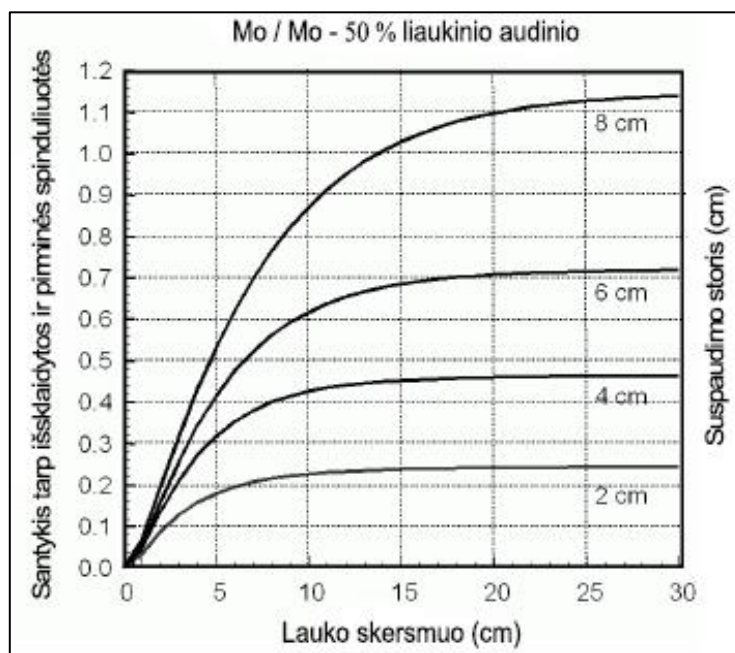
Vienas iš svarbiausių metodinių sprendimų mamografijoje yra krūčių suspaudimas specialiomis mentėmis. Naudojant specialią įrangą, krūtis yra suspaudžiama vidutiniškai iki 4,5 centimetrų storio, taigi rentgeno spinduliai nueina mažesnę atstumą nei nesuspaustoje krūtyje. Dance ir kt. (14) teigimu, mechaninės krūties audinių savybės nepasižymi tiesine priklausomybe, taigi suspaudus krūtį iki tam tikro storio, tolimesnis spaudimo taikymas nesuteikia papildomos naudos, tačiau sukelia pacientui diskomfortą ar net skausmą. Yra kelios pagrindinės priežastys stipriai, tačiau nesukeliant skausmo, suspausti krūties audinius mamografinės patikros metu:

- Judėjimo sukeltas anatominių darinių „išplaukimas“ rentgeno vaizde,
- Geometrinis anatominių darinių susilieėjimas,
- Anatominių darinių kontrastas,
- Ekspozicinė dozė (14, 15).

Kūno judėjimas turi didelę įtaką vaizdų aiškumui ir artefaktų susidarymui. Mamografijoje krūtis yra sutvirtinama stacionarioje pozicijoje, todėl anatomiciniai dariniai, esantys krūties viduje, neturi galimybės judėti ekspozicijos metu. Dėl šios priežasties atvaizdai pasižymi ryškesniais kontūrais ir sumažėja anatominių darinių išplaukimas.

Naudojant suspaudimo įrangą, skirtingi krūties audiniai išsisklaido didesnio ploto plokštumoje, dėl to didėja anatominių struktūrų matomumas, kadangi sumažėja audinių superpozicijos įtaka krūties atvaizdui. Šis teiginys gali būti pagrįstas faktu, jog audinių tamprumo koeficientai skiriasi, todėl skirtingi audiniai ištįsta ir išsisklaido erdvėje nevienodai, suteikdami galimybę lengviau pastebėti kietus vėžinius darinius nehomogeniškoje krūties aplinkoje (Dance ir kt. (14)).

Išsklaidyta spinduliuotė mažina atvaizdų kontrastą, kadangi išsklaidyti spinduliai neneša naudingos informacijos apie sklaidančią terpę, o tik sukuria foninę triukšmą. Iš 6 pav. matyt, kad krūties audinių suspaudimas mažina santykį tarp išsklaidytos ir perduotos detektoriumi spinduliuotės, taigi sklaida daro mažesnę įtaką atvaizdų kontrastui ir gerina vaizdų kokybę.



6 pav. Krūties suspaudimo ir rentgeno spindulių lauko skersmens įtaka santykiui tarp išsklaidytos ir pirminės spinduliuotės (14)

Suspaudus krūties audinius, didesnis skaičius pirminės spinduliuotės fotonų pasiekia detektorių nepakeitę savo krypties. Antra vertus, fotonų sugertis ir sklaida vyksta tolygiau. Dėl šių priežasčių aukštos kokybės krūties atvaizdai yra gaunami naudojant mažesnes ekspozicines dozes, kadangi reikiamas kontrastas yra pasiekiamas naudojant mažesni pirminių fotonų kiekį.

3.3.4. Papildomi reikalavimai mamografijoje

Lindenbraten ir kt. (6) rekomenduoja mamografinius krūties tyrimus moterims atlikti 5–12 mėnesinių ciklo dieną, kadangi šio laikotarpiu fiziologinė diferenciacija tarp riebalinių ir

liaukinių krūties audinių yra didžiausia. Kitomis ciklo dienomis hormonų veikiami audiniai tankėja bei kaupia vandenį, taigi rentgenografiniai atvaizdai yra išplaukę bei stokoja kontrasto, o diagnostinė vertė kelia abejones. Menopauzės laikotarpiu tyrimai yra atliekami be specifinių reikalavimų.

3.4. Mamograma

Pasak NBCF (13), mamograma – tai krūties rentgenografinis atvaizdas, leidžiantis kvalifikuotam specialistui išnagrinėti įtartinas krūties audinio sritis. Mamogramos yra gaunamos rentgeno nuotraukose arba kompiuterio laikmenoje, priklausomai nuo naudojamos įrangos.

3.4.1. Krūties šešėlis mamogramoje

Mamogramose galima išžiūrėti didžiąją dalį struktūrinių krūties elementų: odą, poodinį riebalinį sluoksnį, liaukinius elementus, jungiamąjį audinį, kraujagysles, spenelį, limfmazgius ir didįjį krūtinės raumenį (7 pav.).



7 pav. Krūties mamograma (14)

Pasak Lindenbraten ir kt. (6), oda mamogramoje yra matoma kaip tolygi tamsi linija, kurios storis yra nuo 0,5 iki 2 milimetrų. Nuo vidinio odos paviršiaus atsišakoja siauros jungiamojo audinio gijos – Kuperio raiščiai.

Spenelio šešėlis mamogramoje yra trikampės arba pusrutulio formos. Spenelio ir apskritos areolės šešėliai susilieja atvaizde, o prie vidinės šio darinio pusės priglunda blankiai matomi pieno latakai.

Paviršinę krūties ertmę mamogramoje apgaubia šviesus lankas – poodinio riebalinio sluoksnio atvaizdas. Šio lanko konsistencija nėra vientisa - jame persipina kraujagyslės bei jungiamojo audinio gijos, o plotis kinta nuo 0,3 iki 3 milimetrų.

Pagrindinę krūties atvaizdo dalį sudaro liaukinio-jungiamojo audinių trikampis. Šio trikampio šešėlį formuoja liaukinės skiltys, jį persmelkiančios jungiamojo audinio gijos bei kapiliarų tinklas. Mamogramoje neįmanoma aptikti ribų tarp liaukinių skilčių, tačiau galima išžiūrėti pavienių skiltelių nevienalyčius ovalios formos šešėlius. Liaukinio-jungiamojo audinių trikampio šešėlio intensyvumas mamogramoje priklauso nuo riebalinio audinio kiekio, kadangi riebalai atlieka natūralios kontrastuojančios medžiagos funkciją. Kuo mažiau riebalinio audinio yra krūtyje, tuo tolydesnis trikampio šešėlis matomas mamogramoje.

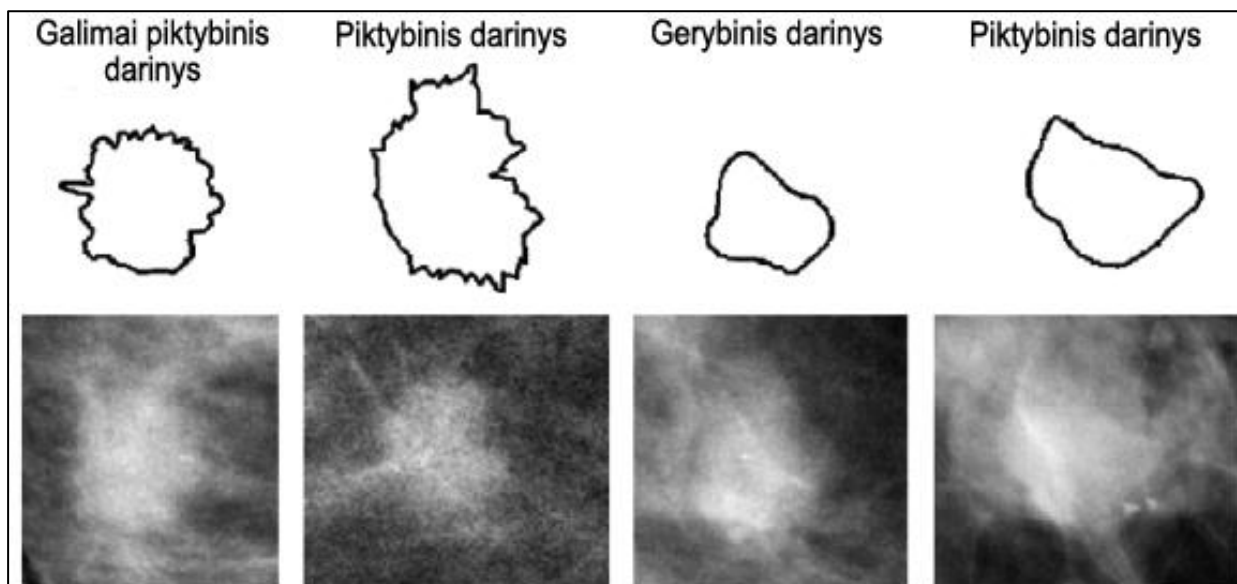
Įprastai latakai mamogramoje nėra matomi, nebent yra naudojamos dirbtinės kontrastavimo priemonės, o viršutinėje mamogramos dalyje, ypač įstrižoje projekcijoje, yra matomas intensyvus didžiojo krūtinės raumens šešėlis.

3.4.2. Vėžio požymiai mamogramoje

Anot Dance ir kt. (14), krūties vėžys yra aptinkamas mamogramose remiantis keturiais pagrindiniais požymiais:

- Charakteringa naviko mazgų morfologija. Vėžiniai dariniai pasižymi netaisyklingos formos kraštinėmis ir turi smailias ataugas, vadinamas spikulomis (angl. *spicula*);
- Mineralinių darinių telkinių susidarymu. Šie dariniai yra vadinami mikrokalcifikatais; kalcio kristalai kaupiasi aplink navikus;
- Sveikų audinių tekstūros iškraipymu. Pakitusios tekstūros sritys atsiranda dėl vėžinių mazgų įtakos;
- Asimetrija. Tarp atitinkamų kairiosios ir dešinėsios krūties šešėlio sričių gali būt matomas žymus skirtumas.

Pagrindinis požymis išskiriantis krūties navikus iš aplinkinių audinių yra sutankėjusių sričių susiformavimas. Keli naviko šešėlių pavyzdžiai yra pateikti 8 pav. Rentgenografinių tyrimų dėka yra aptinkami navikai, kurių dydis yra iki 0,1 centimetro skersmens. Mažų piktybinių navikų aptikimas nėra lengvas uždavinys, nes jų šešėliai beveik nesiskiria nuo skiltelių, mikrocistų, fibroadenomų, jungiamojo audinio mazgų ir gerybinių masių šešėlių. Yra svarbu pažymėti, jog gerybinių navikų šešėliai yra apvalios, lygios formos su aiškiai apibrėžtomis ribomis (6, 18).



8 pav. Navikų šešėlio kontūrai ir jų atvaizdas mamogramose (18)

Rangayyan ir kt. (18) teigia, kad vėžinių darinių šešėlis yra visada mažesnis nei jų dydis, nes aplink naviką egzistuoja sritis, kurioje susidaro raukšlės, patinsta audiniai bei vyksta vėžinių ląstelių invazija. Dėl šių priežasčių vėžinių darinių aplinkoje kartais susidaro atvaizdo tekstūros iškraipymai.

Vėžiniai mazgai visada auga mažiausio audinių pasipriešinimo kryptimi. Piktybinių navikų šešėlio kontūras paprastai yra nelygus, išsiliejęs ir kampuotas. Riebaliniame audinyje vėžiniai mazgai auga tolygiai visomis kryptimis, o šešėlis yra žvaigždės formos, kadangi į visas puses nuo centrinės šerdies į aplinkinius audinius įsiskverbia palaipsniui siaurėjančios gijos – spikulos (6, 18).

Skaiduliniame audinyje vėžinės masės auga tarp jungiamojo audinio pluoštų, išilgai lataukų, kraujagyslių bei limfagyslių. Pasak Lindenbraten (6), kai pastarojo naviko aplinkoje nėra lataukų ar jungiamojo audinio pluoštų, jis negali prasiskverbti į kitus audinius ir spaudžia jos iš vidaus. Dėl šios priežasties vėžinis mazgas įgyja apskritą formą, primenančią gėrybinę masę, tačiau su laiku nuo jo atsišakoja papildomas išsikišimas, kuris palaipsniui virsta į ilgą juostą, vadinama vėžiniu tilteliu. Kartais krūties vėžys yra sudarytas iš kelių šalia išsidėsčiusių mazgų, kurių branduoliai susijungia vienu ar keliais lankais aiškiai matomais mamogramoje.

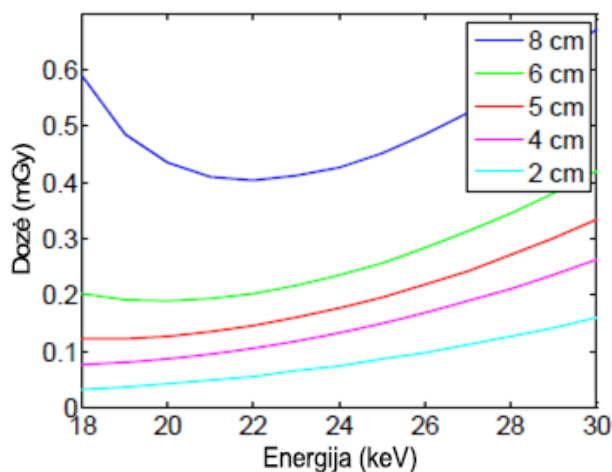
Be to, trečdalyje krūties navikų vyksta mikrokalcifikacijos procesas – laipsniškas kalcio kaupimasis audiniuose ir jų kietėjimas. Šis procesas vykta dėl organizmo apsauginės reakcijos į sužalojimus, uždegimines reakcijas, autoimuninius sutrikimus bei navikų formavimąsi. Mikrokalcifikatų skersmuo yra nuo 0,16 iki 0,55 milimetro ir jie išsidėsto šalia centrinio vėžinio mazgo. Kuo daugiau nuosėdų aptinkama vienoje srityje, tuo didesnė tikimybė, kad joje yra išsidėstęs piktybinis navikas. Aplink piktybinius darinius susitelkia įvairaus dydžio,

netaisyklingos formos kalcio kristalų klasteriai, kurie yra gerai matomi mamogramose, nes kalcio rentgeno spindulių silpimo koeficientas yra daug didesnis nei krūties audinių (6, 18).

3.5. Krūties audinių dozimetrija

Krūties liaukinių audinių ląstelės greitai atsinaujina ir jonizuojančios spinduliuotės sukeltų pažeidimų tikimybė juose yra didesnė lyginant su lėtai besidalijančiomis ląstelėmis. Dėl šios priežasties vienas pagrindinių uždavinių mamografijoje yra išgauti didelės klinikinės vertės krūties atvaizdus, naudojant kaip įmanoma mažesnę jonizuojančios spinduliuotės dozę. Pagal Dance ir kt. (14), standartinės patikros metu krūties sugerta dozė siekia apie 3,2 ir 2,36 mGy atitinkamai analoginėje ir skaitmeninėje mamografijoje, o vėžinių darinių aptikimo tikimybė ankstyvoje ligos stadijoje yra tarp 85–90 %.

Dozė gauta mamografinio tyrimo metu priklauso nuo krūties dydžio, kompozicijos bei pasirinktų apšvitos parametrų. 9 pav. yra pateikta dozės priklausomybė nuo rentgeno spindulių energijos ir krūties storio, apskaičiuota pagal teorinį modelį (Dance ir kt. (14)). Iš kreivių matyti, kad naudojant dideles energijas, sugerta dozė didėja, kadangi reikiamam atvaizdų kontrastui išgauti yra būtinas didesnis fotonų kiekis. Taip pat dozė didėja, didėjant krūties storiui bei tankiui, kadangi didesnis kiekis fotonų yra sugeriamas ir išsklaidomas fotonui įveikiant ilgesnius atstumus krūties audiniuose.



9 pav. Dozės priklausomybė nuo rentgeno spindulių energijos ir krūties storio. Pateiktos dozės yra mažesnės už realias, nes modelis neįvertina išsklaidytos spinduliuotės efekto bei naudoja vienos energijos fotonų spindulį (14)

Yra trys pagrindiniai dozimetriniai dydžiai naudojami mamografijoje:

- Oro kerma (angl. *incident air kerma* – IAK), K_i ,
- Paviršiaus įėjimo oro kerma, K_e ,
- Vidutinė liaukinio audinio dozė (toliau – VLD), D_G .

3.5.1. Oro kerma

IAK yra paprasčiausiai išmatuojamas dozimetrinis dydis mamografijoje. IAK – netiesiogiai jonizuojančios spinduliuotės ore išlaisvintų elektringųjų dalelių kinetinių energijų suma, padalyta iš šio oro tūrio masės, išmatuota rentgeno spindulių pluošto centrinės ašies taške, kur spinduliuotė patenka į pacientą ar fantomą, neįvertinant spinduliuotės atgalinės sklaidos (angl. *backscattering*).

3.5.2. Paviršiaus įėjimo oro Kerma

Paviršiaus įėjimo oro Kerma yra naudojama įvertinti atgalinės sklaidos fotonų įtaka sugertai dozei (pvz. matuojant odos dozę). Radiacinės saugos centras (19) nurodo, kad paviršiaus įėjimo oro Kerma – oro Kerma, išmatuota centrinės rentgeno spindulių pluošto ašies taške, kur spinduliuotė patenka į pacientą ar fantomą, kai sudaromos sąlygos registruoti ir atgalinės sklaidos fotonus. Kai įėjimo paviršiaus oro Kerma nėra išmatuojama tiesiogiai, ji gali būti apskaičiuota pasinaudojus (4) formule:

$$K_c = K_i B; \quad (4)$$

čia B – atbulinės sklaidos koeficientas, kuris priklauso nuo lauko dydžio, spindulio kokybės ir sklaidančios medžiagos. Jis gali būti gautas iš publikuotų lentelių arba išmatuotas naudojant fantomus (Dance ir kt. (14)).

3.5.3. Vidutinė liaukinio audinio dozė

VLD yra pagrindinis dydis, naudojamas jonizuojančios spinduliuotės sukkelto vėžio rizikos vertinimui. Pasak Perry ir kt. (20), VLD yra dažniausiai skaičiuojamas naudojant (5) formulę:

$$D_G = g \cdot c \cdot s \cdot K_i; \quad (5)$$

čia K_i – oro kerma, g – koeficientas, atitinkantis standartinės santykinės liaukinės sudėties krūtį (50 %); c – pataisos koeficientas, įvertinantis santykinės liaukinės sudėties skirtumą tarp tiriamos ir standartinės krūties, s – rentgeno spinduliuotės spektro pataisos koeficientas.

3.6. Diagnostinių procedūrų sukkelto vėžio rizika

Įvertinti vėžio riziką yra naudojami skirtingi modeliai, kurie kiekybiškai yra išreikšti per perteklinę santykinę riziką (angl. *excess relative risk – ERR*) ir perteklinę absoliučiąją riziką (angl. *excess absolute risk – EAR*). Wakeford (21) pateikė šių sąvokų apibrėžimus: ERR yra proporcingas rizikos padidėjimas virš foninės absoliučios rizikos (kai nėra radiacinio poveikio), o EAR – papildoma rizika atsiradusi virš foninės absoliučios rizikos dėl jonizuojančios spinduliuotės poveikio. ERR skaitinė vertė parodo kiek kartų padidėja asmens susirgimo onkologine liga rizika dėl apšvitos, lyginant su asmenimis neturinčiais šio rizikos veiksnio. EAR skaitinė vertė įvertina tikimybę susirgti onkologine liga dėl apšvitos krūties tyrimo metu.

Preston ir kt. (22) sukūrė bendrą modelį, kuris apibendriną duomenis surinktus iš aštuonių kohortinių vėžio tyrimų. Pagal šį modelį ERR susirgti vėžių vienerių metų laikotarpyje, apšvitinus krūties liaukas 1 Sv doze, apskaičiuojama pasinaudojus (6) formule:

$$ERR = \beta (a/50)^{-2}; \quad (6)$$

čia a – moters amžius, kuriame skaičiuojama rizika, β – perteklinės rizikos koeficientas, kurio vertė remiantis JAV populiacijos kohortiniais tyrimais yra $\beta = 0,51$.

BEIR VII (angl. *The Biological Effects of Ionizing Radiation*) (23) ataskaitoje yra pateiktas modelis, skirtas apskaičiuoti riziką sukelti krūties vėžį mamografinės diagnostikos metu. Pagal šį modelį EAR susirgti krūties vėžiu vienerių metų laikotarpyje gavus 1 Gy apšvitos dozę yra apskaičiuojama pagal (7) formulę:

$$EAR = \frac{9,9}{10^4} e^{-0,25(e-30)} \left(\frac{a}{50}\right)^\eta; \quad (7)$$

čia a – moters amžius, kuriame skaičiuojama rizika, e – amžius, kuriame buvo atlikta ekspozicija, η – koeficientas, kurio reikšmė yra $\eta = 3,5$ kai $a < 50$ ir $\eta = 1$ kai $a \geq 50$.

Remiantis šio modeliu, rizika susirgti krūties vėžiu yra tiesiškai proporcinga krūties sugertai dozei, o jos vertė mažėja, didėjant amžiui, kuriame buvo atlikta ekspozicija. Bendra susirgimo tikimybė didėja, didėjant laiko tarpui praėjusiam po ekspozicijos, tačiau didėjimo greitis lėtėja sulaukus 50 metų amžiaus.

Teisingai suintegravus, šis modelis yra tinkamas prognozuoti gyvenimo trukmės riziką susirgti krūties vėžiu po vienos ar kelių ekspozicijų, atliktų skirtingame pacientės amžiuje. Amercan Cancer Society (24) rekomenduoja moterims nuo 40 iki 55 metų amžiaus atlikti mamografinę patikrą kartą per metus ir nuo 56 iki 74 metų amžiaus kartą per du metus. Per šį laikotarpį būtų atlikti 25 mamografiniai tyrimai, o kiekvienos krūties sugerta dozė vieno tyrimo metu siektų apie 2,4 mGy. Pagal šios duomenis Dance ir kt. (14) apskaičiavo, kad 56-ioms iš 100 000 moterų bus sukeltas krūties vėžys iš kurių 6,9 pacientės žus. Iš kitos pusės, 500 moterų bus aptikta ankstyva krūties vėžio stadija ir atliktas sėkmingas gydymas. Taigi mamografinių tyrimų nauda 72,5 karto viršija susargdinimo riziką, o sumažinus mamografijoje naudojama dozę, šis naudos ir rizikos santykis net didės.

3.7. Fantomai

Fantomai yra naudojami jau virš 50 metų tirti žmogaus kūno atsaką į įvairius išorinius bei vidinius dirgiklius ir yra taikomas daugelyje sričių: fiziniuose matavimuose, jonizuojančios spinduliuotės dozimetrijoje, avarių simuliacijose, medicinoje ir kt. Xu (25) teigia, kad istoriškai mokslinėje literatūroje terminas „fantomas“ yra naudojamas, kalbant apie fizikinį įrenginį, kuris pamėgdžioja žmogaus kūno savybes. Šio metu egzistuoja ne tik fizikiniai fantomai, tačiau ir kompiuteriniai modeliai, kurios naudojant atliekami virtualus matavimai bei skaičiavimai.

3.7.1. Fantomų klasifikavimas

Fantomai gali būti skirstomi pagal įvairius kriterijus: paskirtį, konstrukciją, prigimtį, taikymą rentgenografijoje, imituojamą kūno sritį, bei praktinio taikymo tikslą. IAEA (26) duomenimis, iš pateiktų klasifikavimo būdų populiariausias yra klasifikavimas pagal paskirtį. Fantomai pagal paskirtį skirstomi į dvi pagrindines grupes, kurios išsišakoja į smulkesnius vienetus. Pagrindinės grupės yra vaizdų vertinimo fantomai ir dozės vertinimo fantomai.

- Vaizdų vertinimo fantomai – fantomai skirti įvertinti atvaizdų kokybę diagnostinėje radiologijoje.
 - Antropomorfiniai fantomai – fantomai, pasižymintys realios anatomicinės struktūros bruožais.
 - Animuoti (angl. *animate*) antropomorfiniai fantomai – fantomai, kurie simuliuoja gyvo organizmo judėjimą. Šie fantomai yra naudojami naujų radiologinių sistemų darbo rezultatų bei funkcinių galimybių vertinime, ir lyginant jas su įprastais diagnostiniais metodais.
 - Neanimuoti (angl. *inanimate*) antropomorfiniai fantomai – fantomai su tikra arba dirbtine anatomine struktūra. Šie fantomai yra naudojami vertinant atvaizdavimo charakteristikas.
 - Paprasti fantomai – šie fantomai apima fizikinius objektus pradedant nuo vienalyčių medžiagos blokų ir baigiant moderniom konstrukcijom, kurios susideda iš daugybės detalių.
 - Subjektyvūs fantomai – fantomai, skirti subjektyviai vertinti rentgenografinių atvaizdų kokybę, pavyzdžiui, palyginti regimus objektus su vaizde atgamintais šešėliais.
 - Objektyvūs fantomai – fantomai, skirti kiekybiniam įrangos charakteristikų įvertimui.
- Dozės įvertinimo fantomai – dozimetriniai fantomai, skirti įvertinti medicininės ekspozicijos metu paciento sugertąją dozę.
 - Skaičiuojamieji modeliai – tai matematiniai žmogaus kūno modeliai, kurie gali būti tiek labai sudėtingi, apimantys tikslias organų formas, didžius ir jų padėtį kūne, tiek labai paprasti - sudaryti iš elementarių geometrinių erdvinių kūnų. Šių matematinių modelių paskirtis yra simuliuoti rentgeno spindulių sąveiką su biologiniais audiniais, apskaičiuoti sugertąją paciento kūne dozę, įvertinti išsklaidytos spinduliuotės įtaką sugertai dozei bei analizuoti anatomicinį bei techninį triukšmą.

- Paprasti kompiuteriniai modeliai – modeliai, skirti atvaizduoti giluminę dozę skirtinguose audiniuose bei jos priklausomybę nuo rentgeno spindulių pluošto kokybės.
- Monte Karlo modeliai – modeliai, kurie yra skirti apskaičiuoti pacientų sugertas dozes, naudojant Monte Karlo metodą. Šio metodo kodas yra pagristas fizikiniais fotonų sąveikos su audiniais principais.
- Fiziniai fantomai – realūs fantomai, kurie yra naudojami atlikti tiesioginius arba netiesioginius dozimetrinius matavimus.
 - Tiesioginių matavimų fizikiniai fantomai – fantomai, skirti tiesiogiai išmatuoti dozę prie griežtai nustatytų sąlygų. Tiesioginių matavimų metu dozimetrai gali būti talpinami tiek fantomo paviršiuje, tiek viduje.
 - Netiesioginių matavimų fizikiniai fantomai – dozimetriniai fantomai, kuriuose sugerta dozė yra nustatoma netiesiogiai. Dozė yra apskaičiuojama, naudojant skaičiuojamuosius metodus, iš domenų gautų kitose fantomo padėtyse ar prie kitų apšvitos parametrų.

3.7.2. Fantomų svarba dozimetrijoje

Fizikiniai fantomai yra pagrindinis įrankis, naudojamas vertinti ir optimizuoti vaizdų kokybę rentgenografijos sistemose. Tipiniai fantomai yra pagaminti iš vienalytės medžiagos, kurios viduje yra įterpti bandomieji objektai. Carton ir kt. (4) darbe yra nurodoma, kad tokie fantomai yra naudojami įvertinti aukšto ir žemo kontrasto objektų aptikimo galimybes, detektoriaus atsako teisiškumą, fotoelektrinio laikmačio charakteristikas, erdvinę skiriamąją gebą ir atsaką į triukšmą. Xu (25) akcentavo, kad fantomų naudojimas yra itin svarbus diagnostinėje radiologijoje, kadangi yra būtina optimizuoti rentgenografines sistemas ir tuo pačiu sumažinti potencialiai kenksmingą radiobiologinį poveikį. Tačiau atlikti realesnes atvaizdavimo užduotis yra būtini antropomorfiniai krūties fantomai, kurių rentgenografiniai šešėliai yra panašius į gaunamus tiriant tikrus žmogaus audinius.

Antropomorfiniai fantomai pagaminti iš audiniams lygiaverčių medžiagų istoriškai buvo naudojami imituoti organizmo anatomiją ir atspindėti spinduliuotės sugerties savybes dozimetrijos tyrimuose. Winslow (27) teigia, kad ypač svarbi antropomorfinių fantomų taikymo sritis yra dozimetrija; dozimetrija – mokslo sritis, nagrinėjanti sugertosios jonizuojančios spinduliuotės kiekį ir paskirstymą tiriamo objekto viduje. Pasak Xu (25), tiksliai nustatyti žmogaus organizme sugertąją dozę yra sudėtinga dėl kelių priežasčių:

- Kiekvienu atveju apšvitos sąlygos ir įrangos parametrai yra skirtingi,
- Spinduliuotė nėra homogeniška. Įvairių rūšių ir energijų jonizuojanti spinduliuotė sąveikauja su žmogaus audiniais pagal skirtingus fizikinius principus,

- Žmogaus kūnas yra sudarytas iš skirtingų anatominių darinių, kurių sudėtis bei tankis yra nevienalytis.

Kaip jau minėta, anatomiciniai modeliai yra labai svarbūs dozimetrijoje, kadangi nėra įmanoma/beveik neįmanoma tiesiogiai išmatuoti sugertosios dozės gyvo žmogaus organuose, o tiesioginiai invaziniai tyrimai yra pavojingi žmonių sveikatai. Vietoj to, jonizuojančiosios spinduliuotės energijos pernašai paciento kūne vertinti yra naudojami skaičiuojamieji modeliai arba fiziniai fantomai. Dozės tikslumas labai priklauso nuo anatominio modelio atitikimo realiam žmogaus kūnui. Pasak Xu (25), sukurti anatominį modelį, kuris tiksliai atkartoja žmogaus kūno geometriją ir radiologines savybes, yra gana sudėtingas uždavinys, atsižvelgiant į tai, jog kiekvienas žmogus turi unikalią kūno formą ir dydį.

3.7.3. Fizikiniai fantomai

Fizikiniai fantomai yra pagaminti iš kietų medžiagų, kurių radiologinės savybės yra artimos biologinių audinių savybėms. Jie yra būtini tobulinant, optimizuojant ir vertinant rentgenografijos sistemas. Kiarashy (28) išvardijo, kad šie fantomai yra naudojami įvairiuose testuose, pavyzdžiui, kokybės kontrolės bandymuose, vertinant rentgenografinių sistemų darbo charakteristikas, tikrinant rekonstrukcijos algoritmus, bei dozimetrijoje.

Fizikiniai fantomai yra pranašesni už skaičiuojamuosius (kompiuterinius) modelius įvertinant organų sugertas dozes, nes nereikia tiksliai žinoti fotonų energijos spektro ir spindulio geometrijos. Pasak Winslow (27), šis privalumas yra ypatingai svarbus, kadangi atsirandant vis sudėtingesnėms rentgenografinėms sistemoms, šie fantomai gali būti naudojami atliekant kokybės kontrolę, įrangos patikrą bei skaičiuoti efektines ir vidutines organų sugertas dozes.

Kadangi didžioji dalis žmogaus kūno yra sudaryta iš vandens, homogeniniai vandens arba plastiko fantomai yra plačiai naudojami kalibruojant spinduliuotės detektorius bei rentgenografines sistemas. Priešingai nei homogeniški fizikiniai fantomai, antropomorfiniai fizikiniai fantomai imituoja sudėtingą, heterogeninę žmogaus kūno sandarą bei atkartoja konkrečių organų ar jų dalių formą; jie yra pagaminti iš kelių audiniams lygiaverčių medžiagų. Anot Xu (25), fizikinius antropomorfinius fantomus yra paprasta naudoti dozimetrijos reikmėms, kadangi dozimetrai gali būti patalpinti specialiose erdmėse fantomų viduje bei paviršiuje.

Šio metu egzistuojantys komerciniai fantomai neatspindi žmonių populiacijos įvairovės dėl to jų naudojimas yra ribotas.

3.7.4. Antropomorfiniai fantomai

Antropomorfiniai fantomai yra dažnai naudojami optimizuojant rentgenografinės sistemos parametrus ir gerinant atvaizdų kokybę, teigia Li (3). Krūties antropomorfiniai fantomai yra plačiai naudojami radiografijos, tomosintezės ir kompiuterinės tomografijos srityse, bei

moksliniuose tyrimuose. Šie fantomai praktikoje yra taikomi atliekant įrangos kalibravimą bei kokybės kontrolę, pavyzdžiui, tikrinant krūties suspaudimo įrangą, tiriant atvaizdų išplaukimą dėl suspaudimo menčių judėjimo, įvertinant išsklaidytos spinduliuotės kiekį, optimizuojant rentgeno spindulių spektrą, ekspoziciją bei detektorius padėtį, nustatant metodų trukumus, apmokant personalą ir kt.

Besivystant naujoms 3D krūties audinių vizualizavimo sistemoms, vis didėja poreikis sukurti aukštos rezoliucijos, trimačius antropomorfinius krūties fantomus, pabrėžė Carton ir kt. (4). Šiuo metu nėra komercinių 3D antropomorfinių krūties fantomų; dėl šios priežasties yra būtina sukurti universalius fantomus, lengvai pritaikomus klinikinėje praktikoje. Šie fantomai leistų įvertinti naujų sistemų rekonstrukcijos metodus įvairių vaizdo kokybės parametrų, tokių kaip triukšmas, kontrastas, rekonstrukcijos artefaktai ir geometriniai iškraipymai - atžvilgiu, bei optimizuoti atvaizdų gavimo parametrus. Carton ir kt. (4) teigimu, 3D antropomorfiniai krūties fantomai taip pat būtų naudojami vertinti ir palyginti 2D ir 3D vaizdinimo sistemų darbinės charakteristikas. Pasak Li (3), dabartiniai rentgenografijos sistemose naudojami antropomorfiniai krūties fantomai prastai imituoja realių krūčių įvairovę skirtingų dydžių, formų, kompozicijos ir vidinių elementų požiūriu.

3.7.5. Pagrindiniai fantomai naudojami mamografijoje

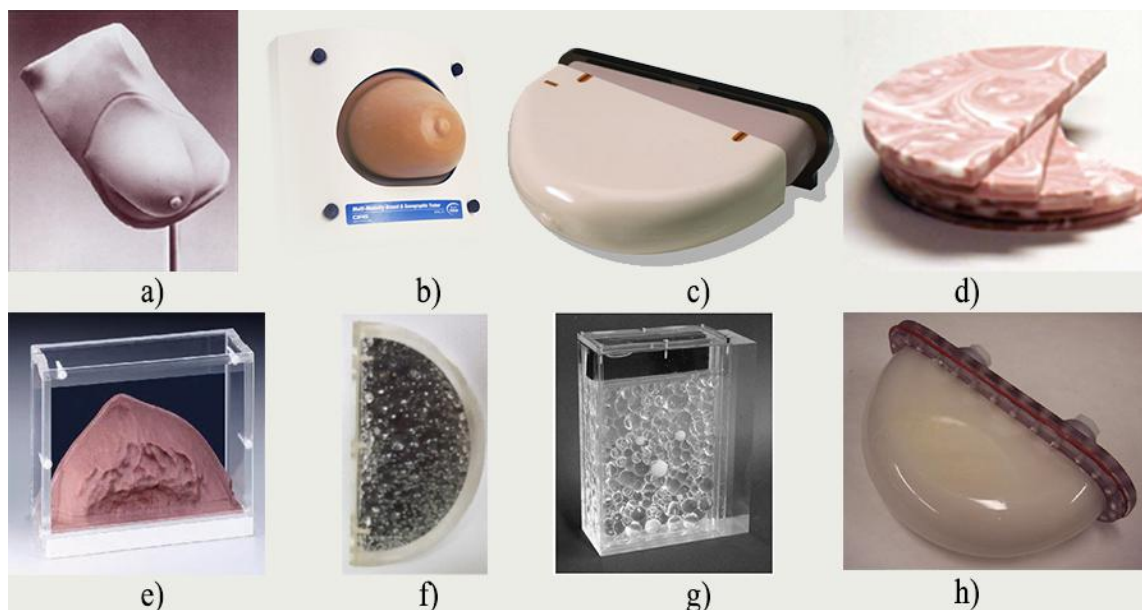
IAEA (26) pateikia pagrindinių mamografijos fantomų sąrašą:

Mammo II RS-750 fantomas (10 pav. – a) yra naudojamas darbuotojų mokymuose, pavyzdžiui, atlikti mamogramas skirtingose projekcijose, atlikti tikslinę mamogramą, t. y. dominančios krūties srities suspaudimą, bei atlikti procedūrą nesukeliant pacientui skausmo. Šis fantomas yra ypatingas tuo, kad turi indikatorius, kurie nurodo paciento patiriamo skausmo lygį suspaudimo metu (29).

Daugiafunkcinis krūties biopsijos ir echoskopijos treniruoklis CIRS 073 (10 pav. – b), taip pat yra skirtas personalo mokymams. Šis fantomas yra tinkamas apmokyti darbui su įvairiomis krūties audinių vaizdinimo sistemomis ir atlikti intervencines procedūras, remiantis rentgenografiniais vaizdais. Šis fantomas yra tinkamas naudoti mamografijoje, magnetinio rezonanso tyrimuose ir echoskopijoje. Fantomo viduje yra įterptos cistos, tankūs sferiniai bei žvaigždės formos dariniai. Šis fantomas yra ypatingas tuo, kad turi lanksčia paviršinę membraną *Z-Skin™*, kuri imituoja odos savybes ir savaime užtraukia biopsijos vietoje atsiradusi plyšį, o vidinė fantomo medžiaga yra pagaminta taip, kad sumažintų adatos pėdsako matomumą atvaizduose (30).

CIRS 010 & 011A modelių fantomai (10 pav. – c) yra skirti rentgenografinių sistemų efektyvumo vertinimui, sugertos dozės matavimui bei kasdienei vaizdų kokybės patikrai. Šių fantomų konstrukcinės medžiagos yra lygiavertės krūties audiniams. Šių fantomų viduje

patalpinti skirtingo didžio dirbtiniai kalcio kristalai, liaukiniai latakai bei vėžinės masės imitatoriai, taigi yra galimybė testuoti įrangos jautrumą įvairaus sudėtingumo sąlygomis. CIRS 010 & 011A fantomų komplektas sudarytas iš skirtingos liaukinės/riebalinės kompozicijos fantomų (31).



10 pav. Antropomorfiniai fizikiniai fantomai naudojami mamografijoje – a) *Mammo II RS-750* fantomas (29), b) *CIRS 073* fantomas (30), c) *CIRS 010 & 011A* fantomas (31), d) *CIRS 020 BR3D* fantomas (32), e) „*Rachel*“ fantomas (33), f) *LUCMFR* fantomas (26), g) *Ferraros* universiteto fantomas (34), h) „*Freed*“ fantomas (1)

CIRS 020 BR3D modelio fantomas (10 pav. – d) yra sudarytas iš 6 D-formos plokštelių, kurių kompozicija nėra vienalytė, t. y. kiekvienos plokštelės sukurtinė tekstūra yra unikali. Šis fantomas pasižymi krūties audinių radiologinėmis savybėmis, o vienoje iš rinkinio plokštelių yra įterptos vėžinės masės ir skaidulos, taip pat, rentgenogramoje vizualizuojama audinių kalcifikacija. Objektų matomumas bei atvaizdo fonas rentgenogramoje kinta, keičiant plokštelių kieki bei padėtį. Šis fantomas naudojamas tomosintezės, krūties kompiuterinės tomografijos (KT), mamografijos įrangų testavime bei darbuotojų apmokymuose (32).

„*Rachel*“ antropomorfinis fantomas (10 pav. – e) yra pagamintas iš lygiaverčio krūties audiniams pagrindo ir gyvsidabriu prisotintos plokštelės, kuri atkuria smulkius krūties sandaros elementus. Mamografijoje šis fantomas yra naudojamas atvaizdų kokybės bei dozimetrijos tyrimuose. Šio fantomo mamogramos tikroviškai atspindi krūties sandarą ir anatomicinį triukšmą, atsirandanti dėl spindulių sklaidos procesų. „*Rachel*“ fantomas gali būti naudojamas tik dvimačio vaizdinimo sistemose, kadangi neperteikia trimačių krūties savybių (33).

LUCMFR antropomorfinis fantomas (10 pav. – f) yra plastikinė D-formos dėžė, kurios viduje patalpintos įvairių matmenų sferos, pagamintos iš skirtingų krūties audiniams lygiaverčių medžiagų. Fantomo rentgenogramos nėra panašios į realius krūties atvaizdus, tačiau jie yra

naudojami klinikinėje praktikoje, nes jų gamyba bei modifikacija nėra sudėtinga. Šie fantomai yra naudojami vertinant vaizdų kokybę, registruojant dozes bei optimizuojant naujų krūties audinių vaizdinimo sistemų parametrus (26).

Taibi ir kt. (34) darbe yra paminėta, jog Ferraros universiteto fantomas (10 pav. – g) yra pagamintas iš 5 centimetrų pločio organinio stiklo dėžutės. Dėžutėje yra patalpintos 8, 12,7 ir 22,2 mm skersmens sferos, pagamintos iš polietileno bei organinio stiklo. Fantomo tūris yra užpildytas vandeniu arba taukais, o prie dėžės šono pritvirtinta vienalytė organinio stiklo plokštė, skirta išmatuoti krentančios spinduliuotės intensyvumui. Šis fantomas gali būti naudojamas dozimetrijoje bei kokybės kontrolės testuose.

Antropomorfinis krūties fantomas „Freed“ (10 pav. – h) yra pagamintas iš kiaušinio baltymų ir lydytų taukų mišinio, patalpinto į krūties formos indą. Fantomą galima naudoti MRI ir rentgenografinių sistemų 2D ir 3D vaizdų kokybės testavime. Freed ir kt. (1) teigė, jog šio fantomo vystymas yra daug žadantis, tačiau kol kas nėra metodikos leidžiančios keisti mišinio konsistenciją taip, kad ji atitiktų skirtingos santykinės liaukinės sudėties krūties audinius.

4. MEDŽIAGOS IR TYRIMŲ METODAI

4.2. Konstrukcinės fantomo medžiagos

Fantomų gamybai yra pasirenkamos medžiagos, kurių savybės yra artimos biologinių audinių ir juose esančio vandens savybėms. Audiniai pasižymi skirtingomis radiologinėmis ir fizikinėmis savybėmis, taigi renkantis medžiagas yra atsižvelgiama į daugelį kriterijų. Mann ir kt. (35) teigia, kad medžiaga yra lygiavertė kūno audiniams, jei ji sąveikauja su jonizuojančia spinduliuote tokiu pat būdu kaip ir žmogaus audiniai, o medžiagos savybės jonizuojančiosios spinduliuotės lauke gali būti lyginamos naudojant masinį silpimo koeficientą, lygiavertį atominį skaičių bei oro Kermą. Kinase ir kt. (36) savo tyrime nurodė, jog tinkamas parametras vertinti kietų medžiagų radiologinių savybių ekvivalentumą kūno audiniams yra tiesinis silpimo koeficientas. Hill ir kt. (37) teigia, kad radiologinis medžiagos lygiavertiškumas audiniams gali būt vertinamas lyginant fizikinius parametrus - tankį, elektronų tankį, elementinę sudėtį ir efektyvų atominį skaičių - su jų reikšmėmis vandenyje, kadangi vanduo sudaro didžiąją dalį žmogaus audinių ir yra laikomas lygiaverčiu minkštiesiems audiniams.

Idealiu atveju, konstrukcinės medžiagos fizikinės bei radiologinės savybės yra lygiavertės audinių savybėms, tačiau aptikti tokias medžiagas yra sudėtinga ar net neįmanoma. Dėl šios priežasties didžiausias dėmesys yra skiriamas radiologinėms savybėms, fizikines paliekant antrame plane. Radiologinių savybių lygiavertiškumo vertinimui galima išskirti tris pagrindinius parametrus: elektroninį tankį, masinį silpimo koeficientą bei ilginį silpimo koeficientą. Tankis ir efektyvus atominis skaičius gali būt naudojami apytikriai palyginti radiologinėms medžiagų savybėms, tačiau yra labiau tinkami fizikinių savybių vertinimui.

Šiame tyrime svarbiausiu parametru buvo ilginis silpimo koeficientas. Ieškant medžiagų fantomo gamybai bei jų lygiavertiškumo biologiniams audiniams vertinimas buvo atliekamas lyginant testuojamų medžiagų ilginis silpimo koeficientus su teorinėmis žmogaus audinių silpimo koeficiento vertėmis, pateiktomis kitų autorių darbuose.

4.2.1. Ilginis silpimo koeficientas

Hendee ir kt. (17) teigia, kad vidutinis kelias, kuri medžiagoje nukeliauja fotonas be sąveikos, yra lygus $1/\mu$, kur μ yra suminis ilginis silpimo koeficientas. Suminis ilginis silpimo koeficientas gali būti užrašytas lygtimi (8):

$$\mu = \omega + \tau + \sigma + \kappa + \pi; \quad (8)$$

čia ω , τ , σ , κ , ir π – koeficientai, kurie reprezentuoja skirtingus fizikinius spinduliuotės sklaidos ir sugerties procesus: (ω) koherentinę sklaidą, fotoelektrinę sugertį (τ), Komptono sklaidą (σ), porų susidarymą (κ) ir branduolinį fotoefektą (angl. *photodisintegration*) (π).

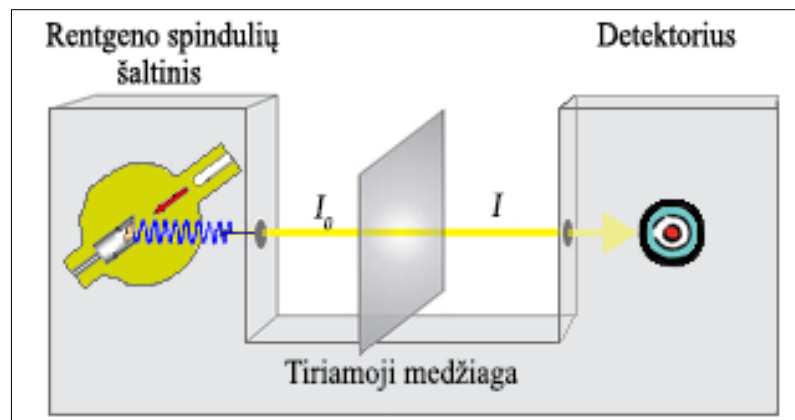
Diagnostinėje rentgenografijoje yra naudojami mažos energijos fotonai, taigi porų susidarymo ir branduolinio fotoefekto procesai yra nereikšmingi, o lygtis (8) gali būti perrašyta:

$$\mu = \omega + \tau + \sigma; \quad (9)$$

Iš lygties (9) matome, kad dozė sugerta medžiagoje pagrinde priklauso nuo fotoefekto, o sklaida vyksta dėl koherentinės sklaidos ir Komptono procesų.

4.2.2. Spinduliuotės pralaidumo matavimas ir ilginio silpimo koeficiento skaičiavimas

Išmatuoti medžiagų μ per šias medžiagas yra praleidžiamas kolimuotas rentgeno spindulių pluoštas. Per medžiagą praleisto rentgeno spindulių pluošto intensyvumas yra registruojamas detektoriuje. Kiekvieno matavimo metu yra užsirašomas pradinis spindulių intensyvumas, praėjusio spindulio intensyvumas ir spindulį silpninančios medžiagos storis. Šio metodo schema yra pateikta 11 pav. Tyrime naudojamas rentgeno spindulių šaltinis yra Alfa RT mamografijos sistema, o detektorius – Unifors Mult-O-Meter (Mammo).



11 pav. Ilginio silpimo koeficiento matavimo schema

Pasak Celiktas (38), kai rentgeno spindulių kelyje yra įterpiama x storio medžiaga, spindulio intensyvumo sumažėjimas yra apskaičiuojamas pagal Bero-Lamberto dėsnį (lygtis (10)). Matematiškai pertvarkius lygtį (10) yra gaunama μ išraiška (lygtis (11)).

$$I = I_0 \cdot e^{-(x \cdot \mu(E))}; \quad (10)$$

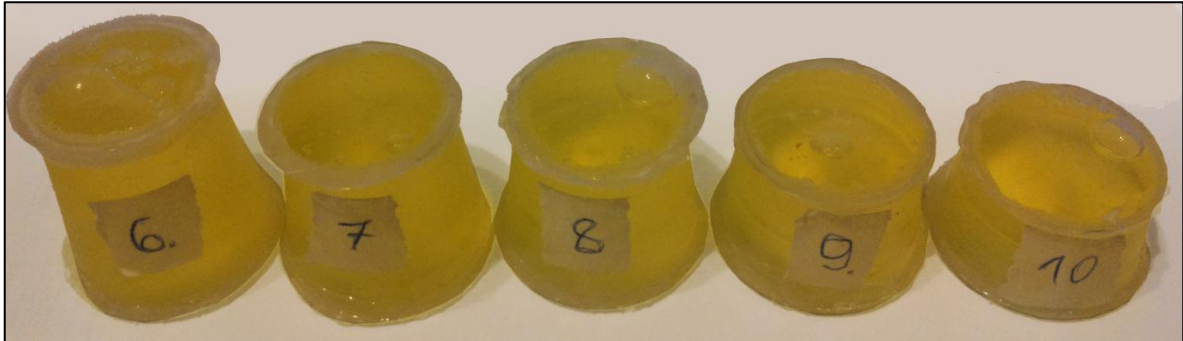
$$\mu(E) = \frac{1}{x} \cdot \ln\left(\frac{I_0}{I}\right); \quad (11)$$

čia μ – tiriamos medžiagos ilginis silpimo koeficientas, cm^{-1} ; x – medžiagos storis, cm; I ir I_0 – susilpninto ir pradinio rentgeno spindulių pluošto intensyvumas, atitinkamai, E – rentgeno spindulių energija.

Išmatuoti skystų medžiagų ilginiam silpimo koeficientui iš polipropileno (toliau – PP) buvo pagaminti specialūs indeliai, pavaizduoti 12 pav. Kai rentgeno spindulių kelyje yra patalpinamos dvi skirtingos medžiagos, apskaičiuoti pirmosios medžiagos ilginiam silpimo koeficientui yra naudojama lygtis (12), tačiau prieš tai reikia atlikti antrosios medžiagos silpimo koeficiento matavimą.

$$\mu_1(E) = \frac{\ln\left(\frac{I_0}{I}\right) + \mu_2(E) \cdot x_2}{x_1}; \quad (12)$$

čia μ_1 ir μ_2 – pirmosios ir antrosios (PP indelio) medžiagos ilginiai silpimo koeficientai, atitinkamai; x_1 ir x_2 – pirmosios ir antrosios medžiagų storiai, atitinkamai.



12 pav. PP indeliai su tiriama medžiaga

Yra svarbu pažymėti, jog pateiktose lygtyse (10–12) spinduliuotės intensyvumas gali būti pakeistas sugertąja doze, kadangi šių dydžių prigimtis yra vienoda.

4.2.3. XCOM programinė įranga

Teorinės audinių masinio silpimo koeficiento vertės yra apskaičiuotos naudojant XCOM programą (39). XCOM internetinė programa yra skirta skaičiuoti cheminių elementų, cheminių junginių ir medžiagų mišinių masinius silpimo koeficientus bei fotonų sąveikos skerspjūvius, kai fotonų energijos yra intervale tarp 1 keV ir 100 GeV. Pasitelkus šią programą galima tirti medžiagų, kurių atominis skaičius ($Z \leq 100$), nekoherentinės ir koherentinės sklaidos, fotoelektrinės sugerties ir porų susidarymo sąveikos skerspjūvius. Programa apskaičiuoti duomenys yra pateikiami dviem skirtingais būdais:

- Lentelėse, kuriose yra pateikta masinio silpimo koeficiento priklausomybę nuo fotonų energijos;
- Grafikais, kuriuose yra atvaizduoti lentelėje esantys duomenys.

XCOM lentelėse yra pateikti ne tik bendri, tačiau ir daliniai masiniai silpimo koeficientai, kurie yra lygus atitinkamo fizikinio proceso fotonų sąveikos skerspjūvio sandaugai su molekulių skaičiumi medžiagos masės vienetu. Šių sąveikos koeficientų vertės yra atvirkščiai proporcingos vidutiniam laisvajam fotonų keliui tarp sklaidos, fotoelektrinės sugerties ir porų susidarymo įvykių. Visų šių sąveikos koeficientų suma yra lygi bendram masiniam silpimo koeficientui (39).

Iš gautų XCOM duomenų, ilginis silpimo koeficientas yra apskaičiuojamas padauginus masinį silpimo koeficientą iš medžiagos tankio, lygtis (13).

$$\mu(E) = \mu(E)_{mass} \cdot \rho; \quad (13)$$

čia μ – ilginis silpimo koeficientas, μ_{mass} – masinis silpimo koeficientas, ρ – medžiagos tankis, E – fotonų energija.

Junginių ir mišinių sąveikos koeficientai yra gaunami sumuojant šias medžiagas sudarančių cheminių elementų sąveikos skerspjūvius ir padauginus jos iš svorinių koeficientų. Svorinis koeficientas – cheminio elemento masės dalis medžiagoje, kuri yra apskaičiuojama pagal junginio cheminę formulę. Kai dirbama su mišiniais, vartotojas privalo įvesti mišinio elementinę sudėtį ir šių elementų svorinius koeficientus.

Verta pažymėti, jog XCOM duomenų bazėje yra pateikti pavienių neutralių atomų sąveikos skerspjūviai, t. y. programoje nėra atsižvelgiama į molekulinės sandaros ir kietosios fazės įtaką sąveikos skerspjūviui, taigi duomenys nėra tikslūs.

4.2.4. Duomenų interpoliavimas

Teoriniai XCOM duomenys ir kitų autorių išmatuoti ilginiai arba masiniai silpimo koeficientai yra pateikti prie diskrečių fotonų energijos verčių, t. y. sudarytos tik žinomų reikšmių lentelės. Kadangi šiame tyrime matavimai yra atliekami naudojant Mo / Mo anodo ir filtro kombinaciją yra būtina apskaičiuoti ilginių silpimo koeficientų vertes prie šios įrangos spektro vidutinės fotonų energijos.

2 lentelė. Žinomų reikšmių lentelė

x	$x_0 = a$	x_1	...	$x_n = b$
$y = f(x)$	y_0	y_1	...	y_n

čia x_0, x_1, \dots, x_n – fotonų energijos vertės, y_0, y_1, \dots, y_n – ilginių silpimo koeficientų vertės prie skirtingų fotonų energijų, a ir b – fotonų energijos mažiausia ir didžiausia vertė, atitinkamai.

Kai yra pateiktos diskrečios duomenų vertės (2 lent.), apskaičiuoti funkcijos $f(x)$ reikšmei y tarpiniame taške x yra sudaroma interpoliacinė funkcija (lygtis (14)), tenkinanti lygties (15) sąlygas.

$$S(x) = \begin{cases} S_0(x), & x \in [x_0, x_1] \\ \dots & \dots \\ S_i(x), & x \in [x_i, x_{i+1}]; \\ \dots & \dots \\ S_{n-1}(x), & x \in [x_{n-1}, x_n] \end{cases} \quad (14)$$

$$S_i(x_i) = f(x_i) = y_i, \text{ kai } i = 0, 1, \dots, n; \quad (15)$$

čia $S_i(x_i)$ – i -toji interpoliavimo sąlyga, x_0, x_1, \dots, x_n – interpoliavimo mazgai.

Kai funkcija $y = f(x)$ yra apibrėžta intervale $[a, b]$ ir tame intervale yra žinoma $n + 1$ funkcijos reikšmė, yra įmanoma sudaryti n -ojo laipsnio interpoliacinį daugianarį. Funkcija $S(x)$ yra vadinama 3-osios eilės daugianariu, jei:

- Kiekviename intervale $[x_i, x_{i+1}]$ ji yra išreikšta 3-ojo laipsnio daugianariu, lygtis (16).

$$S_i(x) = a_{i,3}x^3 + a_{i,2}x^2 + a_{i,1}x + a_{i,0}; \quad (16)$$

čia $a_{i,3}$, $a_{i,2}$, $a_{i,1}$ ir $a_{i,0}$ – i-ojo interpoliacinio daugianario koeficientai.

- Funkcija tenkina interpoliavimo sąlygą (lygtis (15)), t. y. interpoliacinės funkcijos reikšmės atitinka tikrosios funkcijos reikšmes interpoliavimo mazguose;
- Funkcijos $S(x)$ 1-sios ir 2-osios eilės išvestinės yra tolydžios intervale $[a, b]$.

Apskaičiuoti interpoliacinio daugianario koeficientus ir funkcijos reikšmes tarpiniuose taškuose yra naudojama šio darbo autorius parašyta MATLAB programa, kurios kodas yra pateiktas 1 priede. Šiame kode yra įrašomos literatūroje pateiktų arba XCOM programa apskaičiuotų fotonų energijų ir ilginių silpimo koeficientų vertės.

4.2.5. Vidutinė spinduliuotės energija

Pasak Sprawls (40), efektinė spinduliuotės energija paprastai yra 30–40 % mažesnė už maksimalią spektro energiją, nors tiksli energijos vertė priklauso nuo sistemoje naudojamo filtro tipo ir storio, bei įtampos signalo formos. Remiantis šio teiginiu yra daroma prielaida, jog efektinė Mo spektro energija yra 35 % mažesnė už maksimalią ir jos vertė yra lygi 18,2 keV, kadangi $28 \text{ keV} \cdot \frac{100\% - 35\%}{100\%} = 18,2 \text{ keV}$

4.3. Tyrime naudojama įranga

Tyrime yra naudojama analoginė mamografijos sistema – Instrumentarium Alpha RT ir detektorius – Unifors Mult-O-Meter (Mammo).

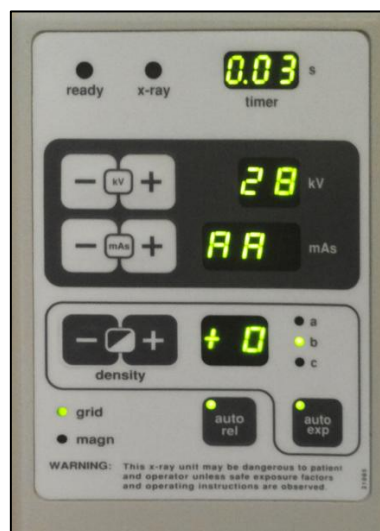
4.3.1. Instrumentarium Alfa RT mamografijos sistema

Tyrime yra naudojama analoginė mamografijos sistema – Instrumentarium Alpha RT, kurios nuotrauka yra pateikta 13 pav. Alpha RT mamografo rentgeno vamzdžio anodas yra pagamintas iš niobiu praturtinto molibdeno, kadangi niobis padidina anodo patvarumą bei atsparumą karščiui, nepakeisdamas sistemos vaizdinimo kokybės. Šioje sistemoje yra sumontuoti du skirtingi filtrai: pirmasis pagamintas iš molibdeno, antrasis – iš rodžio. Molibdeno filtras yra naudojamas išgauti aukšto kontrastingumo atvaizdams, kai tiriamos vidutinio ir mažo dydžio krūtys, o rodžio filtras – tankias ir dideles krūtis.



13 pav. Analoginė mamografijos sistema – Instrumentarium Alpha RT

Alfa RT sistemą yra paprasta valdyti, kadangi valdymo pulto dizainas yra draugiškas vartotojui (14 pav.). Alfa RT įrangoje yra įdiegta ir automatinė ekspozicijos kontrolės (toliau – AEK) sistema, kuri automatiškai pasirenka apšvitos parametrus, tačiau esant reikalui galima pereiti į rankinį režimą ir pakeisti tiek anodinės įtampos (kV), tiek sandaugos tarp ekspozicijos trukmės ir ekspozicijos srovės stiprumo (mA · s) vertes.



14 pav. Alfa RT mamografinės sistemos valdymo pultas

Fantomo dozimetriniai tyrimai ir ilginių silpimo koeficientų matavimai buvo atliekami patalpinant tiriamus objektus centrinėje rentgeno spindulių pluošto ašyje, naudojant 28 kV anodinę įtampą ir Mo filtrą.

4.3.2. Unifors Mult-O-Meter detektorius

Išmatuoti rentgeno spindulių intensyvumui yra naudojamas Unifors Mult-O-Meter (Mammo) detektorius. Šis unikalus detektorius yra pritaikytas dirbti su mamografijos įranga ir vienos ekspozicijos metu gali išmatuoti skirtingus parametrus: anodinę įtampą, dozę, dozės galią, ekspozicijos laiką ir kt. Įrangą sudaro kišenės dydžio blokas su ekranu ir labai mažas išorinis dozės detektorius (15 pav.).



15 pav. Unifors Mult-O-Meter detektorius

4.4. Dozimetrija

Dozė – matavimo vienetas, kuris yra skirtas kiekybiškai įvertinti jonizuojančios spinduliuotės energiją sugertą objekte ar gyvo žmogaus audiniuose. Įvertinti žmonių apšvitai, bei biologiniam spinduliuotės poveikiui egzistuoja įvairūs dozimetriniai dydžiai: sugertoji dozė, lygiavertė dozė, efektinė dozė bei KERMA. Naudojant dozimetrus tiesiogiai yra matuojama sugertoji dozė. Lietuvos higienos normoje HN 73:2001 „Pagrindinė radiacinės saugos norma“ (41) yra pateikta sugertos dozės sąvoka.

Sugertoji dozė – dozimetrijos dydis, apibūdinantis medžiagai spinduliuotės perduotą energijos kiekį (41). Sugertoji dozė skaičiuojama pagal formulę (17).

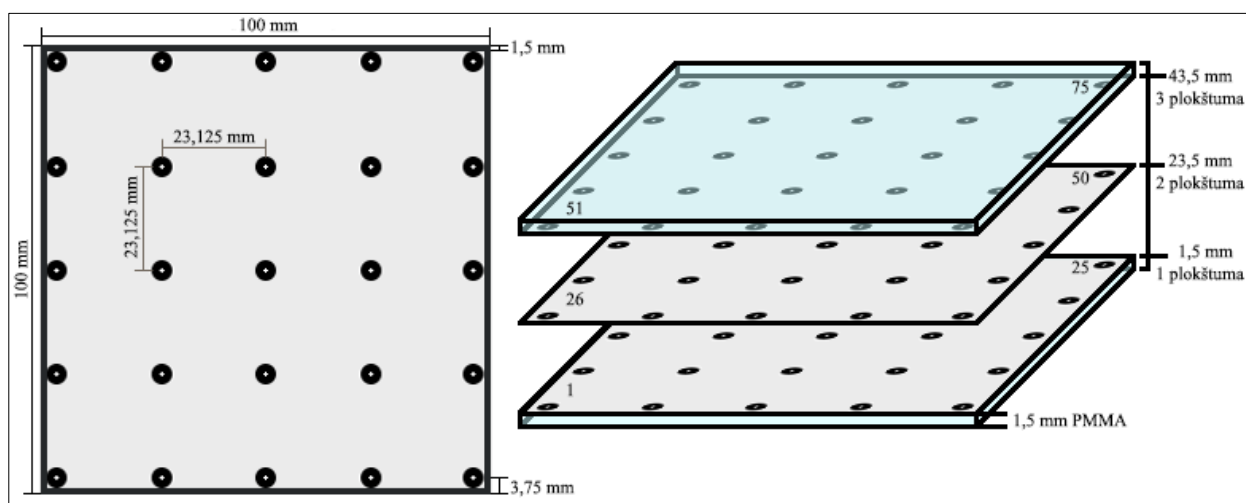
$$D = \frac{dE}{dm}; \quad (17)$$

čia dE – medžiagos tūrio elementui suteikta vidutinė jonizuojančios spinduliuotės energija, dm – to tūrio elemento medžiagos masė. Sugertos dozės matavimo vienetas yra grėjus (Gy): $1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg}$.

4.4.1. Dozimetrinis fantomo tyrimas

Antropomorfinio fantomo viduje yra patalpinti 75 dozimetrai, kurie yra išdėstyti trijose plokštumose 1,5, 22,5 ir 43,5 mm atstumu nuo fantomo pagrindo. Dozimetų išdėstymo kiekvienoje plokštumoje schema yra pateikta 16 pav. Apatinis kairysis dozimetras pirmojoje

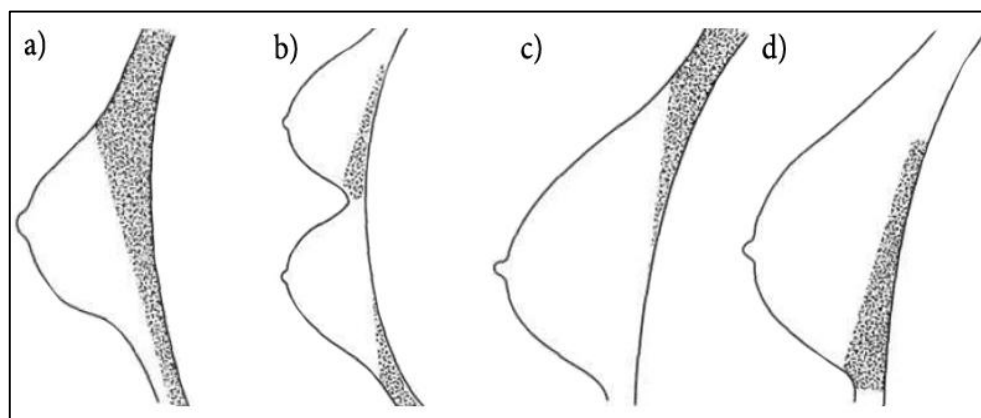
plokštumoje yra pažymėtas 1 numeriu, o viršutinis dešinysis – 25. Antrosios plokštumos apatinis kairysis dozimetras yra pažymėtas 26 numeriu ir t. t.



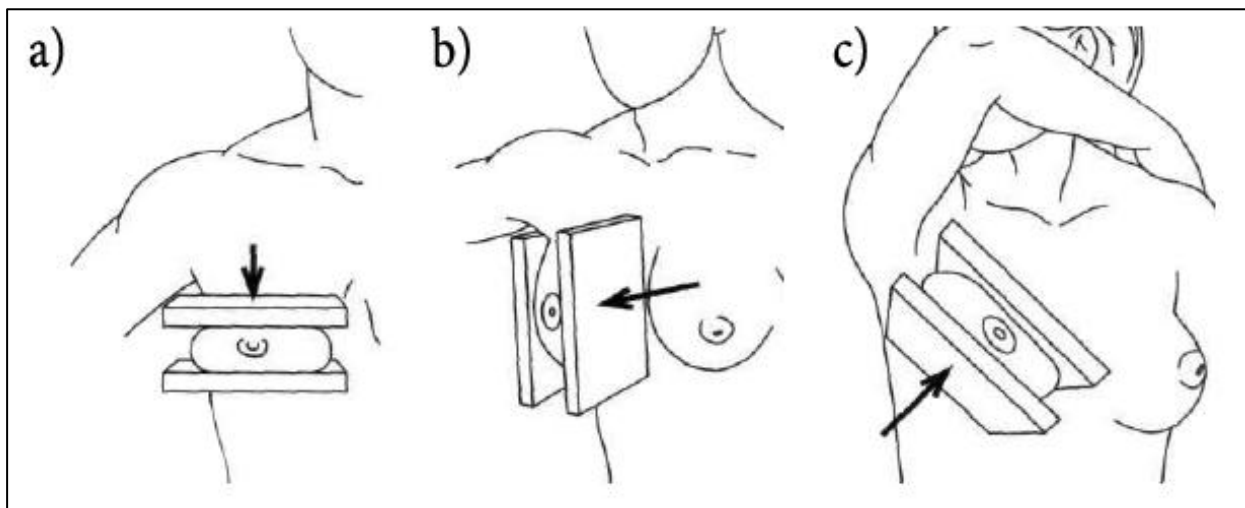
16 pav. Dozimetų išdėstymo schema

Apskaičiuoti vidutinę sugertąją dozę bei nubraižyti dozių pasiskirstymo žemėlapius yra atliekamos dvi fantomo ekspozicijos, siekiant atkartoti klinikinės procedūros sąlygas.

Klinikinėje praktikoje mamografiniai tyrimai susideda iš dviejų kiekvienos krūties atvaizdų skirtingose projekcijose gavimo. Du krūties rentgenografiniai vaizdai yra būtini, kadangi ne visos organo sritys yra vizualizuojamos vienoje projekcijoje (17 pav.). Dažniausiai pirmasis tyrimas yra atliekamas tiesioje CC (lot. *craniocaudal*) projekcijoje, o antrasis – įstrižoje ML (lot. *mediolateral*) arba šoninėje LM (lot. *lateromedial*) projekcijoje. Krūties pozicionavimas skirtingose projekcijose yra pateiktas 18 pav. Atliekant diagnostinius patologinių darinių tyrimus, kartais naudojamos ir kitos projekcijos (6, 15).



17 pav. Krūties sritys, kurios nėra vizualizuojamos vienoje projekcijoje: a – viršutinė galinė sritis, b – viršutinė vidurio ir viršutinė šoninė sritys tiesioje CC projekcijoje; c – galinė šoninė dalis šoninėje projekcijoje; d – galinė vidurio sritis įstrižoje projekcijoje (6)



18 pav. Pagrindinės krūties projekcijos mamografijoje: a – tiesioji CC projekcija, b – šoninė ML projekcija, c – įstriža LM projekcija (6)

4.4.2. Termoluminescenciniai dozimetrai

TLD dozimetrų gamyboje yra naudojamos neorganinės kristalinės ir polikristalinės medžiagos, taip pat kristalofosforai (angl. *phosphors*), į kurių struktūrą yra įterptos priemaišos (Pradhan (42)). TLD veikimo fizikinis principas siejamas su energijos išspinduliavimu pakaitinus apšvitintą medžiagą (Savva (42)). Paprastai kristalinėse medžiagose elektronai yra aptinkami valentinėje juostoje. Tačiau apšvitinus dozometro medžiagą jonizuojančiąja spinduliuote, elektronai įgyja pakankamai energijos peršokti iš valentinės juostos į laidumo juostą. Šio proceso eigoje sukuriama elektrono/skylės pora, kuri gali laisvai judėti kristalo viduje. Dėl priemaišų įterpimo į medžiagos struktūrą yra sukuriami defektai, kurie tarnauja kaip elektronų ir skylių gaudyklės, vadinamos pagavimo centrais. Pagavimo centrai pakeičia medžiagos elektroninę struktūrą, kadangi atsiranda nauji lygmenys išsidėstę tarp valentinės ir laidumo juostos. Kai sistema relaksuoja, elektronai yra pagaunami šiose pagavimo centruose, t. y. vyksta nespindulinis perėjimas, kuris išveda sistemą iš pusiausviros būsenos bei suformuoja metastabilią būseną. Kadangi pagavimo centrai yra gilūs, elektronai ir skylės neturi pakankamai energijos ištrūkti ir sugrįžti į valentinę juostą. Dėl šios priežasties dalis absorbuotos fono energijos yra išsaugoma medžiagos viduje, o elektronai ir skylės lieka įstrigę defektų vietoje (42, 43).

Dozimetre sugertoji dozė yra nuskaitoma naudojant specialią įrangą, kuri aktyvuoja termoluminescencijos procesą. Termoluminescencijos procesas yra inicijuojamas, kai fononinė jungtis tarp krūvininko, esančio pagavimo centre, ir kristalinės gardelės mazgo sugeria šiluminės energijos kiekį, didesnį už jungties ryšio energiją. Kaitinant kristalą vidinė pagautų krūvininkų energija didėja, kol jie įgyja pakankamai energijos ištrūkti iš pagavimo centrų. Šie krūvininkai patenka į liuminescencijos centrus ir vyksta spindulinė elektrono/skylės poros rekombinacija. Medžiagoje išsaugota jonizuojančiosios spinduliuotės energija yra išlaisvinama rekombinacijos

proceso metu, kadangi sistema pereina iš metastabilios būsenos į pagrindinę. Išlaisvintos energijos prigimtis yra elektromagnetinė – vyksta spindulinė emisija matomos šviesos bangos ilgių diapazone. Išspinduliuotos šviesos intensyvumas yra registruojamas fotodaugintuvu, kuris yra įmontuotas skaitytuvo viduje. Iš kiekvieno liuminescencijos centro yra išspinduliuojamas vienas fotonas, taigi išmatuota signalo vertė yra lygi elektrono/skylės porų skaičiui ir proporcinga dozometro absorbuotajai dozei (42, 42). Iš čia seka, jog TLD yra integruojantis detektorius, kadangi pagautų elektrono/skylės porų skaičius yra lygus sugeneruotų ekspozicijos metu porų skaičiui ir dozė yra kaupiama ištiesai, iki pat dozometro nuskaitymo.

Šiame tyrime yra naudojami tabletės formos, 4,5 mm skersmens ir 0,75 mm storio TLD, pavaizduoti 19 pav. Dėl mažo dozimetrų dydžio, jie yra labai patogūs matuoti sugertoms dozėms fantomų viduje. Šie TLD yra pagaminti iš ličio fluorida (LiF) ir gali būti naudojami matuoti dozėms iki kelių dešimčių Gy.



19 pav. Termoluminescencinių dozimetrų dėklas (50 vnt.)

4.4.3. TLD kalibravimas

Prieš atliekant tyrimus yra būtina sukalibruoti dozimetrus. Pirmiausia, TLD yra apšvitinami tam tikra doze linijiniame greitintuve. Po to yra nuskaitomi apšvitintų dozimetrų rodmenys ir pagal lygtį (18) apskaičiuojamas pataisos koeficientas, kuris vėliau yra naudojamas koreguoti i -tojo dozometro nustatytą dozės vertę.

$$\delta_i = \frac{D_k}{k_i}; \quad (18)$$

čia k_i – i -tojo dozometro rodmuo, D_k – kalibravimo dozė.

Apskaičiuoti dozometro sugertajai dozei, kai apšvitos sąlygos nėra žinomos yra naudojama lygtis (19).

$$D_i = s_i \cdot \delta_i; \quad (19)$$

čia s_i – i -tojo dozometro signalo vertė, δ_i – pataisos koeficientas.

Šiame darbe naudojamų dozimetų pataisos koeficientai yra pateikti 3 lent. Sudauginus šios koeficientus su dozimetų signalo vertėmis pagal lygtį (19), gaunamas rezultatas yra išreikštas mGy ($1 \text{ Gy} = 10^3 \text{ mGy}$).

3 lentelė. Dozimetų pataisos koeficientai ir signalo vertės

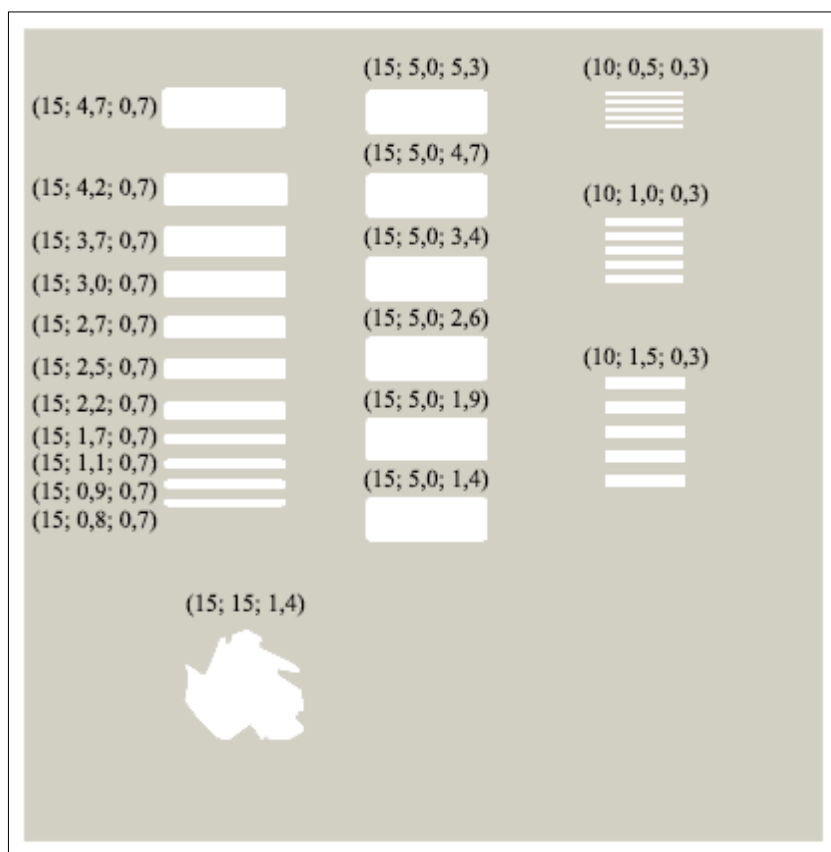
Nr.	k_i	δ_i	Nr.	k_i	δ_i	Nr.	k_i	δ_i	Nr.	k_i	δ_i	Nr.	k_i	δ_i
1	13180	0,076	16	20900	0,048	31	11170	0,090	46	11400	0,088	61	16510	0,061
2	17430	0,057	17	17040	0,059	32	11720	0,085	47	13990	0,071	62	12640	0,079
3	11710	0,085	18	22020	0,045	33	14100	0,071	48	14650	0,068	63	10470	0,096
4	22150	0,045	19	9550	0,105	34	9610	0,104	49	14480	0,069	64	20480	0,049
5	14570	0,069	20	15420	0,065	35	21050	0,048	50	9760	0,102	65	13220	0,076
6	14090	0,071	21	9900	0,101	36	11520	0,087	51	10650	0,094	66	9020	0,111
7	20570	0,049	22	9830	0,102	37	10950	0,091	52	19350	0,052	67	11840	0,084
8	15080	0,066	23	10390	0,096	38	20550	0,049	53	9480	0,105	68	20990	0,048
9	17810	0,056	24	15090	0,066	39	7980	0,125	54	19500	0,051	69	17930	0,056
10	7170	0,139	25	7380	0,136	40	4460	0,224	55	12620	0,079	70	11700	0,085
11	14630	0,068	26	9580	0,104	41	15400	0,065	56	15380	0,065	71	20250	0,049
12	11460	0,087	27	16220	0,062	42	10400	0,096	57	9620	0,104	72	10870	0,092
13	9550	0,105	28	18430	0,054	43	8750	0,114	58	18840	0,053	73	20280	0,049
14	18250	0,055	29	19440	0,051	44	15730	0,064	59	20280	0,049	74	18410	0,054
15	20390	0,049	30	18150	0,055	45	13650	0,073	60	11070	0,090	75	10700	0,093

4.4.4. Dozių pasiskirstymo vizualizavimas

Nubraižyti 3D ir 2D dozių pasiskirstymui fantome yra naudojama MATLAB programinė įranga ir eksperimentiniai duomenys – duomenų matrica, gauta nuskaičius apšvitintus fantome detektorius. Darbo autoriaus parašytas MATLAB kodas yra pateiktas 2 priede. Pagrindinės komandos naudojamos MATLAB programoje yra *isosurface* bei *contour*, kurios grafike nubrėžia kontūrą (3D atveju - paviršiu), sujungianti vienodos vertės taškus. Šie taškai yra apskaičiuojami interpoliuojant duomenų matricos vertes, tokiu būdu užpildant tuštumas erdviniam duomenų tinklelyje. 2D atveju kontūras yra vadinamas izolinija, o 3D atveju – izopaviršiumi.

4.4.5. Vėžinių darinių aptikimo tyrimas

Į fantomo vidų yra įterpti skirtingi vėžinius darinius imituojantys objektai. Šie objektai yra patalpinti vienoje plokštumoje 22 milimetrų atstumų nuo fantomo pagrindo ir jų paskirtis yra tirti sistemos vaizdinimo charakteristikas. Objektų ilgis, plotis ir storis yra skirtingi, taigi galima atlikti išsamią fantomo rentgeno vaizdų vizualinę analizę. Vėžinius audinius imituojančių objektų schema yra pateikta 20 pav.



20 pav. Vėžinius audinius imituojančių objektų schema. Čia (X;Y;Z) yra objektų ilgis, plotis ir storis, atitinkamai, išreikštas milimetrais

5. TYRIMŲ REZULTATAI IR JŲ APTARIMAS

Šiame darbe, antropomorfinio krūties fantomo maketas buvo sukonstruotas naudojant keturias skirtingas medžiagas, kurių radiologinės savybės yra artimos žmogaus odos, riebalinio audinio, liaukinio audinio ir vėžinių darinių savybėms. Šis darbas yra pirmasis, kuriame fantomo gamybai buvo parinktos bei išanalizuotos biologiniams audiniams lygiavertės medžiagos mamografijoje naudojamų energijų intervale. Darbas yra labai svarbus, kadangi naujo tipo fantomas su viduje įterptais vėžinius darinius imituojančiais objektais gali būt naudojamas optimizuoti mamografijos sistemas ir padidinti krūties vėžio aptikimo tikimybę klinikinėje praktikoje.

5.2. Ilginių silpimo koeficientų vertinimas

Polimetilmetakrilatas. Fantomų apvalkalo gamyboje buvo naudojama 1,5 mm storio polimetilmetakrilato (toliau – PMMA) plokštė, kadangi PMMA yra ekvivalentus minkštiesiems audiniams. Iš šios plokštės buvo išpjauti du 100×100 mm kvadratai ir po du 42×97 mm bei 42×100 mm stačiakampius. Šios dalys tarpusavyje suklijuotos pramoniniais momentiniais klijais (21 pav.). Suklijuotos PMMA dėžutės aukštis yra 45 mm, taigi jis atitinka vidutinį rekomenduojamą suspaustos krūties storį, kai atliekami diagnostiniai krūties tyrimai.



21 pav. Kairėje – PMMA fantomo dėžutė, dešinėje – fantomo maketo nuotrauka

Pradiniame etape buvo vertinamos PMMA ilginio silpimo koeficiento vertės ir lyginamos su kitų autorių pateiktomis PMMA vertėmis ir odos ilginiu silpimo koeficientu.

Mirji ir Lobo (44) darbe yra pateiktos PMMA masės silpimo koeficiento vertės prie skirtingų fotonų energijų. Pagal šios duomenis, naudojant lygtį (13) apskaičiuoti ilginiai silpimo koeficientai, kai PMMA tankis yra $1,19 \text{ g/cm}^3$. Šie duomenys yra pateikti 4 lent.

4 lentelė. PMMA masinio ir ilginio silpimo koeficiento priklausomybė nuo fotonų energijos

Energija, keV	14,4	31	59,9	80	122	136
$\mu_m, \text{cm}^2/\text{g}$	1,470	0,403	0,195	0,176	0,154	0,150
μ, cm^{-1}	1,749	0,480	0,231	0,209	0,183	0,178

Naudojant Berger ir kt. (39) darbe pateiktą PMMA elementinę sudėtį (5 lent.), XCOM programa apskaičiuoti teoriniai PMMA masiniai bei ilginiai silpimo koeficientai. Skaičiavimų rezultatai pateikti 6 lent.

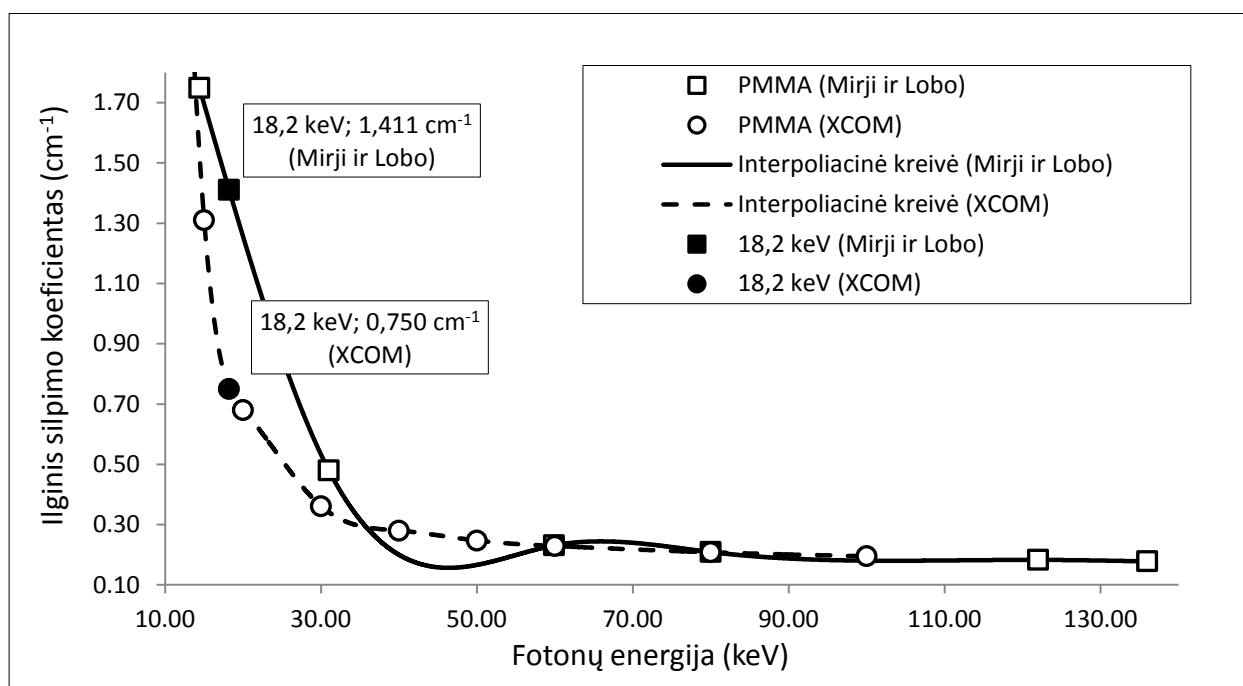
5 lentelė. PMMA elementinė sudėtis

Cheminis elementas	H	C	O
Svorinis koeficientas, %	0,080541	0,599846	0,319613

6 lentelė. Teorinė PMMA masinio ir ilginio silpimo koeficiento priklausomybė nuo fotonų energijos

Energija, keV	10	15	20	30	40	50	60	80	100
$\mu_m, \text{cm}^2/\text{g}$	3,357	1,101	0,571	0,303	0,235	0,207	0,192	0,175	0,164
μ, cm^{-1}	3,995	1,310	0,680	0,361	0,280	0,247	0,229	0,208	0,195

Naudojant darbo autoriaus parašytą MATLAB programą, atlikta 4 ir 6 lent. pateiktų duomenų interpoliacija ir apskaičiuoti ilginiai silpimo koeficientai prie 18,2 keV fotonų energijos. Apibendrinti 4 ir 6 lent. bei skaičiavimų duomenys yra pateikti 22 pav.



22 pav. Polimetilmetakrilato ilginio silpimo koeficiento priklausomybė nuo fotonų energijos

Pagal minkštųjų audinių elementinę sudėtį pateiktą ICRU (45) ataskaitoje (7 lent.), XCOM programa apskaičiuoti teoriniai odos masiniai bei ilginiai silpimo koeficientai, kai odos tankis yra $1,15 \text{ g}/\text{cm}^3$. Skaičiavimų rezultatai pateikti 8 lent.

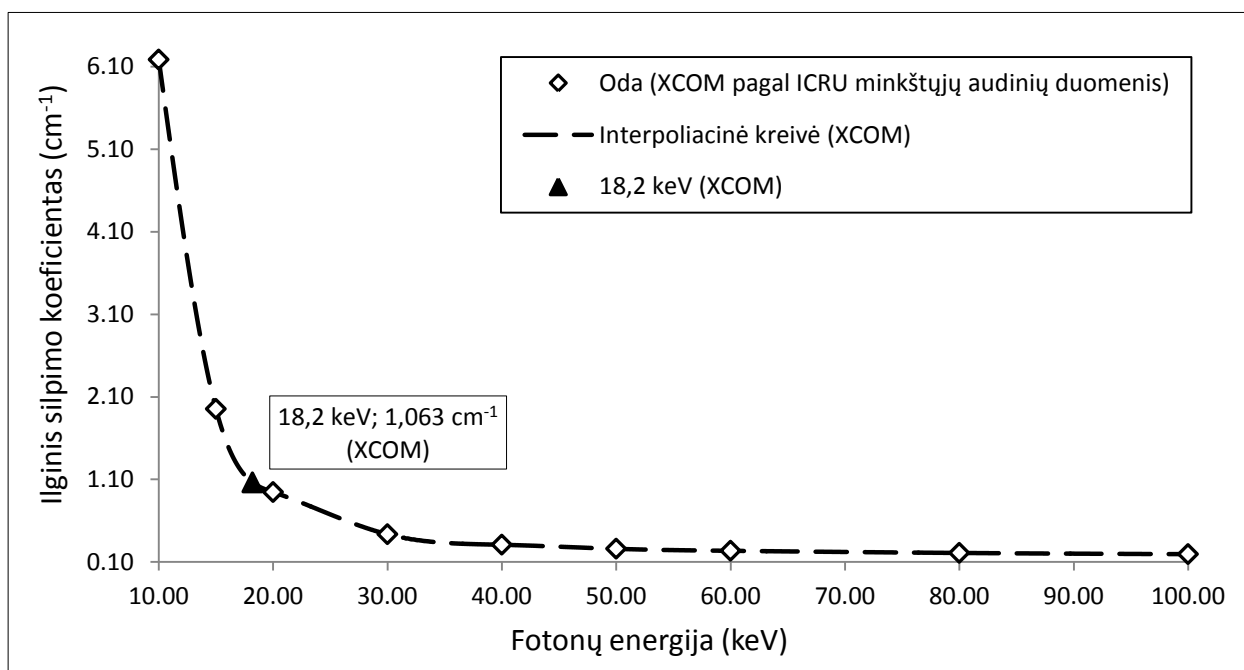
7 lentelė. Minkštųjų audinių elementinė sudėtis

Cheminis elementas	H	C	N	O	Na	P	S	Cl
Svorinis koeficientas, %	0,106	0,332	0,030	0,527	0,001	0,001	0,002	0,001

8 lentelė. Teorinė odos masinio ir ilginio silpimo koeficiento priklausomybė nuo fotonų energijos, apskaičiuota pagal minkštųjų audinių elementinę sudėtį

Energija, keV	10	15	20	30	40	50	60	80	100
$\mu_m, \text{cm}^2/\text{g}$	5,379	1,699	0,823	0,379	0,269	0,226	0,205	0,182	0,169
μ, cm^{-1}	6,186	1,954	0,947	0,436	0,309	0,260	0,236	0,210	0,195

Naudojant darbo autoriaus sukurta MATLAB programą, atlikta 8 lent. pateiktų duomenų interpoliacija ir apskaičiuoti ilginiai silpimo koeficientai prie vidutinės mamografo spektro energijos. Apibendrinti 8 lent. bei skaičiavimų duomenys yra pateikti 23 pav.

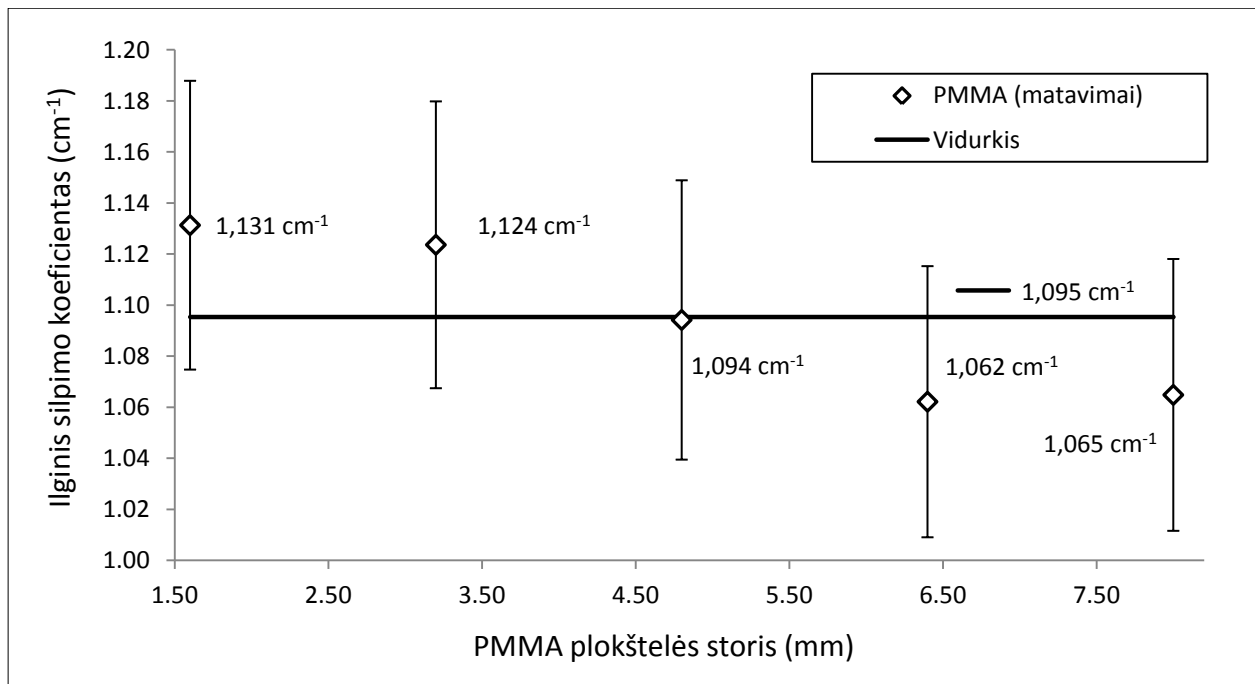


23 pav. Teorinė odos ilginio silpimo koeficiento priklausomybė nuo fotonų energijos apskaičiuota pagal minkštųjų audinių cheminę sudėtį

9 lent. yra pateiktos eksperimentiniu būdu išmatuotos PMMA ilginio silpimo koeficiento vertės, apskaičiuotos pagal lygtį (11). 24 pav. yra atvaizduota išmatuotų ilginių silpimo koeficientų sklaida, jų nuokrypis nuo vidutinės PMMA ilginio silpimo koeficiento vertės bei duomenų patikimumo intervalai su 5 % klaidos tikimybe.

9 lentelė. PMMA bandinių matavimo duomenys

PMMA plokštelės storis, mm	Dozė sugerta detektoriuje, μGy	μ, cm^{-1}
0,0	260,9	–
1,6	217,7	1,131
3,2	182,1	1,124
4,8	154,3	1,094
6,4	132,2	1,062
8,0	111,3	1,065
	Vidurkis:	1,095



24 pav. Polimetilmetakrilato ilginio silpimo koeficiento priklausomybė nuo plokštelės storio

10 lent. yra pateiktas ilginių silpimo koeficientų palyginimas su kitų autorių duomenimis bei teorine odos koeficiento verte. Remiantis gautais duomenimis galima teigti, jog išmatuota PMMA ilginio silpimo koeficiento vertė atitinka kituose šaltiniuose pateiktas vertes, nors yra nukrypusi daugiau nei 20 procentų nuo pateiktų koeficiento verčių. PMMA yra puikiai imituoja odos radiologines savybes prie mamografijoje naudojamų fotonų energijos, kadangi jo ilginis silpimo koeficientas yra nukrypęs tik 3 procentus nuo teorinės odos silpimo koeficiento vertės.

10 lentelė. Eksperimentiniu būdu nustatyto PMMA ilginio silpimo koeficiento palyginimas su kituose šaltiniuose pateiktais duomenimis

Šaltinis	μ , cm ⁻¹	Nuokrypis, %
Eksperimentinis PMMA matavimas	1,095	–
PMMA vertė pagal Mirji ir Lobo (44)	1,411	-22
Teorinė PMMA vertė pagal XCOM (39)	0,750	46
Teorinė odos vertė pagal XCOM (39) ir ICRU (45)	1,063	3

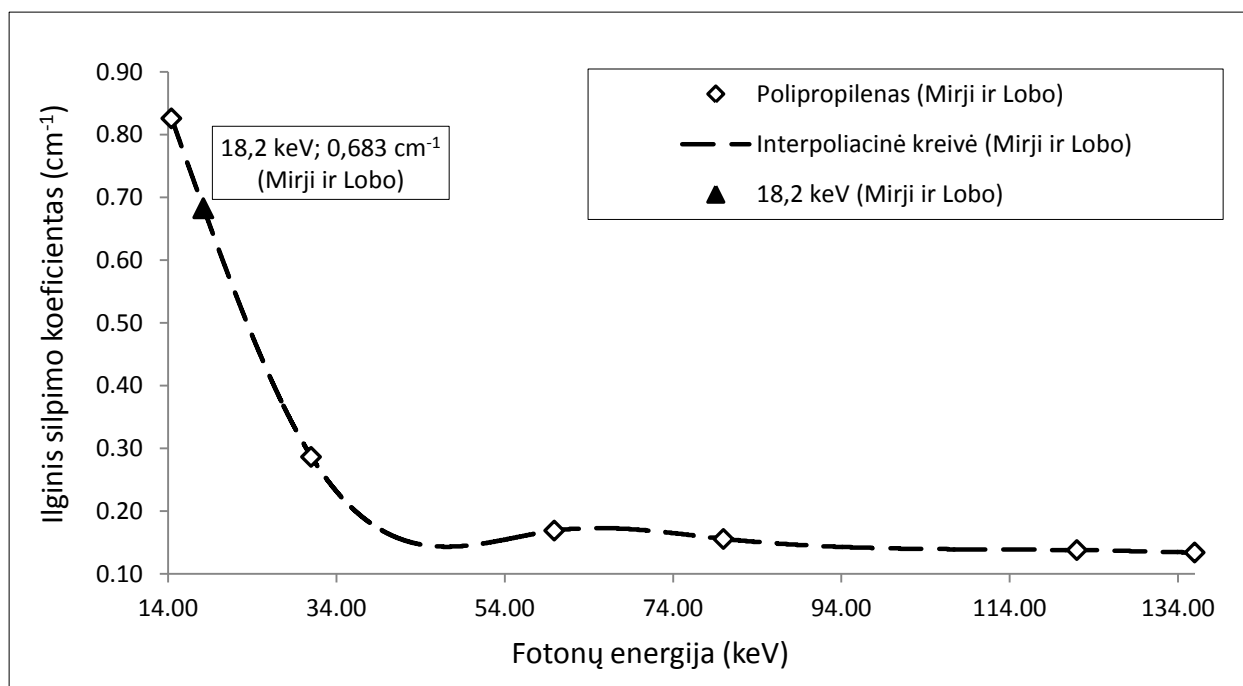
Polipropilenas. Skystų mėginių matavimams iš polipropileno (toliau – PP) buvo pagaminti specialus indeliai, kurių vienos sienelės storis yra lygus 0,35 milimetrui. Šiame darbe išmatuotos PP ilginio silpimo koeficiento vertės yra lyginamos su kitų autorių pateiktomis koeficiento vertėmis.

Mirji ir Lobo (44) darbe yra pateiktos PP masės silpimo koeficiento vertės prie skirtingų fotonų energijų. Pagal šios duomenis, naudojant lygtį (13) apskaičiuoti ilginiai silpimo koeficientai, kai PP tankis yra 0,855 g/cm³. Šie duomenys yra pateikti 11 lent.

11 lentelė. Polipropileno ilginio ir masės silpimo koeficiento priklausomybė nuo fotonų energijos

Energija, keV	14,4	31	59,9	80	122	136
$\mu_m, \text{cm}^2/\text{g}$	0,966	0,335	0,198	0,182	0,162	0,157
μ, cm^{-1}	0,826	0,287	0,169	0,156	0,138	0,134

Naudojant darbo autoriaus sukurta MATLAB programą, atlikta 11 lent. pateiktų duomenų interpoliacija ir apskaičiuoti ilginiai silpimo koeficientai prie vidutinės mamografo spektro energijos. Apibendrinti 11 lent. bei skaičiavimų duomenys yra pateikti 25 pav.

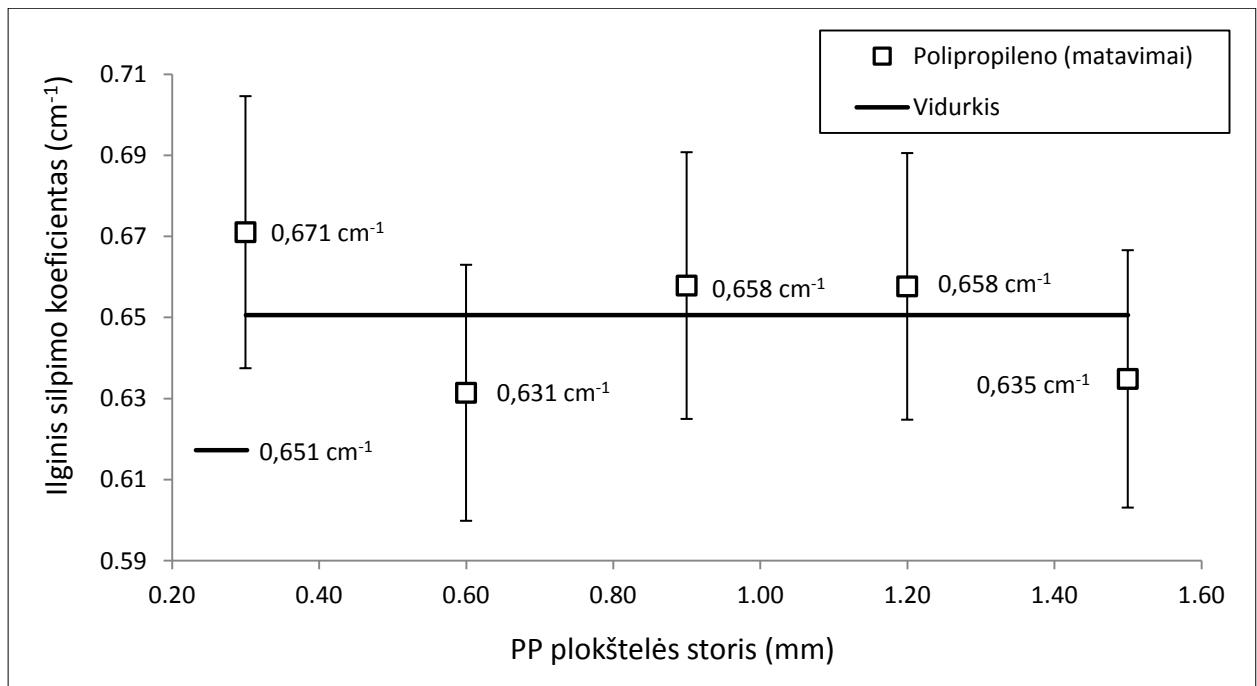


25 pav. Polipropileno ilginio silpimo koeficiento priklausomybė nuo fotonų energijos

12 lent. yra pateikti eksperimentiniu būdu gauti PP ilginiai silpimo koeficientai, apskaičiuoti pagal lygtį (11). 26 pav. yra atvaizduota išmatuotų ilginių silpimo koeficientų sklaida ir nuokrypis nuo vidutinės PP ilginio silpimo koeficiento vertės.

12 lentelė. Polipropileno bandinių matavimo duomenys

PP plokštelės storis, mm	Dozė sugerta detektoriuje, μGy	μ, cm^{-1}
0,0	260,9	–
0,3	255,7	0,671
0,6	251,2	0,631
0,9	245,9	0,658
1,2	241,1	0,658
1,5	237,2	0,635
Vidurkis:		0,651



26 pav. Polipropileno ilginio silpimo koeficiento priklausomybė nuo plokštelės storio

13 lent. yra atliktas išmatuoto PP ilginio silpimo koeficiento palyginimas su kitų autorių duomenimis. Remiantis gautais duomenimis galima teigti, jog išmatuota PP ilginio silpimo koeficiento vertė atitinka kituose šaltiniuose pateiktas vertes, kadangi yra nukrypusi tik 5 procentus nuo ilginio silpimo koeficiento vertės, apskaičiuotos pagal Mirji ir Lobo (44) darbe pateiktus duomenis.

13 lentelė. Eksperimentiniu būdu nustatyto PP ilginio silpimo koeficiento palyginimas su kituose šaltiniuose pateiktais duomenimis

Šaltinis	μ , cm^{-1}	Nuokrypis, %
Eksperimentinis PP matavimas	0,651	–
PP vertė pagal Mirji ir Lobo (44)	0,683	-5

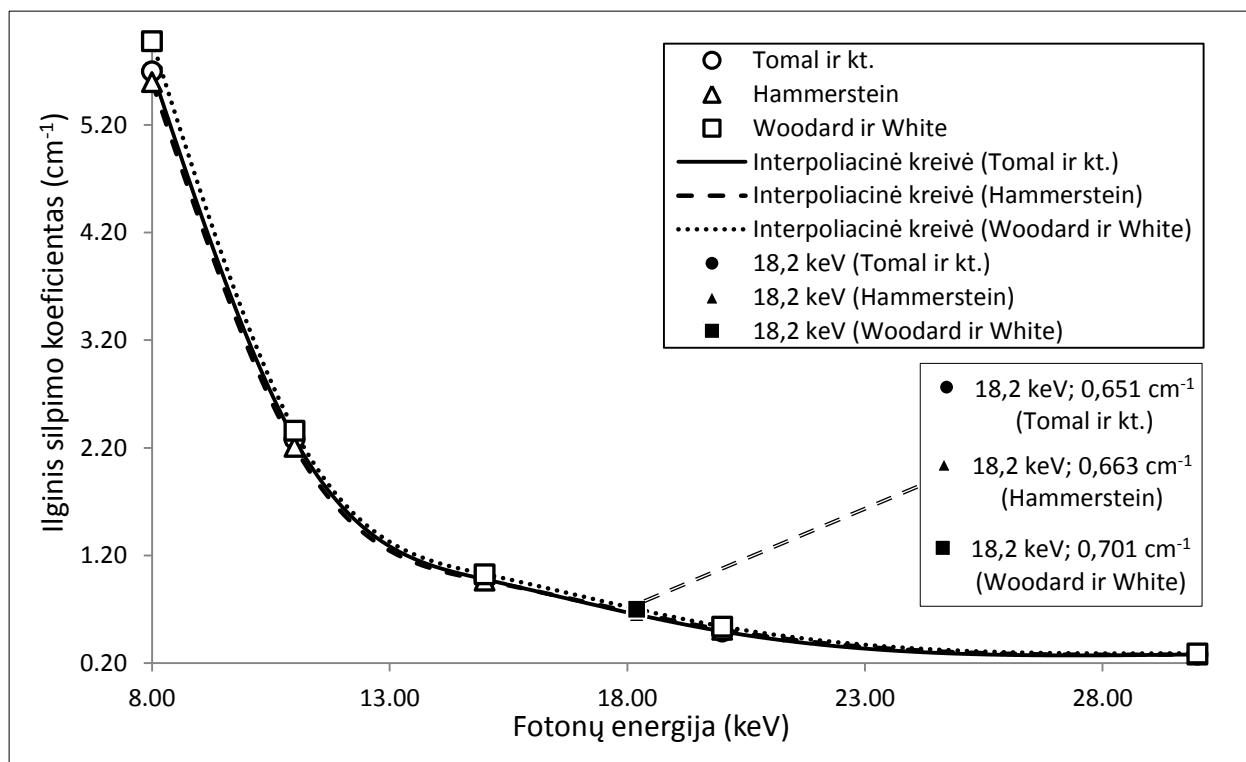
Riebalinis audinys. Šiame darbe yra siūloma naudoti kiaulės taukus, kaip medžiagą atitinkančią žmogaus riebalinio audinio radiologines savybes. Kiaulės taukų ilginio silpimo koeficiento vertės yra lyginamos su literatūroje pateiktomis žmogaus riebalinio audinio vertėmis.

Tomal ir kt. (46), Hammerstein ir kt. (47), Woodard ir White (48) darbuose yra pateiktos riebalinio audinio ilginio silpimo koeficiento vertės prie skirtingų fotonų energijų. Šie duomenys yra pateikti 14 lent.

14 lentelė. Riebalinio audinio ilginio silpimo koeficiento priklausomybė nuo fotonų energijos

Šaltinis	Energija, keV	8	11	15	20	30
Tomal ir kt. (46)	μ , cm^{-1}	5,700	2,280	0,978	0,494	0,280
Hammerstein ir kt. (47)		5,600	2,210	0,967	0,510	0,280
Woodard ir White (48)		5,980	2,360	1,026	0,539	0,290

Naudojant darbo autoriaus parašytą MATLAB programą, atlikta 14 lent. pateiktų duomenų interpoliacija ir apskaičiuoti riebalinio audinio ilginiai silpimo koeficientai prie vidutinės mamografo spektro energijos. Apibendrinti 14 lent. bei skaičiavimų duomenys yra pateikti 27 pav.



27 pav. Riebalinio audinio ilginio silpimo koeficiento priklausomybė nuo fotonų energijos, apskaičiuota pagal literatūroje pateiktus duomenis

Pagal riebalinio audinio elementinę sudėtį pateiktą ICRU (45) ataskaitoje (15 lent.), XCOM programa apskaičiuoti teoriniai masiniai bei ilginiai silpimo koeficientai (16 lent.), kai riebalinio audinio tankis yra $0,95 \text{ g/cm}^3$.

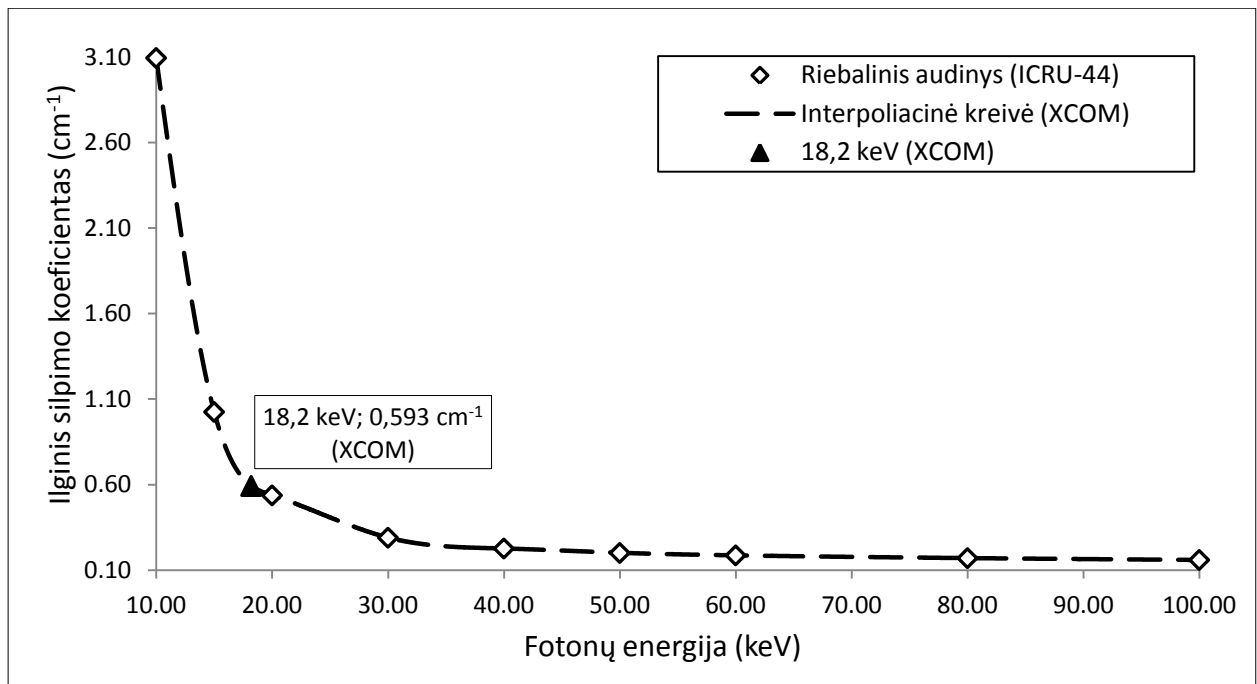
15 lentelė. Riebalinio audinio elementinė sudėtis

Cheminis elementas	H	C	N	O	Na	P	Cl
Svorinis koeficientas, %	0,114	0,598	0,007	0,278	0,001	0,001	0,001

16 lentelė. Teorinė riebalinių audinių masinio ir ilginio silpimo koeficiento priklausomybė nuo fotonų energijos

Energija, keV	10	15	20	30	40	50	60	80	100
$\mu_m, \text{cm}^2/\text{g}$	3,258	1,080	0,567	0,306	0,239	0,212	0,197	0,180	0,169
μ, cm^{-1}	3,095	1,026	0,538	0,291	0,227	0,202	0,187	0,171	0,160

Naudojant darbo autoriaus parašytą MATLAB programą, atlikta 16 lent. pateiktų duomenų interpoliacija ir apskaičiuoti teoriniai riebalinio audinio ilginiai silpimo koeficientai prie vidutinės mamografo spektro energijos. Apibendrinti 16 lent. bei skaičiavimų duomenys yra pateikti 28 pav.

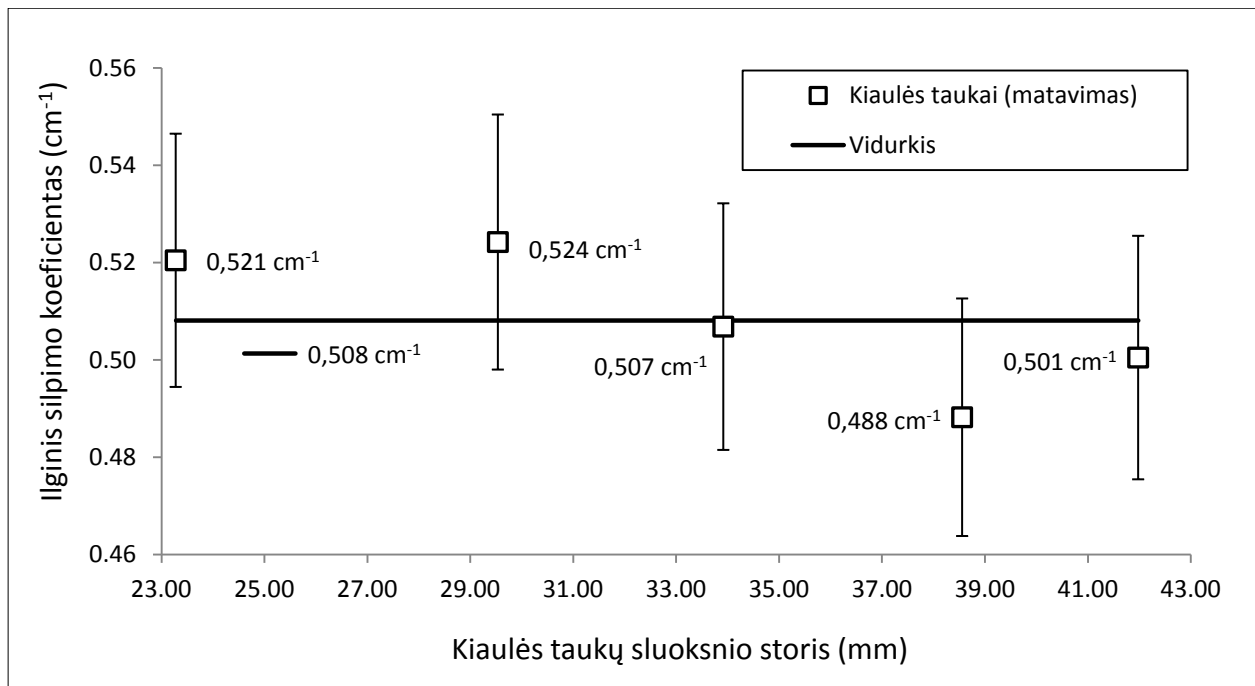


28 pav. Teorinė riebalinio audinio ilginio silpimo koeficiento priklausomybė nuo fotonų energijos

17 lent. yra pateiktos eksperimentiniu būdu gauti kiaulės taukų ilginiai silpimo koeficientai, apskaičiuoti pagal lygtį (12), kai kiaulės taukai buvo patalpinti į PP konteinerį, kurio vienos sienelės storis yra 0,35 milimetrai, skaičiavimuose įvertinant šios medžiagos įtaką rentgeno spindulių silpninimui. 29 pav. yra atvaizduota išmatuotų ilginių silpimo koeficientų sklaida ir nuokrypis nuo vidutinės kiaulės taukų ilginio silpimo koeficiento vertės.

17 lentelė. Kiaulės taukų bandinių, patalpintų į polipropileno konteinerius, matavimo duomenys

Konteinerio su kiaulės taukais storis, mm	Tikrasis kiaulės taukų storis, mm	Dozė sugerta detektoriuje, μGy	μ , cm ⁻¹
0,00	0,00	260,9	–
23,98	23,28	71,55	0,521
30,24	29,54	51,07	0,524
34,62	33,92	43,11	0,507
39,26	38,56	36,66	0,488
42,68	41,98	29,44	0,501
Vidurkis:			0,508



29 pav. Kiaulės taukų ilginio silpimo koeficiento priklausomybė nuo sluoksnio storio

18 lent. yra atliktas išmatuoto kiaulės taukų ilginio silpimo koeficiento palyginimas su pagal literatūros šaltinius apskaičiuotomis žmogaus riebalinio audinio koeficiento vertėmis. Remiantis gautais duomenimis galima teigti, jog kiaulės taukų ilginio silpimo koeficiento vertė yra mažesnė už žmogaus riebalinio audinio silpimo koeficiento vertę, kadangi mažiausias apskaičiuotas nuokrypis nuo literatūroje pateiktų verčių yra 14 procentų. Galima daryti prielaidą, kad rezultatų skirtumą tarp kiaulės taukų ir krūties riebalinio audinio įtakojo jungiamasis audinys – Kuperio raiščiai, persmelkiantys krūties riebalinį audinį ir padidinantys jo ilginį sugerties koeficientą, t. y. kitų autorių pateiktose rezultatuose yra nustatytas krūties riebalinio ir jungiamojo audinių mišinio ilginis silpimo koeficientas, o šiame darbe susitelkta į gryno riebalinio audinio charakteristikas.

18 lentelė. Eksperimentiniu būdu nustatyto kiaulės taukų ilginio silpimo koeficiento palyginimas su literatūroje pateiktomis riebalinio audinio koeficiento vertėmis

Šaltinis	μ , cm ⁻¹	Nuokrypis, %
Eksperimentinis kiaulės taukų matavimas	0,508	–
Riebalinis audinys pagal Tomal ir kt. (46)	0,651	-22%
Riebalinis audinys pagal Hammerstein ir kt. (47)	0,663	-23%
Riebalinis audinys pagal Woodard ir White (48)	0,701	-28%
Riebalinio audinio teorinė vertė pagal XCOM (39) ir ICRU (45)	0,593	-14%

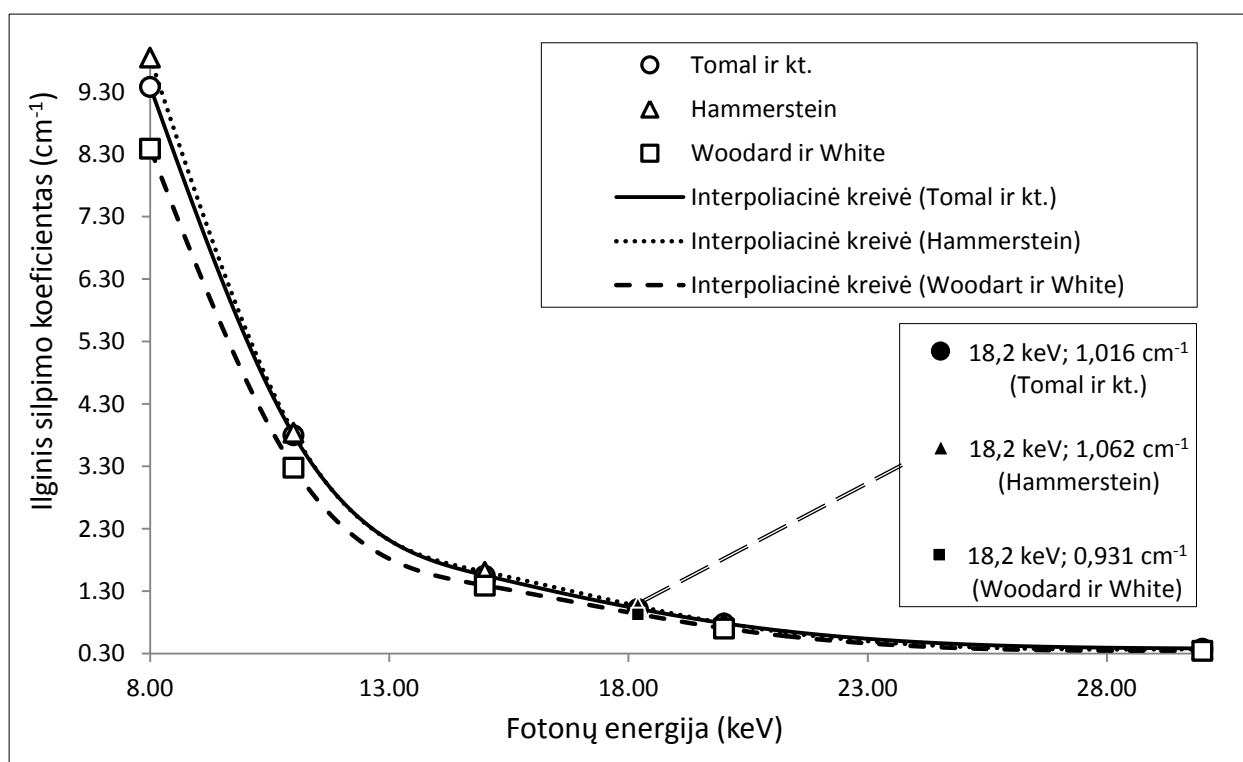
Liaukinis audinys. Šiame darbe yra siūloma naudoti kiaušinio baltymą, kaip medžiagą atitinkančią žmogaus liaukinio audinio radiologines savybes. Kiaušinio baltymų ilginio silpimo koeficiento vertės yra lyginamos su literatūroje pateiktomis liaukinio audinio vertėmis bei teoriniu minkštųjų audinių ilginiu silpimo koeficientu, kadangi liaukinis audinys yra priskiriamas minkštųjų audinių grupei.

Tomal ir kt. (46), Hammerstein ir kt. (47), Woodard ir White (48) nagrinėjo liaukinio audinio ilginio silpimo koeficiento vertės priklausomybę nuo fotonų energijos. Šie duomenys yra pateikti 19 lent.

19 lentelė. Liaukinio audinio ilginio silpimo koeficiento priklausomybė nuo fotonų energijos

Šaltinis	Energija, keV	8	11	15	20	30
Tomal ir kt. (46)	μ, cm^{-1}	9,380	3,800	1,550	0,783	0,380
Hammerstein ir kt. (47)		9,850	3,840	1,612	0,788	0,374
Woodard ir White (48)		8,390	3,280	1,390	0,703	0,346

Naudojant darbo autoriaus parašytą MATLAB programą, atlikta 19 lent. pateiktų duomenų interpoliacija ir apskaičiuoti liaukinio audinio ilginiai silpimo koeficientai prie vidutinės mamografo spektro energijos. Apibendrinti 19 lent. bei skaičiavimų duomenys yra pateikti 30 pav.



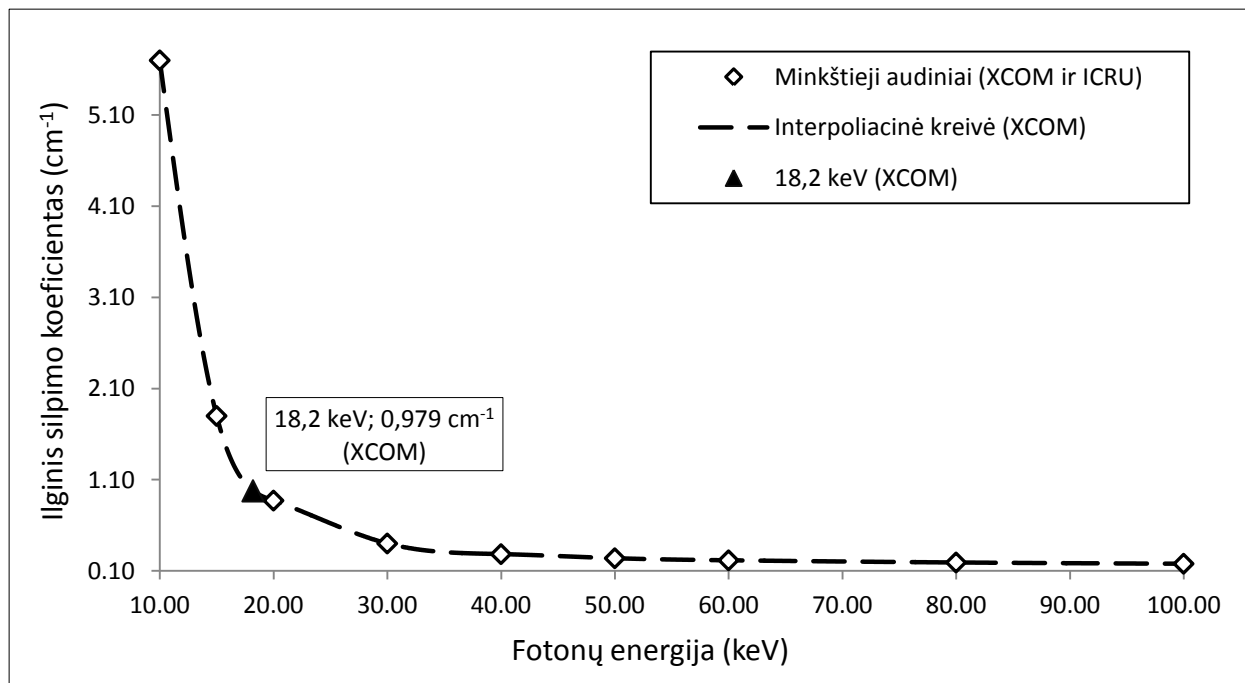
30 pav. Liaukinio audinio ilginio silpimo koeficiento priklausomybė nuo fotonų energijos

Pagal minkštųjų audinių elementinę sudėtį pateiktą ICRU (45) ataskaitoje (7 lent.), XCOM programa apskaičiuoti teoriniai masiniai bei ilginiai silpimo koeficientai (20 lent.), kai minkštųjų audinių tankis $1,06 \text{ g/cm}^3$.

20 lentelė. Teorinė minkštųjų audinių masinio ir ilginio silpimo koeficiento priklausomybė nuo fotonų energijos

Energija, keV	10	15	20	30	40	50	60	80	100
$\mu_m, \text{cm}^2/\text{g}$	5,379	1,699	0,823	0,379	0,269	0,226	0,205	0,182	0,169
μ, cm^{-1}	5,702	1,801	0,872	0,402	0,285	0,240	0,217	0,193	0,179

Naudojant darbo autoriaus parašytą MATLAB programą, atlikta 20 lent. pateiktų duomenų interpoliacija ir apskaičiuoti teoriniai minkštųjų audinių ilginiai silpimo koeficientai prie vidutinės mamografo spektro energijos. Apibendrinti 20 lent. bei skaičiavimų duomenys yra pateikti 31 pav.

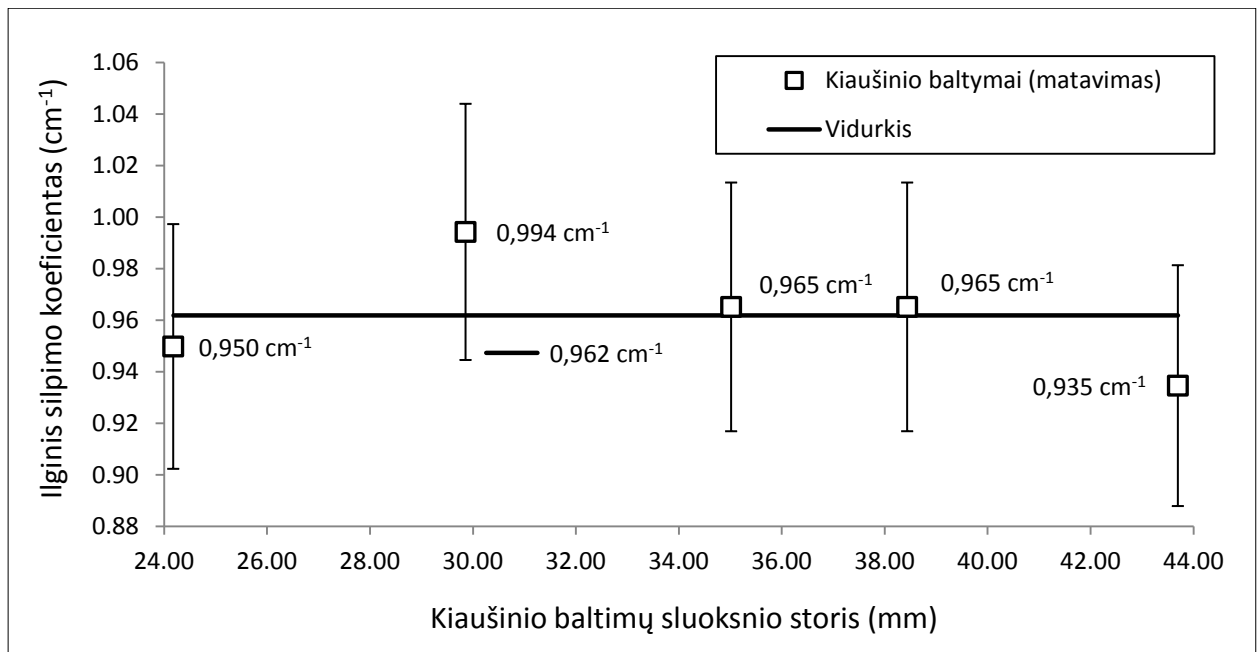


31 pav. Teorinė minkštųjų audinių ilginio silpimo koeficiento priklausomybė nuo fotonų energijos

21 lent. yra pateiktos eksperimentiniu būdu išmatuotos kiaušinio baltymų ilginio silpimo koeficiento vertės, apskaičiuotos pagal lygtį (12), kai kiaušinio baltymai buvo patalpinti į PP konteinerį, kurio vienos sienelės storis yra 0,35 milimetrai, skaičiavimuose įvertinant šios medžiagos įtaką rentgeno spindulių silpninimui. 32 pav. yra atvaizduota išmatuotų ilginių silpimo koeficientų sklaida ir nuokrypis nuo vidutinės kiaušinio baltymų ilginio silpimo koeficiento vertės.

21 lentelė. Kiaušinio baltymų bandinių, patalpintų į polipropileno konteinerius, matavimo duomenys

Konteinerio su kiaušinio baltymais storis, mm	Tikrasis kiaušinių baltymų sluoksnio storis, mm	Dozė sugerta detektoriuje, μGy	μ , cm^{-1}
0,00	0,00	260,9	–
24,18	24,88	23,460	0,950
29,86	30,56	11,940	0,994
35,02	35,72	7,931	0,965
38,44	39,14	5,701	0,965
43,70	44,40	3,930	0,935
Vidurkis:			0,962



32 pav. Kiaušinio baltymų ilginio silpimo koeficiento priklausomybė nuo sluoksnio storio

22 lent. yra atliktas kiaušinio baltymų ilginio silpimo koeficiento palyginimas su pagal literatūros šaltinius apskaičiuotomis liaukinio audinio koeficiento vertėmis. Remiantis gautais duomenimis galima teigti, jog kiaušinio baltymų ilginio silpimo koeficiento vertę atitinka liaukinio audinio ilginio silpimo koeficiento vertę, kadangi mažiausias apskaičiuotas nuokrypis nuo literatūroje pateiktų verčių yra 2, o didžiausias – 9 procentai.

22 lentelė. Eksperimentiniu būdu nustatyto kiaušinio baltymų ilginio silpimo koeficiento palyginimas su literatūroje pateiktomis liaukinio audinio koeficiento vertėmis

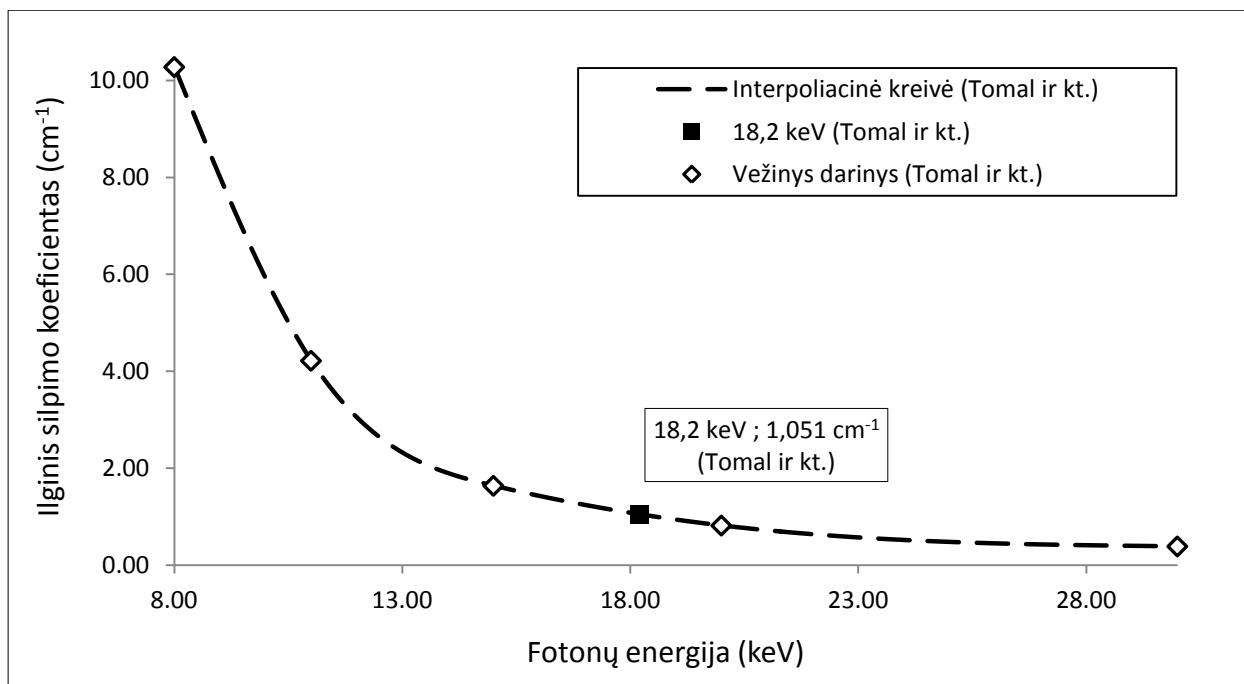
Šaltinis	μ , cm ⁻¹	Nuokrypis, %
Eksperimentinis kiaušinio baltymų matavimas	0,962	–
Liaukinis audinys pagal Tomal ir kt. (46)	1,016	-5%
Liaukinis audinys pagal Hammerstein ir kt. (47)	1,062	-9%
Liaukinis audinys pagal Woodard ir White (48)	0,931	3%
Minkštųjų audinių teorinė vertė pagal XCOM (39) ir ICRU (45)	0,979	-2%

Vėžinis darinys. Šiame darbe buvo ieškoma medžiagos, kuri atitiktų vėžinių darinių radiologines savybes, nurodytas kitų autorių darbuose.

Tomal ir kt. (46) darbe yra nagrinėjama piktybinių vėžinių darinių ilginio silpimo koeficiento vertės priklausomybė nuo fotonų energijos. Šie duomenys yra pateikti 23 lent. Naudojant darbo autoriaus parašytą MATLAB programą, atlikta 23 lent. pateiktų duomenų interpoliacija ir apskaičiuotas vėžinių darinių ilginis silpimo koeficientas prie vidutinės mamografo spektro energijos, kurio vertė yra 1,051 cm⁻¹. Apibendrinti 23 lent. bei skaičiavimų duomenys yra pateikti 33 pav.

23 lentelė. Vėžinių darinių ilginių silpimo koeficiento priklausomybė nuo fotonų energijos

Energija, keV	8	11	15	20	30
μ , cm ⁻¹	10,28	4,22	1,64	0,82	0,389



33 pav. Vežinių darinių ilginio silpimo koeficiento priklausomybė nuo fotonų energijos

Mirji ir Lobo (44) darbe yra nagrinėjamos įvairių polimerų masinių silpimo koeficientų priklausomybės nuo fotonų energijos. Naudojant šiuos duomenis, sudarytos tiesinės lygtis ir apytiksliai įvertinti skirtingų polimerų ilginiai silpimo koeficientai prie 18,2 keV fotonų energijos (24 lent.). Iš gautų duomenų nustatyta, jog polikarbonato (angl. *polycarbonate* – PC) radiologinės savybės yra artimiausios vežinių darinių savybėms, todėl buvo atlikta šios medžiagos išsamesnė analizė.

24 lentelė. Polimerų ilginiai silpimo koeficientai apskaičiuoti prie 18,2 keV fotonų energijos

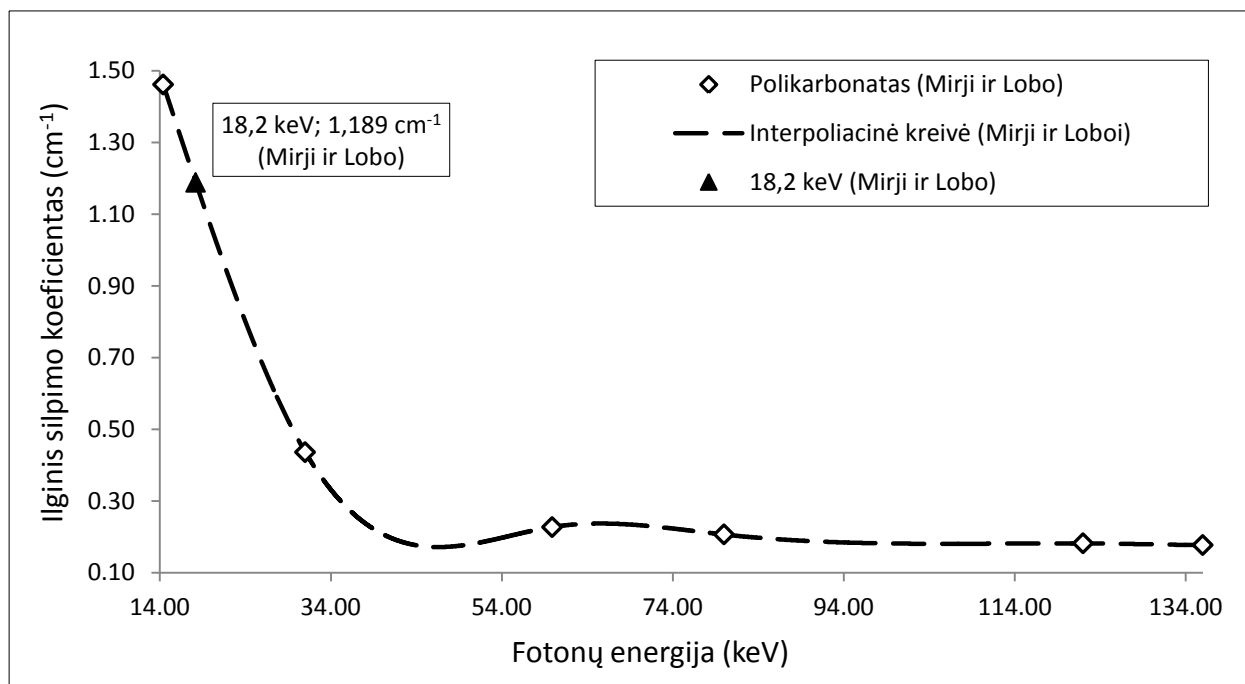
Literatūra		Skaičiavimai			
Fotonų energija, keV		14,4	31	Tiesinė lygtis	18,2
Medžiaga	Tankis, g/cm ³	μ, cm^{-1}			μ, cm^{-1}
Polietilenas	0,94 (0,91-0,96)	0,904	0,313	$y = -0,036 \cdot x + 1,415$	0,769
Polikarbonatas	1,21 (1,20-1,22)	1,474	0,440	$y = -0,062 \cdot x + 2,371$	1,237
Polietilentereftalatas	1,38	2,092	0,557	$y = -0,093 \cdot x + 3,423$	1,740
Polistirenas	0,99 (0,94-1,04)	1,001	0,326	$y = -0,041 \cdot x + 1,586$	0,846
Polivinilo alkoholis	1,25 (1,19-1,31)	1,908	0,521	$y = -0,084 \cdot x + 3,110$	1,590
Polivinilpirolidonas	1,20	1,550	0,448	$y = -0,066 \cdot x + 2,506$	1,298
Polipropilenas	0,86	0,826	0,287	$y = -0,033 \cdot x + 1,294$	0,703

Naudojant Mirji ir Lobo (44) darbe pateiktus duomenis, apskaičiuoti PC ilginiai silpimo koeficientai prie skirtingų energijų, kai jo tankis yra 1,21 g/cm³. Šie duomenys ir skaičiavimai yra pateikti 25 lent.

25 lentelė. PC masės ir ilginio silpimo koeficiento priklausomybė nuo fotonų energijos

Energija, keV	14,4	31	59,9	80	122	136
$\mu_m, \text{cm}^2/\text{g}$	1,218	0,364	0,190	0,173	0,152	0,148
μ, cm^{-1}	1,462	0,437	0,228	0,207	0,182	0,177

Darbo autoriaus parašytą MATLAB programą, atlikta 25 lent. pateiktų duomenų interpoliacija ir apskaičiuotas PC ilginis silpimo koeficientas prie vidutinės mamografo spektro energijos. Apibendrinti 25 lent. bei skaičiavimų duomenys yra pateikti 34 pav.

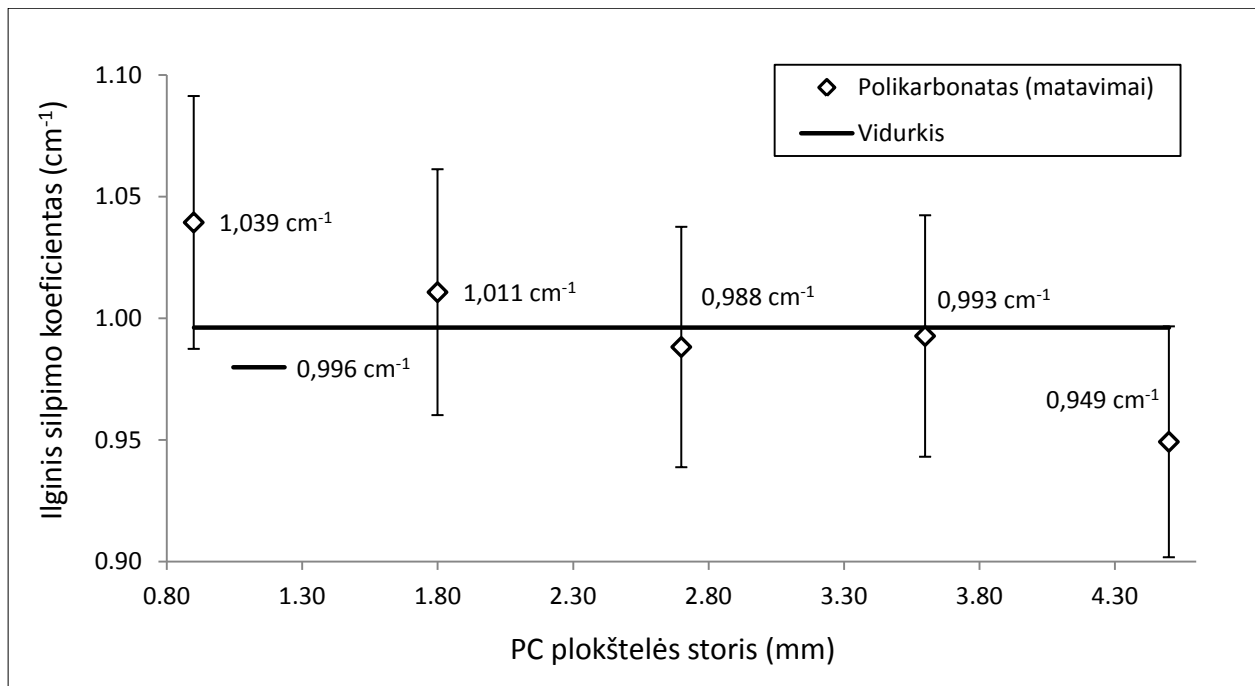


34 pav. Polikarbonato ilginio silpimo koeficiento priklausomybė nuo fotonų energijos

26 lent. yra pateiktos eksperimentiniu būdu išmatuotos PC ilginio silpimo koeficiento vertės, apskaičiuotos pagal lygtį (11). 35 pav. yra atvaizduota išmatuotų ilginių silpimo koeficientų sklaida ir nuokrypis nuo vidutinės PC ilginio silpimo koeficiento vertės.

26 lentelė. Polikarbonato bandinių matavimo duomenys

PC plokštelės storis, mm	Dozė sugerta detektoriuje, μGy	μ , cm^{-1}
0,0	260,9	–
0,9	237,6	1,039
1,8	217,5	1,011
2,7	199,8	0,988
3,6	182,5	0,993
4,5	170,2	0,949
	Vidurkis:	0,996



35 pav. Polikarbonato ilginio silpimo koeficiento priklausomybė nuo plokštelės storio

27 lent. yra atliktas PC ilginio silpimo koeficiento palyginimas su literatūroje pateikta reikšme ir vėžinių darinių radiologinėmis savybėmis. Remiantis gautais duomenimis galima teigti, jog PC radiologinės savybės yra artimos vėžinių darinių savybėms, kadangi ilginio silpimo koeficiento vertę yra tik 5 procentais mažesnė už vėžinio darinio ilginio silpimo koeficiento vertę.

27 lentelė. Eksperimentiniu būdu nustatyto PC ilginio silpimo koeficiento palyginimas su literatūroje pateiktomis reikšmėmis ir vėžinių darinių ilginiu silpimo koeficientu

Šaltinis	μ , cm^{-1}	Nuokrypis, %
Eksperimentinis polikarbonato matavimas	0,996	–
Polikarbonatas pagal Mirji ir Lobo (44)	1,189	-16
Vežinys darinys pagal Tomal ir kt. (46)	1,051	-5

5.3. Dozių pasiskirstymas fantome

Iš atrinktų medžiagų buvo pagamintas antropomorfinio fizikinio krūties fantomo maketas, kurio nuotrauka pateikta 21 pav. Antropomorfinis fantomas su viduje patalpintais dozimetrais buvo suspaustas 50 N jėga ir apšvitintas du kartus prie 28 kV anodinės įtampos, naudojant AEK. Nuskaityti dozimetru rodmenys yra pateikti 28 lent. Iš šių duomenų yra apskaičiuota, jog vidutinė fantome sugerta dozė yra 1,53 mGy, o maksimali – 3,14 mGy.

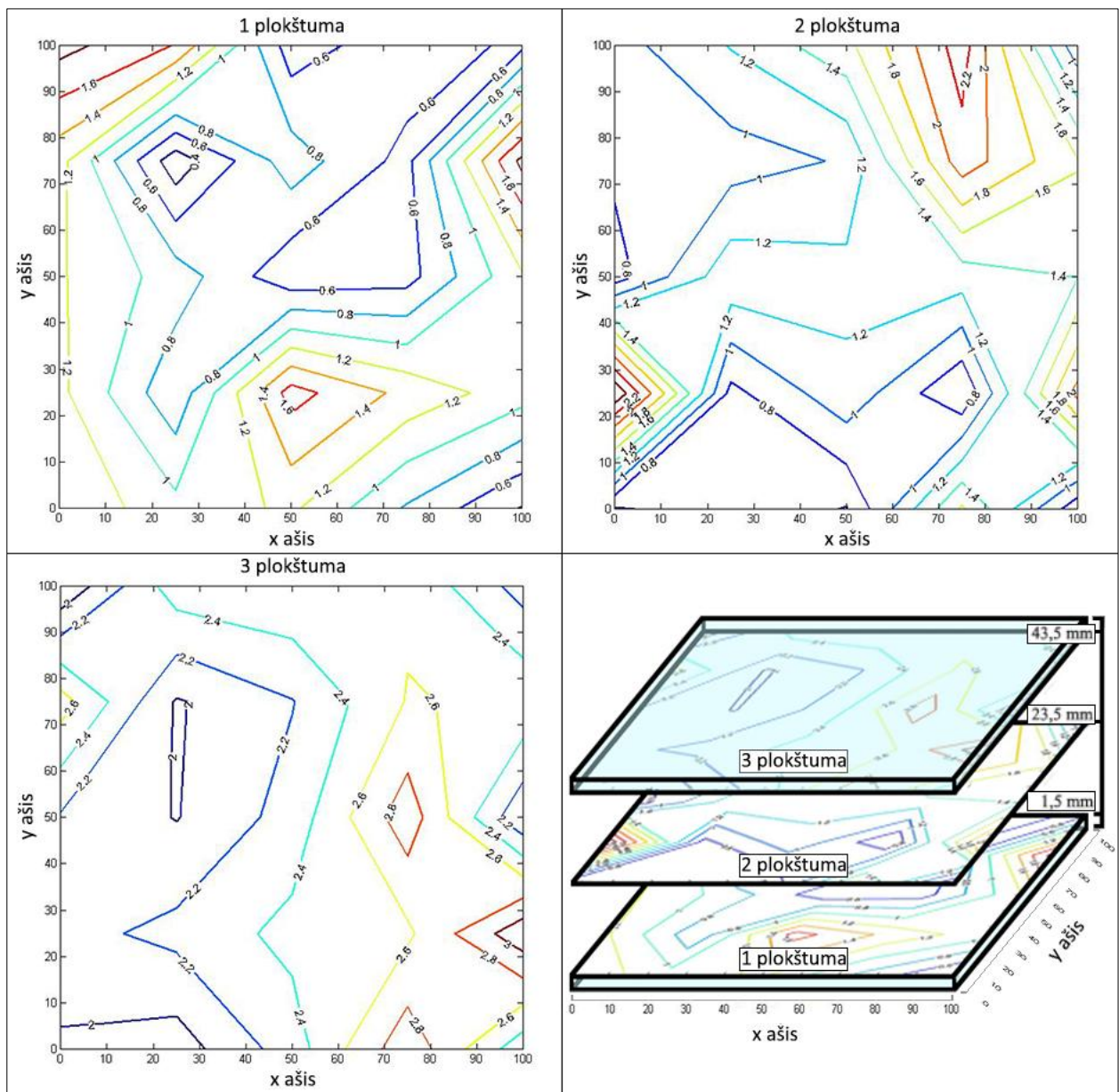
28 lentelė. Eksperimentiniai dozimetų rodmenys

Nr.	s_i	D_i	Nr.	s_i	D_i	Nr.	s_i	D_i	Nr.	s_i	D_i	Nr.	s_i	D_i
1	18,15	1,38	16	26,52	1,27	31	28,8	2,58	46	10,45	0,92	61	36,04	2,18
2	18,51	1,06	17	4,62	0,27	32	8,68	0,74	47	16,9	1,21	62	25,11	1,99
3	14,48	1,24	18	19,96	0,91	33	16,12	1,14	48	22,52	1,54	63	23,87	2,28
4	17,28	0,78	19	5,08	0,53	34	5,82	0,61	49	33,34	2,30	64	59,74	2,92
5	5,65	0,39	20	28,65	1,86	35	43,57	2,07	50	8,36	0,86	65	26,82	2,03
6	17,61	1,25	21	18,53	1,87	36	8,13	0,71	51	21,02	1,97	66	24,27	2,69
7	13,38	0,65	22	15,6	1,59	37	14,62	1,34	52	36,68	1,90	67	23,43	1,98
8	25,33	1,68	23	5,04	0,49	38	26,11	1,27	53	21,85	2,30	68	46,03	2,19
9	23,95	1,34	24	11,21	0,74	39	10,27	1,29	54	57,28	2,94	69	46,79	2,61
10	7,83	1,09	25	4,09	0,55	40	6,23	1,40	55	28,65	2,27	70	30,09	2,57
11	17,8	1,22	26	5,5	0,57	41	13,11	0,85	56	32,73	2,13	71	36,98	1,83
12	10,38	0,91	27	12,02	0,74	42	9,47	0,91	57	21,74	2,26	72	27,24	2,51
13	4,31	0,45	28	10,79	0,59	43	8,95	1,02	58	46,37	2,46	73	52,19	2,57
14	9,47	0,52	29	31,65	1,63	44	33,15	2,11	59	51,84	2,56	74	47,32	2,57
15	23,84	1,17	30	12,24	0,67	45	22,08	1,62	60	34,8	3,14	75	22,71	2,12

*Sugertosios dozės vertė yra pateikta mGy

Naudojant darbo autoriaus parašytą MATLAB programą ir duomenis pateiktus 28 lent., kartografuoti dvimačiai ir trimačiai dozių pasiskirstymai fantome.

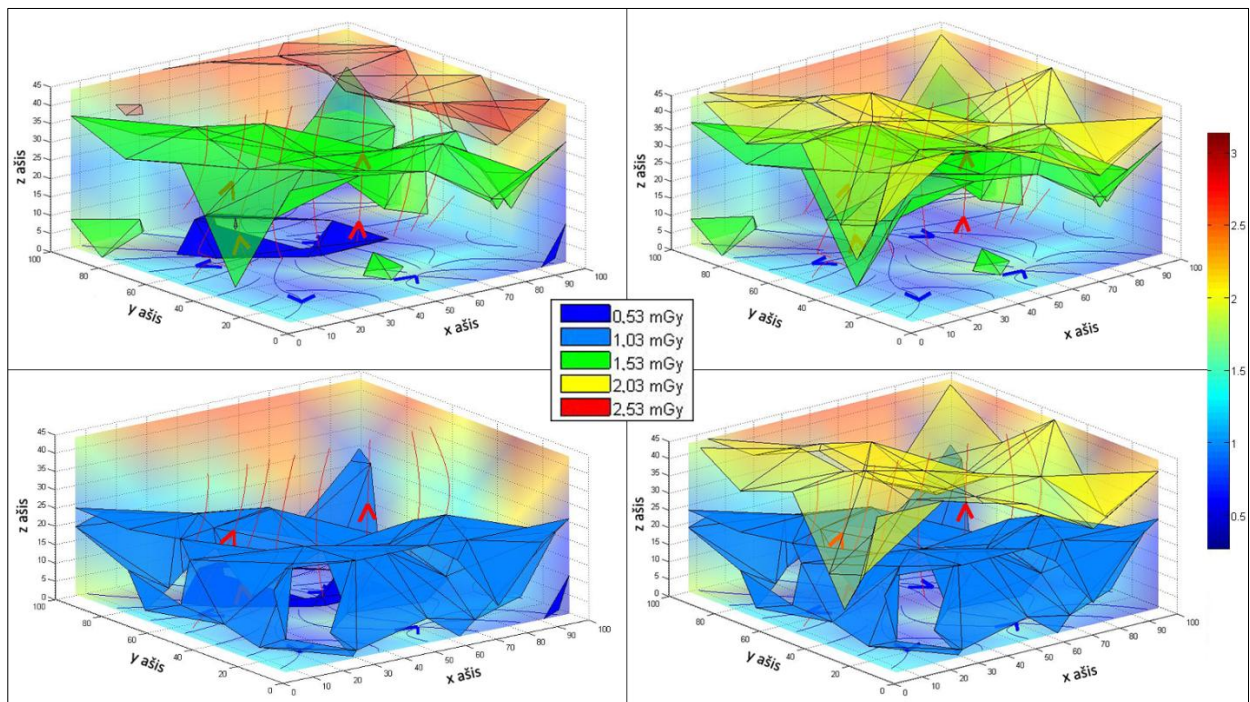
36 pav. yra pateiktas 2D dozių pasiskirstymas fantome; pirmoji plokštuma atvaizduoja dozimetų patalpintų 1,5 milimetro atstumu nuo fantomo pagrindo duomenis, antroji – 22,5 milimetro, o trečioji – 43,5 milimetro atstumu. Iš šių duomenų galima pastebėti, jog jonizuojanti spinduliuote yra sugerama netolygiai fantome. Sugertos dozės pasiskirstymas priklauso nuo viduje susiformavusių struktūrų, t. y. nuo kiaulės taukų ir kiaušinio baltymo išsidėstymo fantome. Taip pat dozė yra didesnė prie fantomo sienelių, kadangi dalis fotonų atsispindi nuo PMMA sienelių.



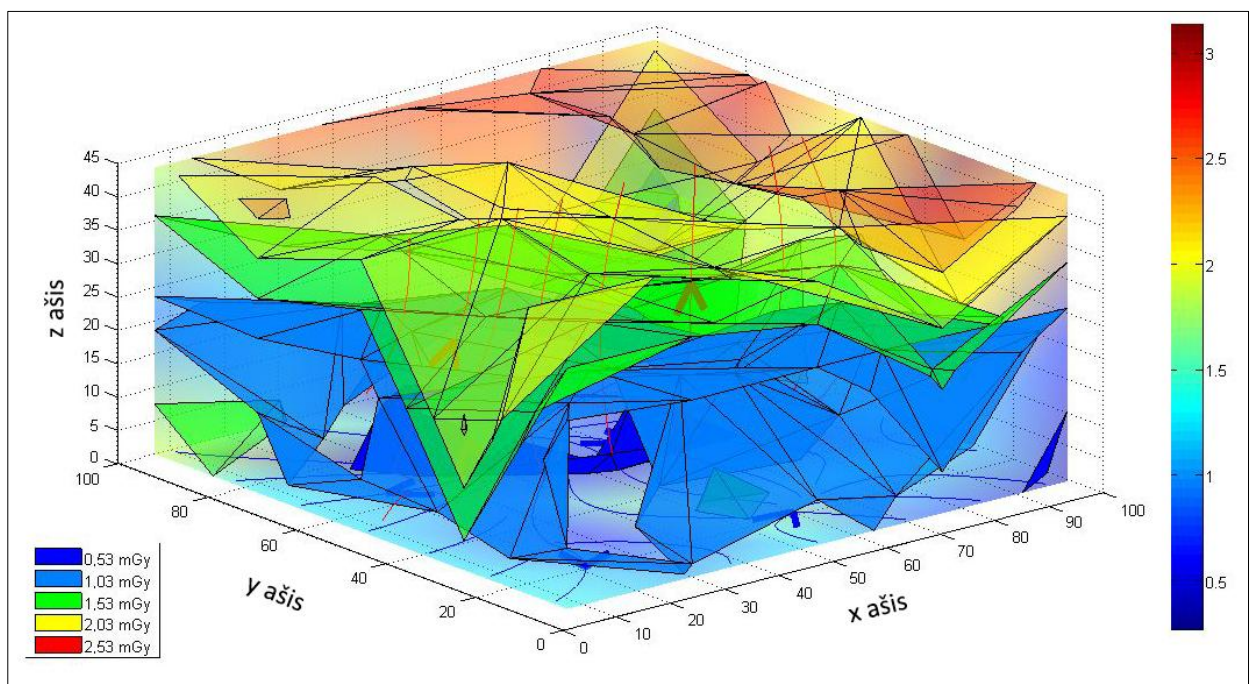
36 pav. Dvimatis dozių pasiskirstymas fantome

Sugerta dozė kinta keičiantis atstumui iki rentgeno spindulių šaltinio. Sugerta dozė yra didesnė ties rentgeno spindulių įėjimu ir mažesnė ties išėjimu iš fantomo. Šis reiškinys yra gerai matomas 3D dozių pasiskirstymo kartogramose (37 pav. ir 38 pav.), kuriose yra pateiktos penkių skirtingų izopaviršių kombinacijos. Šių izopaviršių vertės atitinka vidutinę fantome sugertąją dozę bei dozes, kurios yra nukrypusios per $\pm 0,5$ ir $\pm 1,0$ mGy nuo vidutinės dozės vertės. Mėlynos ir raudonos spalvos rodyklės rodo sugertosios dozės didėjimo kryptis, atitinkamai horizontalioje ir vertikalioje plokštumose. Visų nagrinėjamų dozių pasiskirstymo kartograma yra pateikta 38 pav., joje yra akivaizdžiai matoma, jog fantome sugerta dozė mažėja, didėjant atstumui, kurį įveikia rentgeno spinduliai fantomo viduje, o rentgeno spindulių sklaida ir sugertis vyksta intensyviau kryptimis nukreiptomis į fantomo išorę. Dozių pasiskirstymo netolygumo priežastis galimai yra susijusi su liaukinius audinius imituojančios medžiagos sankaupa centrinėje fantomo dalyje, kadangi išilgai fantomo sienelių buvo sukurtas riebalinių audinių

imituojančios medžiagos sluoksnis, o centrinė dalis užpildyta liaukinio-riebalinio audinio mišinį imituojančia medžiaga. Fantomo centrinėje dalyje esančios skirtingų medžiagų ribos, t. y. ribos tarp kiaušinio baltymų ir juos supančių kiaulės taukų, tarnauja kaip spinduliuotės sklaidos centrai, išsklaidantys fotonus link fantomo išorės. Pateikta metodika leidžia nagrinėti dozių pasiskirstymą fantomo tūryje ir analizuoti sudėtingus jonizuojančios spinduliuotės sklaidos ir sugerties procesus, priklausančius nuo fantomo viduje suformuotų struktūrų erdvinės padėties, taigi ji yra naudinga charakterizuojant dozių pasiskirstymą realios krūties tūryje.



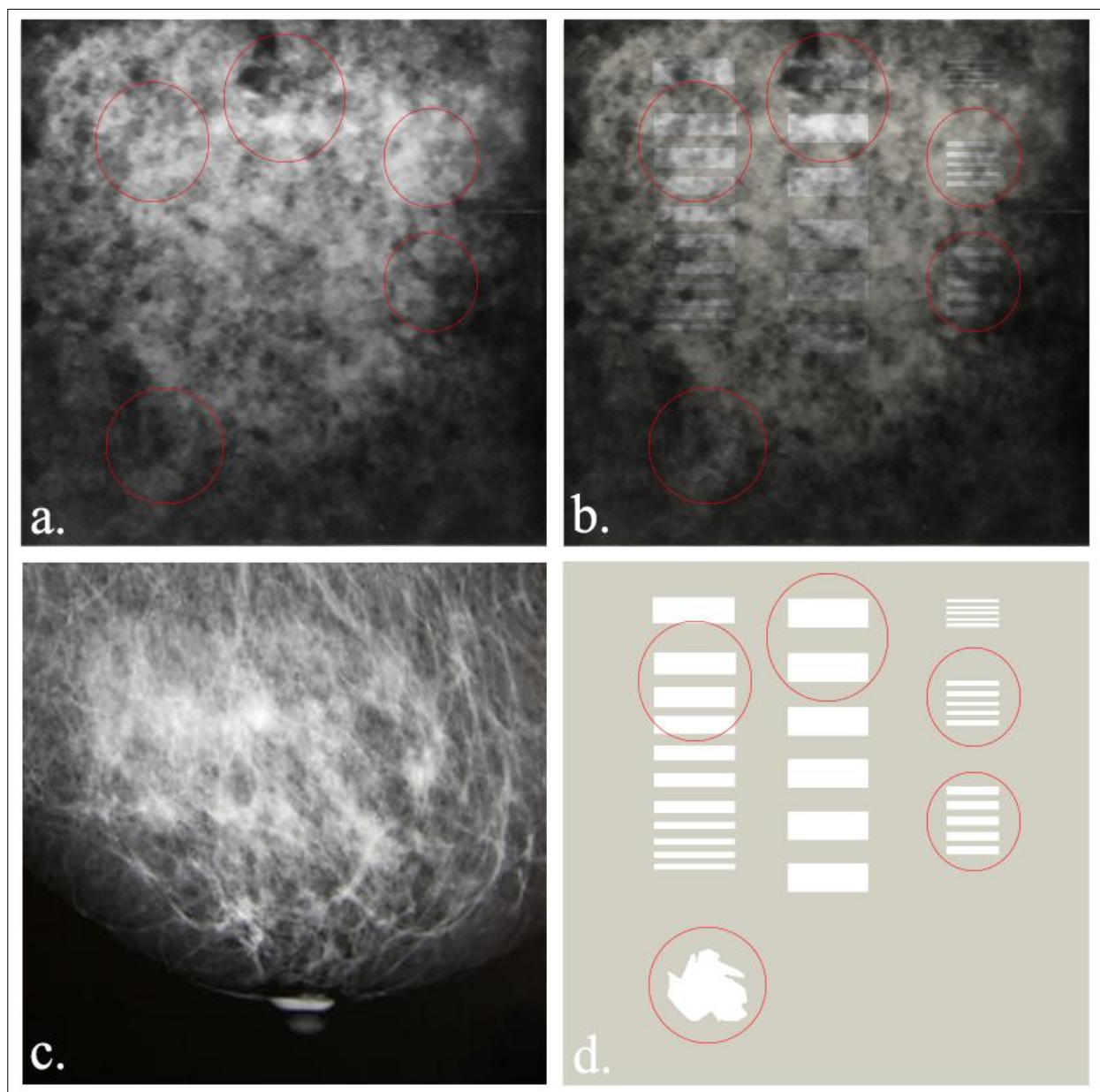
37 pav. 3D dozių pasiskirstymo kartogramos, kuriose yra atvaizduotos skirtingos izopaviršių kombinacijos



38 pav. 3D dozių pasiskirstymo kartograma, kurioje atvaizduoti izopaviršiai reprezentuojantys vidutinę sugertąją dozę bei dozes, nukrypusias per $\pm 0,5$ ir $\pm 1,0$ mGy nuo vidutinės dozės vertės

5.3.1. Vėžinių darinių aptikimo galimybių tyrimas

Fantomo maketas su viduje patalpintu vėžinius audinius imituojančių objektų rinkiniu buvo suspaustas 50 N jėga ir apšvitintas prie 28 kV anodinės įtampos, naudojant AEK. 39 pav. – a yra pateiktas fantomo rentgenografinis vaizdas, iš kurio galima spręsti, jog fantomo tekstūra yra labai panaši į realios krūties audinių tekstūrą (39 pav. – c), kas leidžia daryti prielaidą, kad pagamintas antropomorfinio krūties fantomo maketas pakankamai gerai reprezentuoja anatomines krūties savybes.



39 pav. Krūties fantomo mamograma: a – fantomo mamograma su pažymėtomis sritimis, kuriuose matomi vėžinius darinius imituojantys objektai, b – mamogramos ir vėžinius audinius imituojančių objektų schemas sutapatintas atvaizdas, c – tikra krūties mamograma (6), d – vėžinius darinius imituojančių objektų schema

Fantomo radiografiniame vaizde matomi kai kurie vėžinius audinius imituojantys objektai, pagaminti iš polikarbonato (39 pav. – a, b ir d). Nors objektų matomumas yra prastas, tačiau pasiektas rezultatas yra tenkinamas, kadangi liaukinių audinių ir piktybinių navikų

radiologinės charakteristikos yra labai artimos. Realiose mamogramose krūties audinių šešėliai irgi maskuoja viduje esančius darinius dėl audinių superpozicijos. Stebimas reiškinys pabrėžia darbo reikšmingumą, kadangi keičiant mamografinės sistemos parametrus yra įmanoma pasiekti didesnę kontrastingumą tarp vėžinius audinius imituojančių objektų ir krūties audiniams lygiaverčio mišinio. Tokiu būdu gauti duomenys būtų naudojami optimizuojant mamografijos sistemą ir galimai padidintų vėžinių darinių aptikimo tikimybę diagnostinių procedūrų metu.

6. IŠVADOS

1. Darbe yra parinktos medžiagos kurių radiologinės savybės yra lygiavertės biologiniams krūties audiniams: liaukiniam audiniui, riebaliniam audiniui ir odai. Atlikta parinktų medžiagų lygiavertiškumo biologiniam audiniui analizė ir nustatyta, jog PMMA ilginio silpimo koeficiento vertė yra tik 3 procentais didesnė už odos koeficiento vertę, taigi šis polimeras yra puiki odą imituojanti medžiaga. Liaukiniam audiniui lygiaverte medžiaga gali būti laikomas kiaušinio baltymas, kadangi jo ilginis silpimo koeficientas yra artimas kitų autorių skelbiamom liaukinio audinio koeficiento vertėm ir nuokrypis svyruoja nuo -9 iki 3 procentų. Kiek prastesnis rezultatas yra gautas tiriant kiaulės taukų savybių lygiavertiškumą riebaliniam audiniui, kadangi kiaulės taukų ilginio silpimo koeficiento vertė yra nuo 14 iki 28 procentų mažesnė už literatūroje pateikiamą krūties riebalinio audinio koeficiento vertę.

2. Šiame darbe yra nustatyta, kad polikarbonato charakteristikos yra artimos vėžinių darinių radiologinėms savybėms. Polikarbonato ilginis silpimo koeficientas yra 5 procentais mažesnis už krūties vėžinių audinių koeficientą, taigi šis polimeras gali būti naudojamas imituojant piktybinius darinius krūties fantome. Polikarbonatas yra tinkamas šiam tikslui ir dėl to, kad skaitinė ilginio silpimo koeficiento vertė yra tik šiek tiek didesnė už liaukinį audinį imituojančios medžiagos - kiaušinio baltymo - koeficiento vertę, taigi rentgenologiniuose vaizduose kontrastas tarp šių medžiagų bus minimalus kaip ir realių audinių atveju.

3. Iš atrinktų ir išanalizuotų medžiagų pagamintas antropomorfinio fizikinio krūties fantomo maketas. Remiantis rentgenologiniais vaizdais, fantomo užpildo tekstūra yra labai panaši į realios krūties tekstūrą mamografiniame vaizde, todėl daroma prielaida, jog kiaušinio baltymo ir kiaulės taukų mišinys yra tinkamas imituoti krūties liaukinį audinį ir jį gaubianti riebalinį sluoksnį. Vėžinius darinius imituojantys objektai mamogramose yra prastai matomi, taigi fantomo maketas puikiai atkuria ir maskuojančiąsias krūties audinių savybes.

4. Išanalizavus 2D ir 3D sugertų dozių pasiskirstymą fantome buvo nustatyta, kad jonizuojanti spinduliuotė fantome yra sugerama netolygiai. Padidinta sugertoji dozė fantomo pakraščiuose yra galimai susijusi su didesne rentgeno spindulių sklaida sąveikaujant su fantomo sienelėmis, o dozės sumažėjimas fantomo centrinėje dalyje aiškinamas didesne liaukinį audinį imituojančios medžiagos, pasižyminčios geresnėmis sklaidos savybėmis nei riebalinis audinys, sankaupa.

7. PADĖKOS

Nuoširdžiai dėkoju Dr. Jurgitai Laurikaitienei ir LSMU ligoninės Kauno klinikos filialo Onkologijos ligoninės radiologinės diagnostikos skyriaus bei spindulinio gydymo sektoriaus personalui už pagalbą atliekant tyrimus.

8. LITERATŪROS SĄRAŠAS

1. FREED, M. et al. X-ray properties of an anthropomorphic breast phantom for MRI and x-ray imaging. *Physics in Medicine and Biology*. 2011, vol._56, no. 12, pp. 3513–3533.
2. INTERNATIONAL AGENCY FOR RESEARCH ON CANCER. *GLOBACAN 2012: Estimated Cancer Incidence, Mortality and Prevalence Worldwide in 2012* [interaktyvus]. [žiūrėta 2017-03-27]. Prieiga per: http://globocan.iarc.fr/Pages/fact_sheets_cancer.aspx
3. LI, Christina M. et al. Methodology for generating a 3D computerized breast phantom from empirical data. *Medical Physics*. [interaktyvus] 2009, 36(7), 3122–3131. Prieiga per: doi: <http://dx.doi.org/10.1118/1.3140588>
4. CARTON, Ann-Katherine et al. Development of a physical 3D anthropomorphic breast phantom. *Medical Physics*. [interaktyvus] 2011, 38(2). 891–896. Prieiga per: doi: <http://dx.doi.org/10.1118/1.3533896>
5. BARNES, Bonnie A., and Xuan HO. *Breast Anatomy and Physiology Unit 1* [interaktyvus]. [žiūrėta 2017-03-28]. Prieiga per: <http://srjcstaff.santarosa.edu/~xho/Mammo/Unit%201%20-%20Breast%20Anatomy%20and%20Physiology.pdf>
6. LINDENBRATEN, Leinid D., Liubov M.BURDINA ir Evsei G.PINHOSEVIC. *Маммография: Учебный атлас*. Vidar, 1997. ISBN 5884290217.
7. *Krūties anatomija* [interaktyvus]. [žiūrėta 2017-03-28]. Prieiga per: https://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/0/0f/Breast_anatomy_normal_scheme.png
8. AVE VITA Klinika. *Onkochirurgija – mamologija* [interaktyvus]. [žiūrėta 2017-03-28]. Prieiga per: <http://www.avevitaklinika.lt/lt/seimos-klinika/zinynas/bendra-informacija/onkochirurgija---mamologija.html>
9. ČEPULIENĖ, Daiva. *Onkoplastinių krūties vėžio operacijų kompleksinis įvertinimas*. Daktaro disertacija. LSMU medicinos akademija, 2013.
10. DIDŽIAPETRIENĖ, Janina. *Vėžio biologija: Mokomoji knyga*. Vilnius: Petro ofsetas, 2013. ISBN 9786094203299.
11. LAKHANI, Sunil R. et al. *WHO Classification of Tumours of the Breast: Chapter 1* [interaktyvus]. World Health Organization, 2012 [žiūrėta 2017-03-30]. ISBN-10: 9283224337. Prieiga per: <http://www.iarc.fr/en/publications/pdfs-online/pat-gen/bb4/bb4-chap1.pdf>
12. STEPONAVIČIENĖ, L., D. GUDAVIČIENĖ and R. MEŠKAUSKAS. Rare types of breast carcinoma. *Acta Medica Lituanica*. Lietuvos mokslų akademija, 2012, vol._19, no. 2, pp. 81–91.
13. NATIONAL BREAST CANCER FOUNDATION, INC[®] [interaktyvus]. [žiūrėta 2017-03-28]. Prieiga per: <http://www.nationalbreastcancer.org/>
14. DANCE, D.R. et al. *Diagnostic Radiology Physics: A Handbook for Teachers and Students*. Vienna: International Atomic Energy Agency, 2014. ISBN 9789201310101.
15. SELMAN, Joseph. *The fundamentals of imaging physics and radiobiology: Ninth Edition*. Springfield, IL: Charles C Thomas, 2000. ISBN 0398069875.
16. ATTIX, Frank H. *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*. Weinheim: John Wiley & Sons, 2008. ISBN 9783527617142.
17. HENDEE, William R. and Russell E.RITENOUR. *Medical Imaging Physics: Fourth Edition*. New York: Wiley-Liss, 2002. ISBN 9780471382263.

18. RANGAYYAN, R.M., F.J. AYRES and J.E.L. DESAUTELS. A review of computer-aided diagnosis of breast cancer: Toward the detection of subtle signs. *Journal of the Franklin Institute*. 2007, vol._344, pp. 312–348.
19. RADIACINĖS SAUGOS CENTRAS. *Pacientų gautos apšvitos medicininių rentgenodiagnostikos procedūrų metu vertinimo metodinės rekomendacijos* [interaktyvus]. Vilnius: Radiacinės saugos centras, 2016 [žiūrėta 2017-04-05]. Prieiga per internetą: <http://www.rsc.lt/download.php/fileid/1705>
20. PERRY, N. et al. *European Guidelines for Quality Assurance in Breast Cancer Screening and Diagnosis: Forth edition – Supplements*. Luxembourg: Office for Official Publications of the European Union, 2013. ISBN 9789279329708.
21. WAKEFORD, Richard. *Radiation Effects – Modulating Factors and Risk Assessment – An Overview*. 2011 [interaktyvus]. [žiūrėta 2017-03-28]. Prieiga per: <http://www.icrp.org/docs/Richard%20Wakeford%20Modulating%20Factors%20and%20Risk%20Assessment.pdf>.
22. PRESTON, D.L. et al. Radiation effects on breast cancer risk: A pooled analysis of eight cohorts. *Radiation Research*. 2002, vol._158, no. 2, pp. 220–235.
23. *Health risks from exposure to low levels of ionizing radiation: BEIR VII phase 2* [interaktyvus]. Washington: The National Academies Press, 2006 [žiūrėta 2017-04-05]. Prieiga per: <https://www.nap.edu/read/11340/chapter/1#xvi>
24. American Cancer Society Guidelines for the Early Detection of Cancer. *Breast cancer* [interaktyvus]. [žiūrėta 2017-04-05]. Prieiga per: <https://www.cancer.org/healthy/find-cancer-early/cancer-screening-guidelines/american-cancer-society-guidelines-for-the-early-detection-of-cancer.html>
25. XU, George X. An exponential growth of computational phantom research in radiation protection, imaging, and radiotherapy: A review of the fifty-year history. *Physics in Medicine and Biology*. [interaktyvus] 2014, 59(18), 233-302. Prieiga per: doi: <http://dx.doi.org/10.1088/0031-9155/59/18/R233>
26. European Training and Education for Medical Physics Experts in Radiology. *MPE05: The use of physical and virtual anthropomorphic phantoms for image quality and patient dose optimization*. International Atomic Energy Agency, University of Ferrera and Technical University of Varna, 2015.
27. WINSLOW, J.F. et al. Construction of anthropomorphic phantoms for use in dosimetry studies. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*. 2009, vol._10, no. 3, pp. 195–204.
28. KIARASHI, Nooshin et al. Development of matched virtual and physical breast phantoms based on patient data. *Medical Imaging 2013: Physics of Medical Imaging*. [interaktyvus] 2013, 8668(5). Prieiga per: doi: <http://dx.doi.org/10.1117/12.2008406>
29. *Mammo II Phantom Model RS-750* [interaktyvus]. [žiūrėta 2017-04-10]. Prieiga per: <http://www.supertechx-ray.com/breastimagingandmammography/training/rsdrs-750.php>
30. Multi-Modality Breast Biopsy and Sonographic Trainer Model 073 [interaktyvus]. [žiūrėta 2017-04-10]. Prieiga per: <http://www.cirsinc.com/products/all/105/multi-modality-breast-biopsy-and-sonographic-trainer/>
31. Tissue-equivalent phantom for mammography Model 010 & 011A [interaktyvus]. [žiūrėta 2017-04-10]. Prieiga per: <http://www.cirsinc.com/products/all/6/tissue-equivalent-phantom-for-mammography/>
32. BR3D breast imaging phantom Model 020 [interaktyvus]. [žiūrėta 2017-04-10]. Prieiga per: <http://www.cirsinc.com/products/all/51/br3d-breast-imaging-phantom/>

33. Rachel - Anthropomorphic Breast Phantom [interaktyvus]. [žiūrėta 2017-04-10]. Prieiga per: <http://www.nuclemed.be/product.php?cat=136&prod=454>
34. TAIBI, A. et al. Dual-energy imaging in full-field Digital mammography: a phantom study. *Journal of Physics in Medicine and Biology*. 2003, vol._48, no. 13, pp. 1945–1956.
35. MANN, Kulwinder S., Murat KURUDIREK and G.S. SIDHU. Verification of dosimetric materials to be used as tissue-substitutes in radiological diagnosis. *Applied Radiation and Isotopes*. [interaktyvus] 2012, 70(4), 681–691. Prieiga per: doi: <http://doi.org/10.1016/j.apradiso.2011.12.008>
36. KINASE, Sakae et al. Development of Lung and Soft Tissue Substitutes for Photons. *Radiation Protection Dosimetry*. [interaktyvus] 2005, 115(1–4), 284–288. Prieiga per: doi: <https://doi.org/10.1093/rpd/nci018>
37. HILL, Robin et al. Advances in kilovoltage x-ray beam dosimetry. *Physics in Medicine and Biology*. [interaktyvus] 2014, 59(6), 183–231. Prieiga per: doi: <https://doi.org/10.1088/0031-9155/59/6/R183>
38. CELIKTAS, Cuneyt. A method to determine the gamma-ray linear attenuation coefficient. *Annals of Nuclear Energy*. [interaktyvus] 2011, 38, 2096–2100. Prieiga per: doi: <https://doi.org/10.1016/j.anucene.2011.05.015>
39. BERGER, M.J. ir kt. NIST standard reference database 8 (XGAM). *XCOM: Photon Cross Sections Database* [interaktyvus]. 2008 [žiūrėta 2017-04-28]. Prieiga per: <https://www.nist.gov/pml/xcom-photon-cross-sections-database>
40. PERRY, Sprawls. *The Physical Principles of Medical Imaging*. Madison: Medical Physics Publishing Corporation, 1995. ISBN 0944838545.
41. LIETUVOS RESPUBLIKOS SVEIKATOS APSAUGOS MINISTRO ĮSAKYMAS. *Dėl Lietuvos higienos normos HN 73:2001 „Pagrindinės radiacinės saugos normos“ patvirtinimo: 2001 m. gruodžio 21 d. Nr. 663* [interaktyvus]. [žiūrėta 2016-04-28]. Prieiga per: <https://www.e-tar.lt/portal/lt/legalAct/TAR.751B6F8BF451>
42. PRADHAN, A.S. *Thermoluminescence dosimetry (TLD) in radiation protection*. IAEA regional basic professional training on radiation protection, 1998.
43. SAVVA, Antonia. *Personnel TLD monitors, their calibration and response*. Doctoral dissertation. Department of Physics, Faculty of Engineering and Physical Sciences, University of Surrey, 2010.
44. MIRJI, R. ir B. LOBO. Computation of the mass attenuation coefficient of polymeric materials at specific gamma photon energies. *Radiation Physics and Chemistry*. 2017, vol._135, pp. 32-44.
45. INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS & MEASUREMENTS (ICRU). *Tissue Substitutes in Radiation Dosimetry and Measurement. Report 44 of the International Commission on Radiation Units and Measurements*. USA, Bethesda, MD, 1989.
46. TOMAL, A. ir kt. Experimental determination of linear attenuation coefficient of normal, benign and malignant breast tissues. *Radiation Measurements*. 2010, vol._45, no. 9, pp. 1055-1059. 4
47. HAMMERSTEIN, G.R. ir kt. Absorbed radiation dose in mammography. *Radiology*. 1979, vol._130, no. 2, pp. 485-491.
48. WOODARD, H.Q. ir D.R. WHITE. The composition of body tissues. *The British Journal of Radiology*. 1986, vol._59, no. 708, pp. 1209-1219.

9. PRIEDAI

Interpoliavimas 3-osios eilės daugianariu (MATLAB kodas)

Programa

```

X = [8 11 15 20 30]';
Y = [10.28 4.22 1.64 0.82 0.389]';
[n m] = size(X);
for i = 1: n-1
    H(i) = X(i+1) - X(i);
end
H(end+1) = 0;
for i = 1: n-2
    for j = 1: n-2
        if i == j
            T(i,j) = 2*(H(i) + H(i+1));
            if j < n-2
                T(i,j+1) = H(i+1);
            end
            if j > 1
                T(i,j-1) = H(i);
            end
        end
    end
end
end
for i = 1 : n-2
    B(i, 1) = 6*((Y(i+2)-Y(i+1))/H(i+1) - (Y(i+1)-Y(i))/H(i));
end
A = inv(T)*B;
A = [0; A; 0];
x = 8:0.02:30;
P = [X, Y, H, A];
Sp = SPLAIN(x, P)

```

Paprogramė

```

function [ Sp ] = SPLAIN( x, P )
[n m] = size(P(:,1));
[l z] = size(x);
S = @(x, i) P(i, 2) + ((P(i+1, 2) - P(i, 2))/P(i, 3) - P(i+1, 4)*P(i, 3)/6 - P(i, 4)*P(i, 3)/3)*(x - P(i, 1)) + P(i, 4)*((x - P(i, 1)).^2)/2 + ((P(i+1, 4) - P(i, 4))*(x - P(i, 1))^3)/(6*P(i, 3));
for j = 1:z
    for i = 1: n-1
        if x(j) >= P(i, 1) & x(j) <= P(i+1, 1)
            Sp(j) = S(x(j), i);
        end
    end
end
end
end

```

3D ir 2D dozių pasiskirstymo vizualizavimas (MATLAB kodas)

Programa

```

xs = 3.75:23.125:96.25;
xl = length(xs);
zs = [1.5, 22.5, 44.5];
for i = 1:xl
    for j = 1:xl
        for k = 1:3
            x(i,j,k)=xs(j);
            y(i,j,k)=xs(i);
            z(i,j,k)=zs(k);
        end
    end
end
I(:,:,1)= [1.38 1.06 1.24 0.78 0.39; 1.25 0.65 1.68 1.34 1.09; 1.22 0.91 0.45 0.52 1.17; 1.27 0.27 0.91 0.53 1.86;
            1.87 1.59 0.49 0.74 0.55];
I(:,:,2)= [0.57 0.74 0.59 1.63 0.67; 2.58 0.74 1.14 0.61 2.07; 0.71 1.34 1.27 1.29 1.40; 0.85 0.91 1.02 2.11 1.62;
            0.92 1.21 1.54 2.30 0.86];
I(:,:,3)= [1.97 1.90 2.30 2.94 2.27; 2.13 2.26 2.46 2.56 3.14; 2.18 1.99 2.28 2.92 2.03; 2.69 1.98 2.19 2.61 2.57;
            1.83 2.51 2.57 2.57 2.12];
figure(1)
IP1 = 0.53;
fv = isosurface(x,y,z,I,IP1); h= patch(fv); set(h, 'faceColor', [0 0 1], 'EdgeColor', [0 0 0]); alpha(1,1);
IP2 = 1.03;
fv = isosurface(x,y,z,I,IP2); h = patch(fv); set(h, 'faceColor', [0 0.5 1], 'EdgeColor', [0 0 0]); alpha(h, 0.8);
IP3 = 1.53;
fv = isosurface(x,y,z,I,IP3); h = patch(fv); set(h, 'faceColor', [0 1 0], 'EdgeColor', [0 0 0]); alpha(h, 0.6);
IP4 = 2.03;
fv = isosurface(x,y,z,I,IP4); h = patch(fv); set(h, 'faceColor', [1 1 0], 'EdgeColor', [0 0 0]); alpha(h, 0.4);
IP5 = 2.53;
fv = isosurface(x,y,z,I,IP5); h = patch(fv); set(h, 'faceColor', [1 0 0], 'EdgeColor', [0 0 0]); alpha(h, 0.2);
lighting gouraud
view(3);
legend([num2str(IP1), ' mGy'], [num2str(IP2), ' mGy'], [num2str(IP3), ' mGy'],...
[num2str(IP4), ' mGy'], [num2str(IP5), ' mGy'], 'Location', 'southwest')
daspect([1 1 1])
axis([0 100 0 100 0 45]); hold on;
xlabel('x')
ylabel('y')
zlabel('z')
[u,v,w]=gradient(I);
hStreamSlice1 = streamslice(x,y,z,u,v,w, [],50,[],0.10); set(hStreamSlice1, 'Color', 'b');
hStreamSlice2 = streamslice(x,y,z,u,v,w,[],[],1.5, 0.10); set(hStreamSlice1, 'Color', 'r');
hSlice = slice(x,y,z,I,96.25,96.25,1.5); set(hSlice, 'EdgeColor', 'none', 'FaceColor', 'interp'); alpha(hSlice, 0.5);
colorbar
xx = 0:25:100;
[k, l]=meshgrid (xx, xx);
for i=1:3
    figure(i+1)
    [C H]= contour(k, l, I(:,:, i), [0:0.2:3]);
    daspect([1 1 1])
    clabel(C, H);
    title(['Pjuvis: ', num2str(i)]);
    xlabel('x asis')
    ylabel('y asis')
end

```