

**УНИВЕРСИТЕТСКА СПЕЦИАЛИЗИРАНА БОЛНИЦА
ЗА АКТИВНО ЛЕЧЕНИЕ ПО ОНКОЛОГИЯ
„ПРОФ. ИВАН ЧЕРНОЗЕМСКИ“ – ЕАД, СОФИЯ**

Михаела Валентинова Ганчева - Масо

**ВЕРИФИКАЦИЯ ПРИ ПОЗИЦИОНИРАНЕ НА
ПАЦИЕНТА В ПЕРКУТАННОТО ЛЪЧЕЛЕЧЕНИЕ**

АВТОРЕФЕРАТ

на дисертационен труд за присъждане
на образователна и научна степен „ДОКТОР“

Област на вишето образование: „Здравеопазване и спорт“ (шифър 7)

Професионално направление: „Медицина“ (шифър 7.1)

Научна специалност: „Онкология“ (шифър 03.01.46)

Научни ръководители:

Проф. д-р Веселина Първанова, дм

Доц. Десислава Костова - Лефтерова, дмн

София 2026 г.

Дисертационния труд съдържа 126 стандартни страници, включва 28 фигури и 34 таблици и 1 приложение. Списъкът на цитираната литература обхваща 144 заглавия, от които 6 на кирилица и 138 на латиница.

Проучванията по дисертационния труд са проведени в Клиниката по лъчелечение в Университетска специализирана болница за активно лечение по Онкология – София.

Дисертационният труд се обсъди на разширен научен колегиум в УСБАЛ по Онкология и е насочен за публична защита на заседание на Нучен съвет на болницата

Дисертационният труд е насочен за защита пред научно жури в състава:

Външни членове:

1. Проф. Желя Начкова Василева, дф
2. Проф. Д-р Татяна Димитрова Хаджиева, дмн
3. Проф. Камелия Захариева Генова, дм

Вътрешни членове:

1. Проф. Д-р Иглика Спасова Михайлова, дм
2. Проф. Д-р Елена Николова Пилеркова, дмн

Резервни членове:

1. Проф. Елица Петкова Енчева – Мицова, дм
2. Доц. Д-р Лидия Иванова Чавдарова, дм

Официалната защита на дисертационния труд ще се състои на 18.09.2026 г. от 12:00 часа в аудиторията на Университетска специализирана болница за активно лечение по Онкология „Проф. Иван Чврноземски“ – ЕАД, София, ул. „Пловдивско поле“ №6.

Материалите по защитата на дисертационния труд са на разположение в Нучния отдел на УСБАЛ по Обкология и на интернет страницата – <http://www.sbaloncology.bg>

Използвани съкращения

2D и 3D образи – Двумерни и Триизмерни образи

ЙЛ - Йонизиращи лъчения

ЛУ (Linac) - Линеен ускорител

КТ (СТ) - Компютърна томография

MPT (MRI) – Магнитно-резонансна томография

AAPM (American Association of Physicists in Medicine) - Американска асоциация на физиците в медицината

3DCRT (3D Conformal Radiotherapy) - Триизмерно конформно лъчелечение

CBCT (Cone Beam Computed Tomography) - Компютърна томография с конусовиден сноп

CBDI (Cone Beam Dose Index) – Индекс на дозата при компютърна томография с конусовиден сноп

CNR (Contrast to Noise Ratio) - Отношение контраст-шум

CTDI (Computed Tomography Dose Index) – Компютър-томографски индекс на дозата

CTV (Clinical Target Volume) - Клиничен мишенен обем (КМО)

CV (Coefficient of Variation) - Коефициент на вариация

DRR (Digitally Reconstructed Radiograph) – Цифрово-реконструирана рентгенография

EPID (Electronic Portal Imaging Devices) - Електронни портални устройства за изобразяване

FBCT (Fan Beam CT) – Ветрилообразен сноп при КТ сканиране

FOV (Field of View) - Поле на изобразяване;

Full Fan – Режим на сканиране с пълен ветрилообразен сноп

Half Fan – Режим на сканиране с половин сноп

HQH (High Quality Head) - Протокол за глава с високо качество

HU (Hounsfield units) - Хаунсфилдови единици

IAEA (International Atomic Energy Agency) – Международна агенция за атомна енергия

ICRP (International Commission on Radiological Protection) - Международната комисия за радиологична защита

IGRT (Image Guided Radiation Therapy) – Образно-асистирано лъчелечение

IMRT (Intensity Modulated Radiation Therapy) - Модулирано по интензитет лъчелечение

LDH (Low Dose Head) - Нискодозов протокол за глава

MOSFET (Metal Oxide Semiconductor Field Effect Transistor) - Металоксидно-полупроводников транзистор с полеви ефект

OSLD (Optically Stimulated Luminescence Dosimetry) – Оптически-стимулирана луминесцентна дозиметрия

OBI (On-Board Imager) – Вградена система за верификация

OR (Organ at Risk) – Критични органи

PMMA (Polymethyl Methacrylate) – Полиметилметакрилат

PTV (Planning Target Volume) - Планиран мишенен обем (ПМО)

PRV (Planning Organ at Risk Volume) – Осигурителен обем около критичните органи поради несигурности от движението на органа или позицията на болния в хода на облъчване

ROI (Region of Interest) - Област на интерес

SDH (Standard Dose Head) - Стандартен протокол за глава

SGRT (Surface Guided Radiation Therapy) – Повърхностно-направлявано лъчелечение

SRS (Stereotactic Radiosurgery) - Стереотактично лъчелечение (интракраниална радиохирургия за областта на главата)

SBRT (Stereotactic Body Radiosurgery) - Стереотактично лъчелечение за областта на тялото (екстракраниална радиохирургия)

STD (Standard) - Стандартен реконструиращ филтър

SD (Standard Deviation) – Стандартно отклонение

TLD (Thermoluminescent Dosimetry) - Термолуминисцентна дозиметрия

USH (Ultrasharp) - Реконструиращ филтър за изразена рязкост на образа

VMAT (Volumetric Modulated Arc Therapy) – Обемно-модулирана ротационна терапия

Съдържание

1. Въведение.....	6
2. Цел и задачи на дисертацията	10
3. Материал и методи	11
3.1. Система за верификация на позиционирането на пациента на линеен ускорител.....	11
3.2. Фабрични и модифицирани протоколи за верификация на позиционирането на пациента	12
3.3. Използвани средства за измерване.....	13
3.4. Методи за оценка качеството на образа.....	16
3.5. Методи за дозиметрична оценка.....	18
3.6. Оценка на дозите в прилежащите здрави тъкани и органи	20
3.7. Използвани статистически методи.....	23
4. Резултати	25
4.1. Оценка на качеството на СВСТ образите чрез параметрите контраст и отношението контраст/шум.....	25
4.2. Резултати от дозиметричната оценка на протоколите.....	33
4.3. Резултати от оценка на дозите в прилежащите органи	33
4.4. Алгоритъм за създаване на оптимизирани протоколи за СВСТ верификация на позиционирането на пациента.....	38
5. Дискусия.....	42
5.1. Качество на образа	42
5.2. Дозиметрия	47
5.3. Тенденции в лъчелечебните стандарти и ролята на СВСТ верификацията	50
5.4. Ограничения на изследването и бъдещи насоки.....	52
6. Изводи.....	53
7. Приноси	54
8. Научна активност на докторанта по темата.....	55
9. Резюме	56

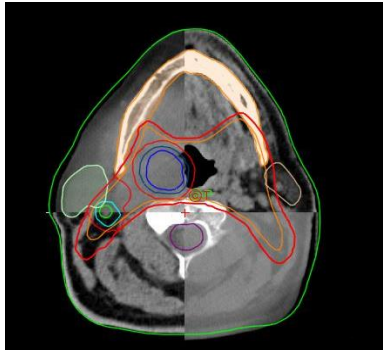
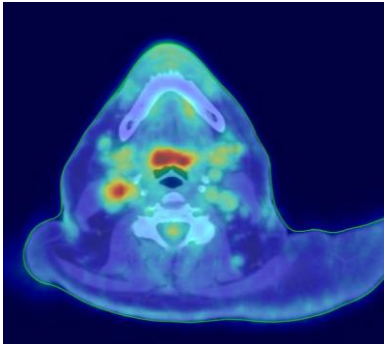
1. Въведение

Перкутанното лъчелечение (ЛЛ) е един от основните методи за лечение в онкологията, който цели да достави висока лечебна доза в клиничния мишенен обем (CTV), като едновременно с това максимално ограничава дозата към околните здрави тъкани и критични органи. За тази цел се използват различни верификационни системи, които осигуряват точността на лъчелечението чрез проверка на позиционирането на пациента, мишенните обеми и приложената доза. Тези системи гарантират, че пациентът е в правилната позиция преди и по време на облъчването. Развитието на технологиите в последните две десетилетия, като многодетекторна компютърна томография (КТ), усъвършенствани линейни ускорители (ЛУ), триизмерно дозиметрично планиране, модулираното по интензитет лъчелечение, превърнаха образно-асистираното лъчелечение (IGRT) в неизменен стандарт в клиничната практика. IGRT позволява периодично проследяване на позицията на мишенния обем, подобрява геометричната точност, намалява осигурителните зони и повишава вероятността за локален туморен контрол.

Технологичните въведения на най-съвременни лъчетерапевтични и помощни диагностични уредби, приспособления за имобилизация на пациента, планиращи системи, системи за верификация на дозиметричния план, на позицията на пациента и техники на облъчване създадоха възможности за провеждане на конформно лъчелечение и промяна в етапите за провеждане на лъчелечението.

Алгоритъмът на работа в перкутанното лъчелечението се разделя основно на три последователни етапа, които са систематизирани и обобщени на Фигура 1

- 1. Подготовка:** 1) имобилизиране (обездвижване) на пациента; 2) КТ локализиране на тумора или областта подлежаща на облъчване;
- 2. Планиране:** 3) очертаване на образите – мишенни обеми и критични органи и дозиметрично планиране; 4) верификация на дозиметричния план;
- 3. Облъчване:** 5) верификация на позицията на пациента и 6) облъчване на пациента.

Подготовка	Планиране	Облъчване
1. Позициониране и имобилизиране на пациента и скраниране 	3. Очертаване (задаване) на туморните обеми върху КТ образите и дозиметрично планиране; 	5. Верификация на позицията на пациента (IGRT); 
2. КТ локализиране на процеса или облъстта на лъчелечение; 	4. Верификация на дозиметричния план; 	6. Облъчване; 

Фигура 1. Алгоритъм за планиране и провеждане на перкутанно лъчелечение.

Представеният алгоритъм изисква последователност, прецизност и ограничаване до минимум на всички геометрични несъответствия и на тези, свързани с позиционирането на пациента. При използването на йонизиращи лъчения за медицински цели от основно значение са обосноваването и оптимизацията на облъчването на пациента, като оптимизацията се изразява в използването на доза, в съответствие с медицинската цел, а не в нейното безусловно намаляване, така че да се осигури необходимият диагностичен или терапевтичен резултат при адекватно ниво на защита.

При съвременните техники за лъчелечение, базирани на стандартно фракциониране на дозата или на високи аблативни дози, верификацията на позиционирането на пациента е ключово условие за реализиране на точно и прецизно облъчване.

Промените в позицията на тялото на пациента, на области от тялото и физиологични движения на органите на пациента в хода на лъчелечебния процес във времето са представени в Таблица 1.

Таблица 1. Анатомични и физиологични движения на тялото и органите на болния и тяхната честота във времето.

Честота във времето	Секунди	Минути	Дни	Седмици
Анатомични и физиологични движения на тялото на болния и органите	Дихателни движения	Физиологична перисталтика - движения на червата	Изпълване на кухи органи като: стомах, тънко, дебело черво, ректум, пикочен мехур и др.	Промяна в теглото
	Сърдечна дейност	Движение на въздушни газове в кухини	Изместване на тялото при позициониране на болния	Промяна в туморния обем

За реализирането на точно и прецизно облъчване се използват различни верификационни системи, които осигуряват точността на лъчелечението чрез проверка на позиционирането на пациента, мишенните обеми и приложената доза. Тези системи гарантират, че пациентът е в правилната позиция преди и по време на облъчването.

Въпреки клиничните предимства, голяма част от системите за верификация при позициониране на пациента използват йонизиращи лъчения и водят до допълнително лъчево натоварване на пациента, което в много случаи остава недооценено.

Използването на системите за компютърна томография с конусовиден сноп (СВСТ) за образно-асистирано лъчелечение е предмет на множество научни проучвания. Те осигуряват висококачествен триизмерен образ. СВСТ позволява изключително добра визуализация на костни и меки тъкани. Същевременно СВСТ е и основен източник на допълнителното облъчване, като дозите значително зависят от вида на използвания протокол, анатомичната област, експонационните параметри и честотата на верификация. Поради това, оценката на дозата от СВСТ, както и на качеството на образа, е изключително важен елемент от лъчелечебния процес. Годишното разпределение на публикациите, свързани с СВСТ верификация при лъчелечение, е представено на Фигура 2 въз основа на разширено търсене в Scopus, включващо статии с подробно описани методи и резултати, публикувани в рецензирани списания и сборници. Това доказва актуалността на темата в международен мащаб.



Фигура 2 *Разпределение на публикациите за измерване или изчисляване на дозата, получена от СВСТ при лъчелечение (2006–2026), по данни от Scopus.*

В световен мащаб липсва единна нормативна рамка и професионални препоръки, които да регламентират честотата на използването на този вид системи и получаваните дози. Това поставя въпроса за оптималното използване на системите за верификация, така че да се постигне баланс между прецизност, оптимално качество на образа и минимално допълнително облъчване на пациента. Въпреки широкото клинично приложение на СВСТ, все още липсват стандартизирани методи за дозиметрия чрез триизмерно визуализиране за клинична оценка на допълнителната доза, както и достатъчно данни за разпределението на органната доза и приноса ѝ към общото лъчево натоварване при различни анатомични области.

Тези неясноти подчертават необходимостта от провеждането на систематичен анализ и избор на метод за определяне на лъчевото натоварване на пациента и качеството на образа при СВСТ, което определи целта и задачите на настоящото научно проучване. То е проведено в Лабораторията по клинична дозиметрия и лъчезащита в Клиниката по лъчелечение в Университетска Специализирана Болница за Активно Лечение по Онкология «Проф. Иван Черноеземски» - ЕАД, София.

2. Цел и задачи на дисертацията

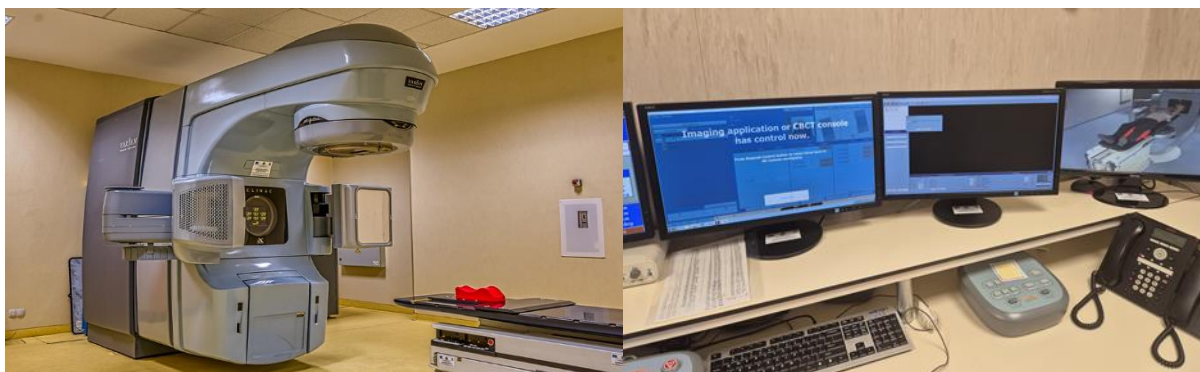
ЦЕЛ: Оптимизиране на протоколите за триизмерна проверка при позиционирането на пациента (СВСТ образна верификация) в перкутанното лъчелечение на линеен ускорител с осигуряване на клинично качество на образа при намаляване на дозата в здравите тъкани и органи - разработване на алгоритъм.

1. Изследване на параметрите на качеството на образа - контраст и отношението контраст–шум (CNR) при протоколите за всички анатомични области и техните реконстрируащи филтри
2. Изследване оценка на шума в образа чрез избор на два метода, подходящи фантоми и реконстроиращи филтри.
3. Изследване на оценка на дозата чрез два дозиметрични метода на протоколите за верификация.
4. Оценка на дозата в прилежащите здрави тъкани и органи чрез РСХМС – софтуерен продукт базиран на Монте Карло код за оценка на дозата на пациента в следствие на медицинско облъчване
5. Разработване на алгоритъм за подобряване на качеството на образа при СВСТ протоколите и оптимизация на облъчването.

3. Материал и методи

3.1. Система за верификация на позиционирането на пациента на линеен ускорител

Обект на изследването е системата за образна верификация OBI (On Board Imager) на линеен ускорител Clinac iX (Varian Medical Systems), представена на Фигура 3. а) и б). OBI системата за верификация на позиционирането преди и по време на облъчването включва рентгенова тръба (kV) и плоско-панелен детектор, интегрирани в гентритото на ЛУ в процедурното помещение, и работна станция (компютър, специализиран софтуер и монитор) в командното помещение.



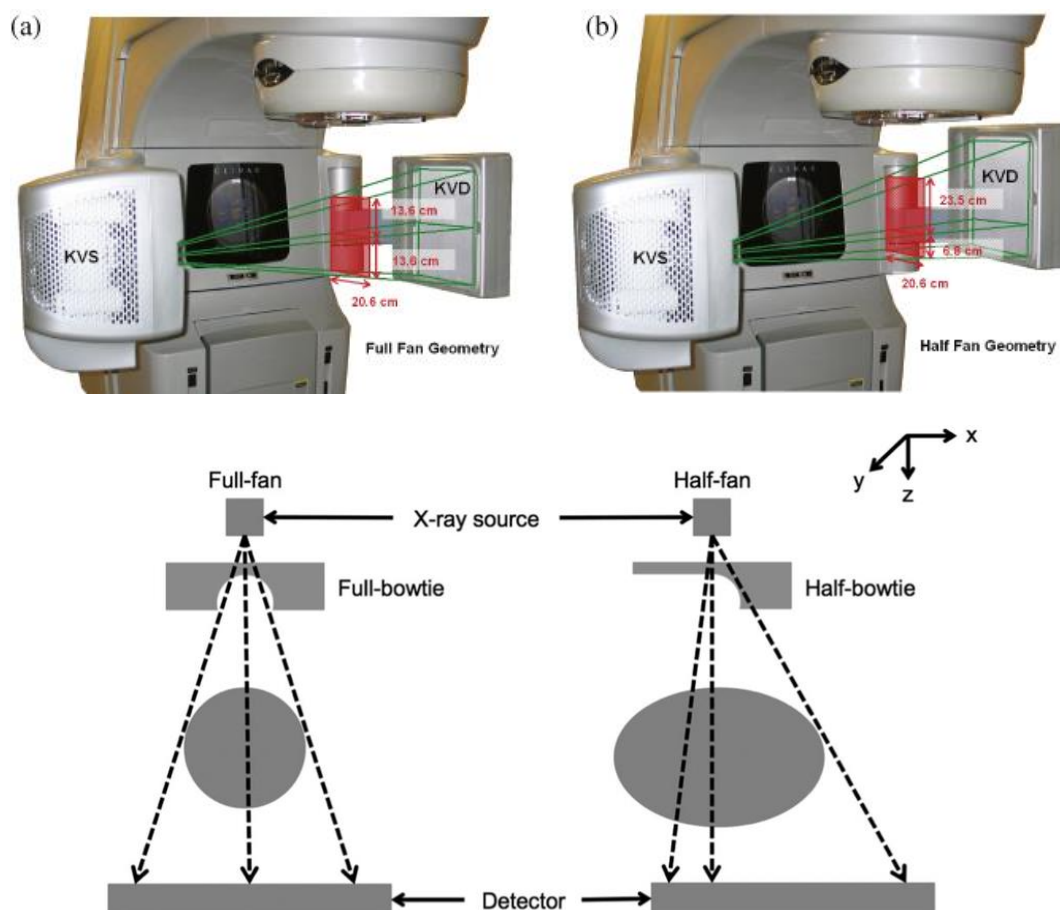
Фигура 3. а) Линеен ускорител с вградена в гентритото система за верификация на образа OBI, пациентна маса и фантом, рентгенов източник и детектор; б) работна станция към OBI, ситуирана в командното помещение на линейния ускорител.

OBI системата има възможност за създаване на двуизмерни и тримерни образи.

При *двуизмерния режим* на работа се получават двойка рентгенови образи чрез дистанционно завъртане на гентритото под предварително зададени ъгли. Експонационните параметри (mAs и kV) се избират от работната станция на OBI. За клинична работа са налични няколко фабрични протоколи по анатомични области, като параметрите могат да бъдат допълнително променени за конкретния пациент.

При *тримерния режим* на работа се формират обемни образи, СВСТ образи, генерирани чрез 650 до 700 проекции. Те представляват серия от планарни експонации с ниска доза, придобити при пълна ротация на гентритото около пациента. От тях, чрез математичен алгоритъм, компютърът реконструира тримерен образ.

За създаването на обемни образи, OBI системата разполага с два основни режима на сканиране, които схематично са показани на Фигура 4 а) и б): „Full fan” (пълно ветрило) сканиране с целия сноп или „Half fan” (половин ветрило) сканиране с половин сноп. И в двата режима се използват допълнителни модулиращи снопа алуминиеви филтри, тип „bowtie” (папийонка), поставени на изхода на рентгеновата тръба. Тяхната роля е намаляване на интензитета в периферията на снопа, ограничаване на кожната доза и намаляване на разсейването, което подпомага избягването на насищане на детектора при по-високи експонационни параметри .



Фигура 4. Режими на сканиране и съответните им филтри тип „папийонка“ а) Full fan, пълен сноп и б) Half Fan, половин сноп.

При по-големи анатомични области, като гръден кош, корем и таз, се използва режим „Half fan“ с половин сноп и филтър „Half-bowtie“ (половин папийонка). В този случай детекторът се измества от центъра с 14.8 cm в странично направление, което позволява да се покрие малко над половината от анатомичната област на пациента във всяка проекция. Пълният обем се реконструира при пълна 360° ротация на тръбата и детектора. Полученото поле на изобразяване (FOV) е с диаметър приблизително 45 cm и дължина в кранио-каудална посока 16 cm. При този режим обектът се визуализира частично във всяка проекция, а пълният обем се получава чрез обединяване на проекциите, придобити в интервал от 180°.

При по-малки анатомични области, като мозък, глава и шия, се използва режим „Full fan“ с филтър „Full-bowtie“, при който детекторът е центриран около оста на ротация. Обемът на тялото се покрива с частична ротация от 200° на тръбата и детектора, като останалата част до 360° се реконструира алгоритмично, с цел да се избегне директното облъчване на очите. Реконструираното поле на изобразяване е с диаметър 24 cm и с дължина в кранио-каудална посока 16 cm.

3.2. Фабрични и модифицирани протоколи за верификация на позиционирането на пациента

В проучването са включени шест рутинно използвани клинични СВСТ протокола:

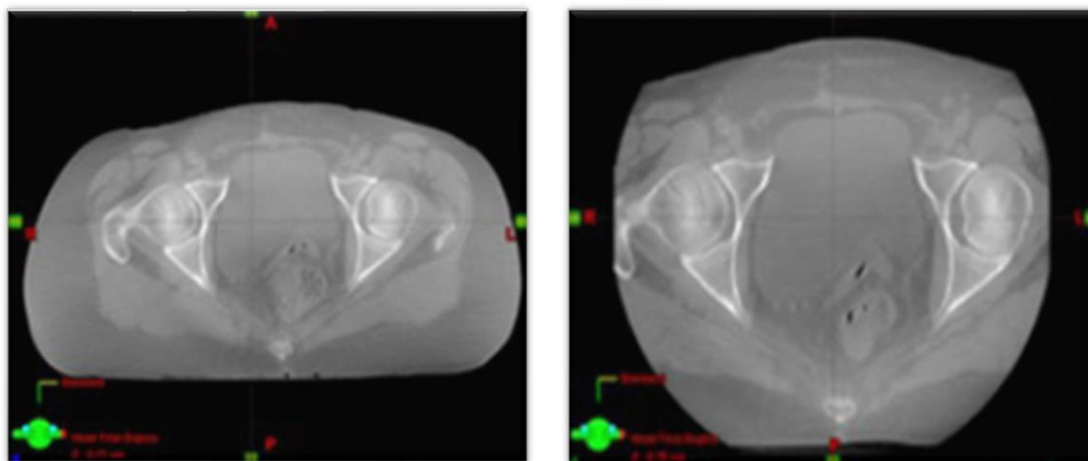
1. Протокол за глава с високо качество на образа - High Quality Head (HQN),
2. Стандартен протокол за глава - Standard Dose Head (SDH),
3. Нискодозов протокол за глава - Low Dose Head (LDH),

4. Нискодозов протокол за гръден кош - Low Dose Thorax (**LDTh**),
5. Протокол за избрана област от таза- Pelvis Spot Light (**PSL**) и
6. Таз - Pelvis (**PII**).

Всеки от тези протоколи е изпитван с наличните **реконструиращи филтри**: Стандартен - Standard (**STD**), Изглаждащ - Smooth (**S**), Рязък - Sharp (**SH**) и Изразено рязък - Ultra Sharp (**USH**). Основните експонационни и технически параметри за всеки протокол са обобщени в Таблица 2. Включените експонационни параметри са ускоряващо напрежение U (kV), аноден ток I (mA), количество електричество I.t (mAs), ъгъл на ротация на гентритото около пациента (частична 200° или пълна 360°), режим на филтрация – „Full fan”/ „Half fan”, тип реконструиращ филтър, дебелина на среза при реконструкцията (mm) и размер на матрицата. На Фигура 5 е представена разликата в зоната на визуализиране при протоколите за Pelvis и Pelvis spot light.

Таблица 2. Основни технически параметри за всеки клиничен CBCT протокол.

Протокол	U (kV)	I (mA)	I.t (mAs)	Ъгъл на ротация	Филтрация	Реконструиращ филтър	Дебелина на среза (mm)	Размер на матрицата
HQH	100	80	744	200	Full Fan	Standard (STD) Smooth (S) Sharp (SH) Ultra Sharp (USH)	2.5	384x384
SDH	100	20	148	200	Full Fan		2.5	384x384
LDH	100	10	74	200	Full Fan		2.5	384x384
LDTh	110	20	266	360	Half Fan		2.5	384x384
PII	125	80	744	360	Half Fan		2.5	384x384
PSL	125	80	744	200	Full Fan		2.5	384x384



Фигура 5. Схематично представяне на а) стандартен протокол за таз-(Pelvis) и б) протокол за таз за избрани области (Pelvis PSL).

3.3. Използвани средства за измерване

3.3.1. Средства за измерване на дозата

При дозиметричната оценка на използваните протоколи са използвани няколко вида дозиметрични системи с различни детектори.

1. Йонизационна камера с дължина на чувствителния обем 10 cm за определяне на CTDI, представена на Фигура 19, свързана с дозиметрична система RaySafe X2.

2. Йонизационна камера тип Farmer с обем 0.6 cm³, която се използва за определяне на погълнатата доза в определени обеми, свързана с дозиметрична система UNIDOS (PTW Freiburg).

Параметрите падаща въздушна керма и обща филтрация при съответните протоколи бяха измерени посредством детектори MPD и T20 Dose Probe, които са част от дозиметричната система Piranha

Йонизационната камера за измерване на CTDI и детекторите MPD и T20 Dose Probe са калибрирани при качество на рентгеновото лъчение RQT 9 (120 kV; 0.28 mm Cu; 8.4 mm Al), като сертификатът покрива работен диапазон на анодно напрежение от 100 до 150 kV.

Използван бе и радиохромен филм тип „Gafcrhromic XR-QA2“ (International Specialty Products, Wayne, NJ), с чувствителност в интервала от 1 mGy до 200 mGy. За прочитането на информацията бе използван оптичен скенер модел „Expression 12000XL“ (Seiko EPSON Corporation, Nagano, Japan).

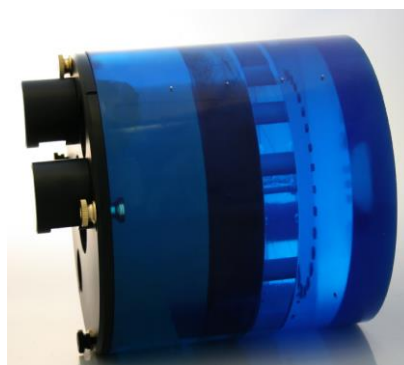
3.3.2. Фантоми

За измерването на дозиметричната величина CTDI е използван стандартен дозиметричен КТ фантом от РММА, който се състои от две части (Фигура 6).

За целите на оценката на качеството на образа са използвани два основни фантома: Catphan 504, който е разделен на модули (Фигура 7)



Фигура 6. РММА (Polymethyl methacrylate) за дозиметрична оценка при КТ и СВСТ.

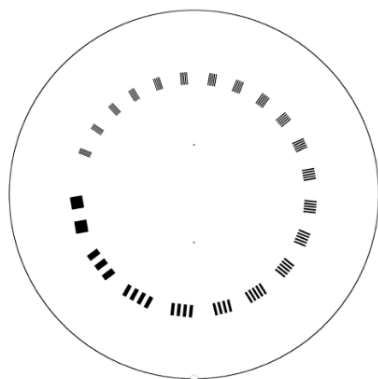


Фигура 7 Фантом Catphan 504 -съставен от модули за оценка на качеството на образа

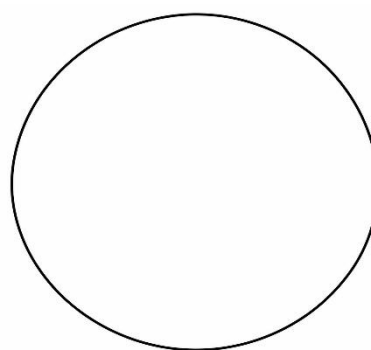
Фантомът Catphan 504 представлява цилиндър с диаметър 23 cm, съдържащ различни модули с тестови обекти за оценка на качеството на образа (линейни структури, групи от сачми с различен размер и плътност и др.). В някои от модулите са включени материали с различни плътности, близки до тъканите в човешкото тяло.

Един от модулите на Catphan 504 фантома е СТР 528, който включва 21 двойки линии за оценка на пространствената разделителна способност. СТР 515 модула разполага с контрастни мишени с различни размери за оценка на нискоконтрастна разделителна способност (мекотъканен контраст). СТР 486 модулет представлява хомогенна структура, която се използва за оценка на шума в образа. В СТР 404 модулет са включени материали с различна плътност и стойности на Хаунсфийлдовите единици (HU).

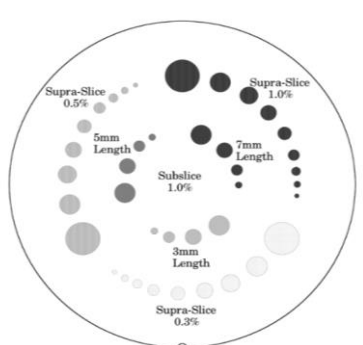
Представените структури на Catphan 504 фантома съдържа следните видове модули, представени на Фигура 8



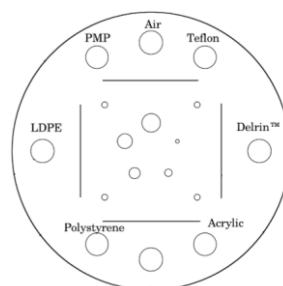
а) СТР 528 модул с 21 двойки линии за оценката на разделителна способност



в) СТР 486 модул с хомогенно съдържание за определяне на шума в образа



б) СТР 515 модул с контрастни мишени с различни размери.



г) СТР 404 модул с материали от различна плътност и съответната им стойност за Хаунсфилдови числа, близки до човешкото тяло.

Фигура 8. Модули на фантома Catphan 504.

3.3.3. Софтуерни продукти

Използвани бяха следните софтуерни пакети за анализ на образите:

RadiAnt DICOM Viewer (Medixant, Poznań, Poland) – софтуер за визуализация и първичен анализ на медицински DICOM образи, позволяващ мултипланарна реконструкция, измерване на HU стойностите и геометрични параметри.

DICOM Viewer (MicroDicom – MicroDicom Ltd., Bulgaria) – приложение за преглед, базов количествен анализ и архивиране на DICOM образи.

ImageJ (National Institutes of Health, Bethesda, MD, USA) – отворен софтуер за обработка и количествен анализ на образи, използван за оценка на профили на интензитета, шум и контраст чрез дефинирани ROI. Оценката на органните дози бе направена със софтуера PCXMC (STUK, Finland), който използва математични фантоми и симулации по метода Монте Карло на взаимодействието на рентгеновото лъчение.

3.4. Методи за оценка качеството на образа

3.4.1. Метод за определяне на контраста в образите

Контрастът се определя от разликата или отношението между яркостта или сигнала в две съседни области. Той зависи от първичния лъчев контраст, от интензитета на разсеяното лъчение и от характеристиките на преобразувателя на образа (детектора и реконструиращия алгоритъм). Най-голямо влияние има първичният лъчев контраст, определящ се от линейните коефициенти на отслабване и от дебелината на структурите, през които преминава лъчевия сноп. В настоящата работа контрастът се оценява с използване на СТР 515 модул, представен на Фигура 8 в).

3.4.2. Метод за оценка на отношението контраст/шум

Шумът е компонента на образа, определяна от случайни флуктуации на сигнала в областите, получили еднаква доза. Те се дължат на смущения при регистриране на сигнала и не носят полезна информация. Определя се от броя на фотоните, формиращи образа (квантов шум) и нехомогенности в детектора на образа (структурен шум).

Шумът се проявява чрез намаляване на контраста и загуба на детайлност, което влошава видимостта на нискоконтрастни обекти. Най-добра оценка на това е отношението контраст/шум, CNR (Contrast to Noise Ratio), оценяван по следната формула:

$$CNR = \frac{CT_{\text{обект}} - CT_{\text{фон}}}{\sigma_{\text{фон}}}, \quad (1), \text{ където:}$$

$CT_{\text{обект}}$ е средна стойност на Хаунсфийлдовите единици (HU) в областта на интерес (ROI), разположена в тестовия обект или вложка;

- $CT_{\text{фон}}$ е средна стойност на HU във фонова хомогенна област;
- $\sigma_{\text{фон}}$ е стандартно отклонение на HU във фоновата област (мярка за шум).

Отношението CNR е изчислено за типични анатомични структури, симулирани от различни материали (вложки) във фантома Catphan 504. Съответствието между анатомични области, сравнявани материали и използвани протоколи е представено в

Таблица 3.

Таблица 3. Оценка на отношението контраст/шум (CNR) по анатомични области.

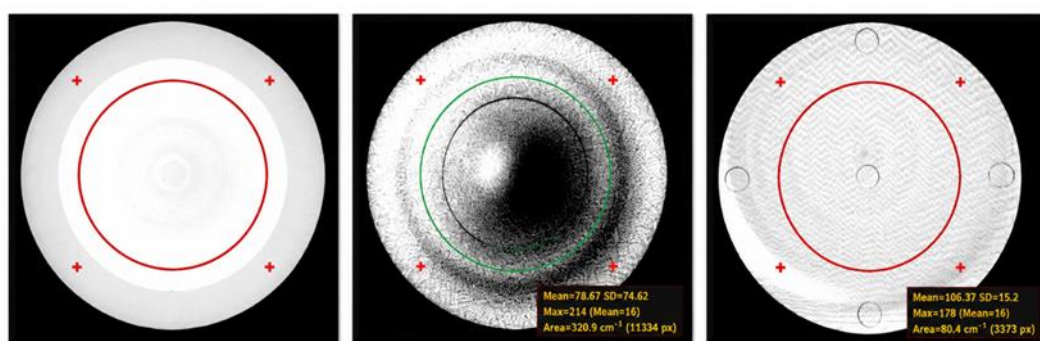
Анатомична област	CNR	Протоколи
Глава	Мозъчна тъкан / Черепна кост	HQN, SDH, LDH
Глава и шия	Кост / Въздух, Меки тъкани / Въздух	HQN, SDH, LDH, LDTh
Гърда	Кост / Въздух, Масна тъкан / Въздух	LDTh
Бял дроб, вкл. белодробни метастази	Кост / Въздух, Меки тъкани / Въздух	LDTh
Малък таз	Кост / Меки тъкани	PSL, PI

3.4.3. Методи за оценка на шума в образа

Във всеки рентгенов, съответно КТ, образ е налице шум, който намалява възможността за визуализиране на обекти с нисък контраст. За оценка на шума са приложени два допълващи се метода: стандартен метод 1. с една централна област на интерес и разширен метод 2. с 5 области на интерес (1 централна и 4 периферни), описани в детайли по-долу.

3.4.3.1. Стандартен метод за оценка на шума (Метод 1 - IQ)

Шумът се оценява чрез стандартното отклонение (SD) на стойностите на пикселите на получения образ в област на интерес, разположена в хомогенната част на фантома. Съгласно препоръките на IAEA от 2023 г. ROI се избира с диаметър, приблизително равен на 40% от диаметъра на фантома, като се избягват вложки, артефакти от краищата на фантома и други нееднородности. Измерванията се извършват в 10 последователни централни среза, като за всеки срез се определя SD на HU в избраната област на интерес. Примери за използваните области на интерес са представени на Фигура 9.

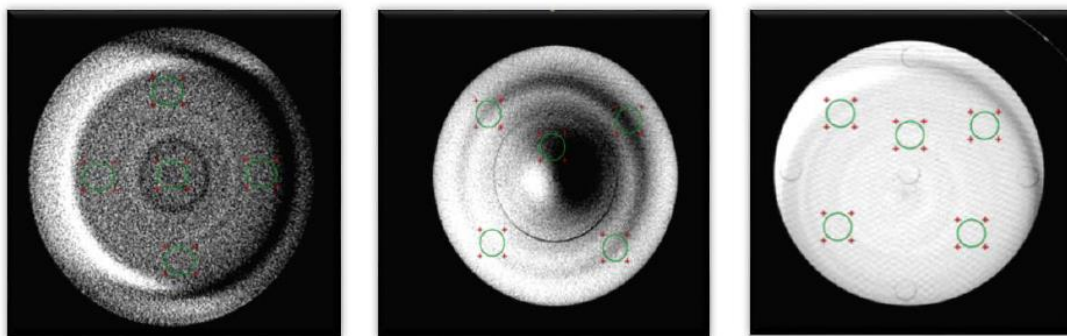


Фигура 9. Оценка на шума в една централна област на интерес при фантоми: а) Catphan 504 и б) РММА с диаметър 32 cm и в) РММА с диаметър 16 cm.

3.4.3.2. Метод за оценка на шума в 5 области на интерес в РММА фантом (Метод 2 - IQ)

При този метод, се използват **пет области на интерес (една централна и четири периферни)**, всяка с площ около 1% от площта на фантома. Периферните области на интерес са поставени на фиксирано разстояние от границите на фантома, като се избягват вложки,

артефакти и граничните области на фантома, представени на Фигура 10. Анализът се извършва отново в 10 последователни централни среза.



Фигура 10. Оценка на шума в пет области на интерес, една централна и четири периферни: а) при фантом Catphan; б) при фантом РММА с диаметър 32 cm и в) при фантом РММА с диаметър 16 cm.

Шумът в образа се характеризира, като се дефинират два коефициента на вариация. Първият е т.нар. общ коефициент на вариация (CV_{total}) за всички 5 области на интерес. Вторият коефициент на вариация е CV_{peri} , който се отнася само за периферните 4 области на интерес. Формулата за двата коефициента на вариация може да се представи в обобщен вид като:.

Използваните обеми за областите на интерес са: 3.1 cm³ при фантом тип **Catphan**, 8 cm³ при фантом тип **РММА** с диаметър 32 cm и 2 cm³ при фантом тип РММА с диаметър 16 cm.

$$CV = \frac{SD(SD(\text{за всяка ROI в 10 среза}))}{(\overline{SD})} \quad (2),$$

където SD (SD) е стандартното отклонение на стойностите SD (шум в образа) за 10 последователни среза, а $\overline{SD}$ е средната стойност на SD за съответните области на интерес в 10 среза. За CV_{total} във Формула 3. се изчислява за всички 5 области на интерес, докато за CV_{peri} се изчислява само за периферните 4 области.

3.5. Методи за дозиметрична оценка

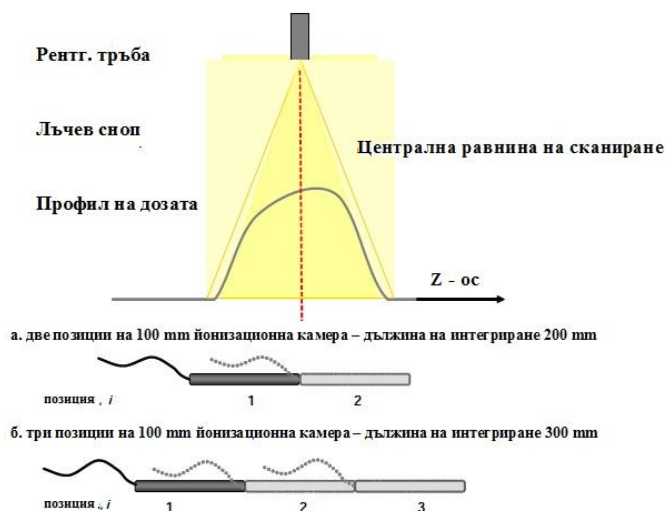
3.5.1. Дозиметрия по IAEA/IEC метода за широк сноп - Метод 1 (D)

Методът се базира на препоръките на IAEA и IEC. Първоначално методът е разработен за многодетекторна КТ с ширина на снопа > 4 cm

При ОВІ системата, изследвана в настоящия дисертационен труд, използваният СВСТ сноп е с широчина 16 cm, което позволява прилагането на същата дозиметрична концепция. Проведени са измервания свободно във въздух и в РММА фантома, като са определени стойностите на CTDI и DLP.

При измерванията свободно във въздух е използвана стандартна CTDI камера (100 mm), която се позиционира последователно по оста Z на рентгеновия сноп на интервали, равни на дължината на чувствителния обем. Изследвани са два случая с обща дължина на

интеграция 200 mm и 300 mm, като измервателната постановка е представена схематично на Фигура 11.



Фигура 11. Геометрия на измерване във въздух с: а) две последователни позиции на камерата (общо 200 mm) и б) три последователни позиции (общо 300 mm).

Определянето на стойностите на CTDI за СВСТ системите за верификация се извършва в четири основни стъпки:

1. Определя се претегления $CTDI_w$ в стандартен РММА фантом за референтна ширина на снопа 2 cm по следната формула:

$$CTDI_w = 1/3CTDI_c + 2/3CTDI_p \quad (3),$$

където $CTDI_c$ е стойността от измерването в централния отвор на фантома и $CTDI_p$ е средната стойност на измерванията в четирите периферни отвори на фантома.

2. Измерва се $CTDI_{air,ref}$ във въздух за референтната ширина на снопа 2 cm.

3. Измерва се $CTDI_{air,N \times T}$ във въздух за реалната ширина на снопа ($N \times T = 16$ cm) в три последователни позиции на камерата.

4. Определя се $CTDI_{w(N \times T)}$ за ширина на снопа 16 cm във фантома по следната формула:

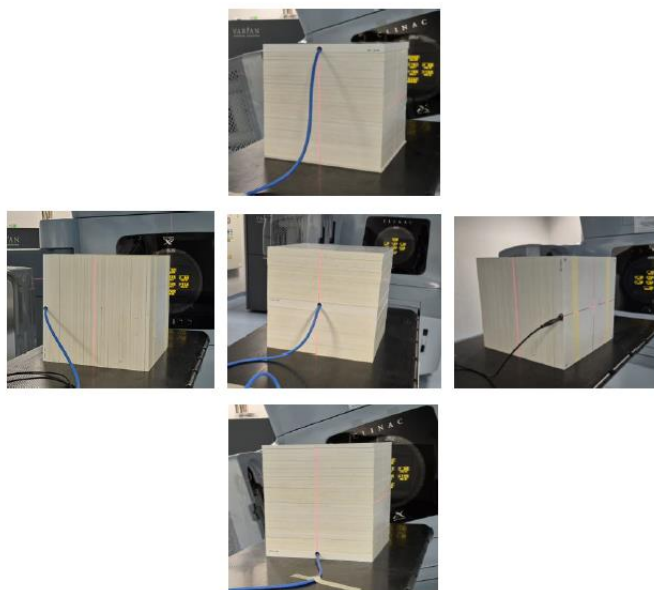
$$CTDI_{w(N \times T)} = CTDI_{w,ref} \times \left(\frac{CTDI_{free\ in\ air, (N \times T)}}{CTDI_{free\ in\ air, ref}} \right) \quad (4),$$

където $CTDI_{w,ref}$ е $CTDI_w$, измерен във фантом за референтна ширина на снопа 2 cm, $CTDI_{free\ in\ air, N \times T}$ е CTDI, измерен във въздух за реалната ширина на снопа 16 cm, $CTDI_{free\ in\ air, ref}$ е CTDI, измерен във въздух за референтната ширина на снопа 2 cm.

3.5.2. Дозиметрия с кубичен фантом - Метод 2 (D)

Методът е описан в препоръките на AAPM и подробно разгледан от M. Djukelic et al. през 2025 г. При него се използва кубичен фантом с размери $30 \times 30 \times 30$ cm³, изграден от плочи от водноеквивалентен материал, и йонизационна камера тип Farmer, PTW 30010 с обем 0.6 cm³. Една от плочите на фантома съдържа отвор, съответстващ на размера на Farmer

камерата. Чрез преместване на тази плоча в различни позиции се измерват дозите в центъра на фантома и в четири периферни позиции, представено на Фигура 12.



Фигура 12. Позиция на йонизационната камера тип Farmer, PTW 30010 в центъра и периферните точки на кубичния фантом.

3.6. Оценка на дозите в прилежащите здрави тъкани и органи

За оценка на дозата от СВСТ в прилежащите здрави тъкани и органи е използван софтуер PCXMC 2.0, базиран на Монте Карло моделиране, разработен в лабораторията по радиационна метрология към Radiation and Nuclear Safety Authority (STUK), Финландия. Софтуерът използва геометрични математически фантоми с възможност за адаптиране по възраст, пол, ръст, телесна маса и възможност за оценка на погълнатата доза в 29 органа, ефективната доза и радиационния риск съгласно BEIR VII. Извършени са симулации на разпределението на погълнатата доза при стандартен възрастен пациент с ръст 175 cm и телесна маса 75 kg, съгласно T. Wood. Допълнително е отчетен и подходът на A. Fetin et al. за СВСТ дозиметрия с PCXMC.

3.6.1. Параметри на рентгеновия сноп в PCXMC- софтуерен продукт базиран на Монте Карло код за оценка на дозата на пациента в следствие на медицинско облъчване PC – based Monte Carlo program for calculating patient doses in medical X- ray examinations.

Входните параметри за симулиране с PCXMC включват:

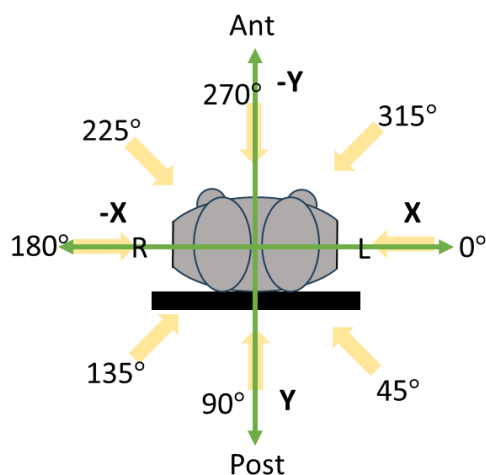
- материал на анода – волфрам;
- ъгъл на анода - 14° ;
- обща филтрация - измерена за всеки протокол, включително bowtie филтри;
- брой симулирани фотони – 20000;
- максимална енергия на фотона - 110 kV при протоколите за стандартно фракциониране на дозата при облъчване на гръден кош (Thorax) и при екстракраниална радиохирургия в областта на гръдния кош (Thorax SBRT) и 125 kV за протоколите при стандартно

фракционирание на дозата в областта на таза (Pelvis) и провеждане на екстракраниална радиохирургия за таза (Pelvis SBRT).

- входен параметър за дозата се използва падащата въздушна керма, измерена на разстояние 100 cm от фокуса на рентгеновата тръба.

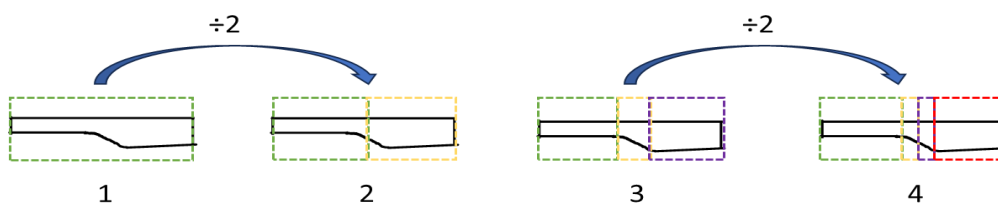
Използваната версия на PCXMC позволява геометрията на рентгеновия сноп да бъде дефинирана спрямо референтна точка в пациента (вътрешна координатна система), а не спрямо неговата повърхност, което е съществено за коректна оценка при СВСТ геометрия.

В проучването е реализирана симулация на разпределението на погълнатата доза чрез 8 проекции около математическия фантом, разпределени през 45° по окръжността (0°, 45°, 90°, 135°, 180°, 225°, 270°, 315°), представено на Фигура 13.



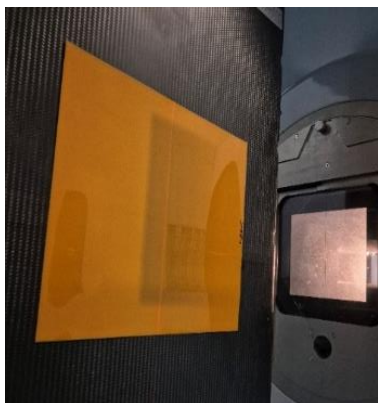
Фигура 13. Координатна система и брой проекции спрямо математическия фантом.

Поради спецификата на PCXMC, който симулира симетричен лъчев сноп, възниква ограничение при използването на Half fan bowtie филтри. За да се преодолее това, асиметричното СВСТ поле при Half fan се разделя на четири подполета, като всяко от тях може да се разглежда като приблизително симетрично спрямо собствен център. За всяко подполе се дефинира отделна представителна точка, през която се насочва централната ос на лъчевия сноп, посочено на Фигура 14.

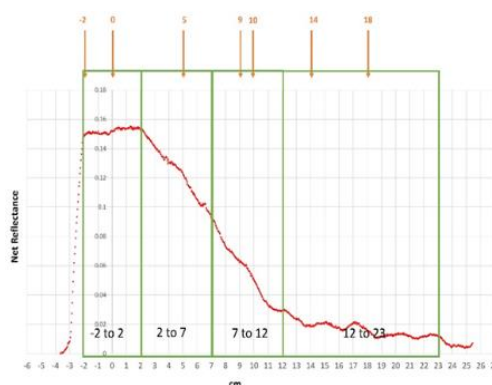


Фигура 14. Разделяне на лъчевото поле на 4 подполета за нуждите на симулирането посредством PCXMC.

За определяне размерите на подполетата и представителните точки за измерване във всяко едно от тях, бе използван радиохромен филм тип „Gafcrhromic XR-QA2“ (International Specialty Products, Wayne, NJ) с партиден номер A07091204. Чувствителността на този тип радиохромен филм е в интервала от 1 mGy до 200 mGy, като останалите му характеристики са подробно описани от T. Giaddui et al 2012 г. Фигура 15.



а) Радиохромен филм.

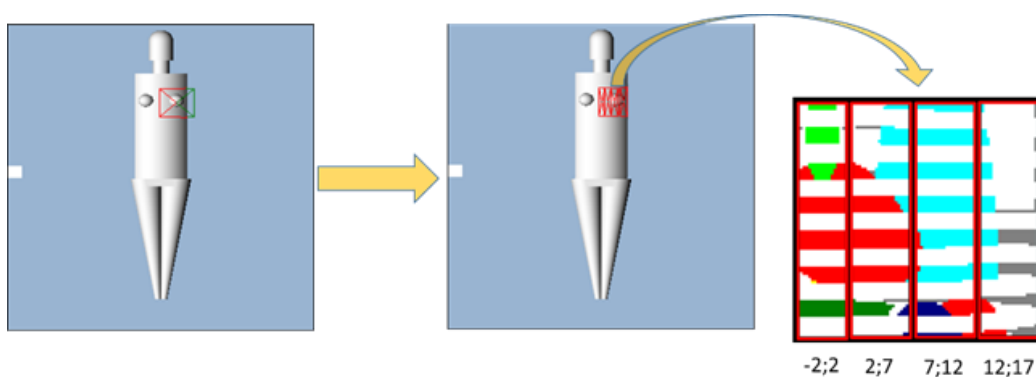


б) Графично представяне на профила на потъмняване.

Фигура 15. а) Радиохромен филм (в оранжево) и потъмняването в резултат на облъчването и б) графично представяне местоположението на подполетата едно спрямо друго в зависимост от степента на потъмняване на филма.

Използва се лист радиохромен филм с размери 25.4×30.5 cm, поставен върху пациентната маса и позициониран в изоцентъра на системата на разстояние 100 cm от фокуса на рентгеновата тръба. Експонирането се извършва със стационарно поле, с размер, позиция и експонационни параметри, идентични с тези на клиничен протокол Pelvis. Филмът се сканира 24 часа след експонирането му с професионален скенер модел „Expression 12000XL“ (Seiko EPSON Corporation, Nagano, Japan). Сканирането се извършва в режим на отражение, с изключени автоматични корекции и разделителна способност от 30 точки/cm. Полученият цифров образ се анализира с програмен продукт „ImageJ“.

Полученото разпределение на потъмняването по полето отразява разпределението на мощността на дозата и се използва за определяне на границите на описаните по-горе четири подполета, както и за избор на представителните точки за всяко подполе, показано на Фигура 16.



Фигура 16. Последователно разделяне на асиметричното поле в 4 подполета със съответните им координати.

За всяко подполе РСХМС софтуерът изисква дефиниране на референтна точка с координати X_{ref} , Y_{ref} и Z_{ref} спрямо оста на ротация на системата. През тези координати се насочва централната ос на рентгеновия сноп за съответното подполе. Координатите се използват, за да се определи местоположението на всяко едно от подполетата спрямо

фантома. Координатната система е дефинирана с начало по оста Z в областта на пубисната кост и с положителна посока краниално. Положителната ос Y на координатната система е насочена дорзално, а положителната ос X е насочена вляво от математическия фантом. За целите на симулациите са избрани следните представителни координати Z_{ref} за центъра на облъчваната област: 8 cm за областите на сканиране в малкия таз, 25 cm за областта на корема и 50 cm за гръдния кош. Координатите X_{ref} и Y_{ref} се определят за всяко подполе от анализа на радиоохромния филм.



Фигура 17. Позиция на детектора в представителните точки на подполетата.

В избраните представителни точки и при същото позициониране на рентгеновата тръба и пациентната маса са поставени последователно следните детектори: MPD и T20 Dose Probe, които са част от дозиметричната система Piranha (RTI Electronics, Molndal, Sweden), Фигура 17.

Посредством двата детектора MPD и T20 Dose Probe са измерени падащата въздушна керма и общата филтрация на снопа, за всеки един от протоколите в съответните представителни точки. Получените стойности са използвани като входни параметри в РСХМС за симулация на органните дози и ефективната доза.

3.7. Използвани статистически методи

Статистическата значимост на разликите в шума (SD) между фантомите Catphan и PMMA при различни реконструиращи филтри е оценена с Welch t-test за независими извадки. Тестът е приложен за стандартния метод за оценка на шума, описан в т 3.4.3.1 (една ROI в 10 последователни среза), като статистическа значимост е приета при $p < 0,05$, а много висока значимост при $p < 0,001$.

Неопределеността на измерванията на въздушната керма от рентгеново лъчение зависи от редица фактори, между които вида на използвания дозиметър, информацията за качеството на лъчението, точността на показанията на дозиметъра при конкретните условия на измерване и др. За оценка на бюджета на неопределеността е използван един от трите възможни сценария съгласно TRS 457 на МААЕ, посочени в Таблица 4.

Таблица 4. Примери за неопределеностите на директно измерените дозиметрични величини с диагностичен дозиметър, съгласно TRS 457 на МААЕ.

Определящ фактор	IEC 61674 L (±%)	Неопределеност (±%)		
		Сценарий 1	Сценарий 2	Сценарий 3
Собствена грешка	5	2.9	1.6	1.6
Качество на лъчението	5	2.9	1.5	0.5
Мощност на въздушната керма	2	1.2	0.5	0.5
Посока на лъчевия сноп	3	1.7	1.0	0.5
Атмосферно налягане	2	1.2	0.5	0.5
Температура и влажност	3	1.7	0.5	0.5
Електромагнитна съвместимост	5	2.9	1.5	1.0
Размер / хомогенност на полето	3	1.7	1.0	1.0
Работно напрежение	2	1.15	1.2	1.0
Дългосрочна стабилност на уреда	2	1.15	1.0	0.5
Относителна комбинирана стандартна неопределеност(k=1)		6.3	3.5	2.7
Относителна разширена неопределеност(k=2)		12.6	7.0	5.4

Сценарий 1. предполага използването на дозиметър, който отговаря на минимални изисквания към точността на измерване и работните параметри. Сценарий 2. описва използването на дозиметър от референтен клас, като при измерванията не са правени други корекции освен тази за плътност на въздуха. Сценарий 3 се отнася за всички случаи, в които се използва дозиметър от референтен клас и са приложени всички възможни корекции. В таблицата стойностите от различните сценарии са сравнени с допустимите стойности за стандартно отклонение на International Electrotechnical Commission .

Използвайки стойностите от Таблица 4. и отчитайки допълнителните фактори на неопределеност, може да се направи оценка на неопределеността от измерването на **CTDI₁₀₀**, представени в Таблица 5.

Таблица 5. Примерни неопределености при измерване на CTDI.

Източник на неопределеност	Неопределеност (±%)		
	Сценарий 1	Сценарий 2	Сценарий 3
Самият сценарий (Таблица 4)	6.3	3.5	2.7
Точност на показанията на дозиметъра	1.0	0.6	0.6
Неопределеност при измерване позицията на дозиметъра	0.3	0.3	0.3
Относителна комбинирана стандартна неопределеност (k=1) за CTDI _{air,100}	6.5	3.7	3.0
Относителна разширена неопределеност (k=2) за CTDI _{air,100}	13.0	7.4	6.0
Относителна комбинирана стандартна неопределеност (k=1) за CTDI _w	7.2	4.8	4.2
Относителна разширена неопределеност (k=2) за CTDI _w	14.4	9.6	8.4

Неопределеностите на стойностите на органните дози е оценена чрез статистическата грешка от Монте Карло симулирането, изчислена с помощта на софтуера PCXMC.

4. Резултати

4.1. Оценка на качеството на CBCT образите чрез параметрите контраст и отношението контраст/шум

Резултатите за качеството на CBCT образите са представени по анатомична област и протокол. Оценени са контрастът и отношението контраст/шум (CNR) за предварително дефинирани двойки структури: мека тъкан/кост (за глава и шия), кост/мастна тъкан (за гръден кош), въздух/кост и въздух/меки тъкани (за гръден кош).

В Таблица 6. са показани стойностите на **отношението контраст/шум CNR** (мека тъкан/черепна кост) и броят визуализирани нискоконтрастни обекти за трите протокола за глава – HQH, SDH, LDH и четирите реконструиращи филтъра – STD, S, SH, USH. Резултатите показват, че при високодозовия протокол HQH, CNR варира от 28.6 (USH) до 65.7 (S), при еднакъв брой визуализирани обекти, n=5. При стандартния протокол SDH, CNR е между 11.7 (USH) и 37.9 (S), при n=2 визуализирани обекта. При нискодозовия протокол LDH е отчетен CNR от 8.0 (USH) до 26.0 (S), като при някои комбинации с филтри броят визуализирани обекти намалява до 0.

Таблица 6. Оценка на качеството на образите чрез параметрите контраст и отношението контраст-шум в образа (CNR) за CBCT протоколи за глава и шия.

CBCT протоколи	Реконструиращ филтър	Брой визуализирани обекти	CNR (мека тъкан/черепна кост)
Високодозов (с високо качество) (HQH)	Стандартен (STD)	5	53.9
	Изглаждащ (S)	5	65.7
	Рязкост (SH)	5	38.2
	Изразена рязкост на образа (USH)	5	28.6
Стандартен (SDH)	Стандартен (STD)	2	18.4
	Изглаждащ (S)	2	37.9
	Рязкост (SH)	2	18.1
	Изразена рязкост на образа (USH)	2	11.7
Нискодозов (LDH)	Стандартен (STD)	1	18.3
	Изглаждащ (S)	0	26.0
	Рязкост (SH)	0	12.5
	Изразена рязкост на образа (USH)	0	8.0

Реконструиращият филтър „изглаждащ (S)“ дава най-високи стойности на CNR при всички протоколи за глава, докато филтрите SH и USH водят до по-ниски стойности на CNR при еднакви условия на експонация, което е очаквано поради усилване на високочестотния шум при по-рязка реконструкция.

Таблица 7. Оценка на CNR при нискодозов протокол за гръден кош (LDTh) за мишенен обем гърда.

Мишенен обем	СВСТ протокол	Реконструиращ филтър	Брой обекти	CNR (въздух/кост)	CNR (кост/мастна тъкан)
Гърда	Нискодозов за гръден кош (LDTh)	Стандартен (STD)	3	332.2	92.4
		Изглаждащ (S)	4	581.5	116.1
		Рязкост (SH)	3	250.3	67.6
		Изразена рязкост на образа (USH)	4	245.9	56.0

Резултатите за мишенен обем гърда и анатомична област гръден кош при протокол LDTh са представени в Таблица 7. Резултатите показват, че CNR (въздух/ кост) варира от 245.9 (USH) до 581.5 (S), а CNR (кост/ мастна тъкан) е между 56.0 (USH) и 116.1 (S). Спрямо използването на реконструкция на образа със стандартен филтър (STD), реконструкцията с S води до увеличение на CNR (въздух/ кост) приблизително с 75% (581.5 спрямо 332.2) и увеличение на CNR (кост/ мастна тъкан) с около 26% (116.1 спрямо 92.4).

За случаи с белодробни метастази и протокол LDTh резултатите са показани в Таблица 8. При този протокол CNR (кост/ меки тъкани) варира от 43.0 (SH/USH) при използване на реконструкция с филтри за рязкост и изразена рязкост, до 83.9 при изглаждащ (S), а CNR (въздух/ меки тъкани) е между 137.5 и 141.3 при използване на филтри рязкост и изразена рязкост (SH/USH), и 326.2 за изглаждащ (S). Спрямо използването на стандартен реконструиращ филтър STD, реконструкцията с филтър (S) води до увеличение на CNR (кост/ меки тъкани) с около 25% (83.9 спрямо 67.1), а при филтър (S) увеличението на CNR (въздух/ меки тъкани) е с приблизително 74% (326.2 спрямо 187.5).

Таблица 8. Оценка на отношението контраст-шум в образа (CNR) за нискодозов протокол за гръден кош (LDTh) при мишенен обем бял дроб.

Мишенен обем	СВСТ протокол	Реконструиращ филтър	Брой обекти	CNR (кост/меки тъкани)	CNR (въздух/меки тъкани)
Белодробни метастази	Нискодозов за гр. кош (LDTh)	Стандартен (STD)	3	67.1	187.5
		Изглаждащ (S)	4	83.9	326.2
		Рязкост (SH)	3	43.0	141.3
		Изразена рязкост на образа (USH)	4	43.0	137.5

Резултатите за тазовите протоколи са обобщени в Таблица 9. При протокола „Таз за избрани области“ CNR варира от 45.1 (USH) до 116.8 (S), а при „Таз-стандартен“ CNR варира от 50.2 (USH) до 91.9 (STD). По-високо SNR се получава за кост/ меки тъкани при протокола за избрана област от таза,“ в комбинация с филтър S, докато при стандартния протокол за таз най-високо CNR се получава със стандартен STD филтър.

Таблица 9. Оценка на верификация на образите чрез параметри: контраст, отношение контраст - шум (CNR) за CBCT протоколи Таз за избрани области и Таз - стандартен.

CBCT протоколи	Реконструиращ филтър	Брой обекти	CNR (кост/меки тъкани)
Избрана област от таза	Стандартен (STD)	7	90.5
	Изглаждащ (S)	6	116.8
	Рязкост (SH)	6	66.5
	Изразена рязкост на образа (USH)	6	45.1
Таз - стандартен	Стандартен (STD)	6	91.9
	Изглаждащ (S)	6	62.4
	Рязкост (SH)	7	66.0
	Изразена рязкост на образа (USH)	6	50.2

В резултат на получените резултати и анализ им бяха създадени протоколи за работа при CBCT верификация на позиционирането на пациента на линеен ускорител при лъчелечение със стандартно фракциониране на дозата и при радиохирургия.

4.1.1. Резултати за оценка на шума в образа по два метода при CBCT протоколите при лъчелечение със стандартно фракциониране на дозата.

4.1.1.1. Метод 1 - IQ: Шум в централна хомогенна област.

В Таблица 10. са представени стойностите на SD при използваните фантоми PMMA и Catphan и при различни протоколи за глава.

Стойностите между двата фантома за високодозовия протокол (с високо качество) за глава (HQN) варират от 4% за реконструирация филтър изразена рязкост (USH) (24.30/24.10) до 16% за стандартен (STD) филтър (15.0/12.6). При стандартния протокол за глава (SDH) разликите са до 13% при филтър изразена рязкост (USH) (47.3/53.6). При нискодозовия протокол за глава (LDH) разликата в SD достига до 17% (78.80/67.20) при филтъра USH. Най-високи стойности на SD се регистрират в комбинация с реконструиращ филтър изразена рязкост (USH). И при двата фантома SD нараства последователно при преминаване от протоколите с реконструиращ филтър STD към S, следван от SH и най-високи стойности при USH. Статистически значими разлики между фантомите се наблюдават при всички протоколи и реконструиращи филтри (Welch t-test, $p < 0,05$), като за повечето комбинации разликите са силно значими ($p < 0,001$).

Таблица 10. Стойности на шума в образа чрез Метод 1 (IQ) при протоколите за глава HQH, SDH и LDH, за фантоми PMMA и Catphan и четири реконструиращи филтъра (STD, S, SH, USH).

Протокол	Фантом	Стандартен (STD)	Изглаждащ (S)	Рязкост (SH)	Изразена рязкост (USH)
Високодозов протокол за Глава (HQH)	PMMA	15.00	12.40	18.40	24.30
	Catphan	12.60	10.00	16.80	24.10
Стандартен протокол за Глава (SDH)	PMMA	24.00	18.00	32.50	47.30
	Catphan	25.00	18.10	35.80	53.60
Нискодозов протокол за Глава (LDH)	PMMA	32.00	23.20	44.90	67.20
	Catphan	36.00	25.60	51.70	78.80

В Таблица 11. са представени резултатите при протоколите за гръден кош. Разликите в SD между PMMA и Catphan достигат приблизително 80–82%, независимо от филтъра. Всички р-стойности са много под 0.001.

Таблица 11. Стойности на шума в образа чрез Метод 1 (IQ) при протокола на гръден кош LDTh, за фантоми PMMA и Catphan и четирите реконструиращи филтъра.

Фантом	Стандартен (STD)	Изглаждащ (S)	Рязкост (SH)	Изразена рязкост (USH)
PMMA	93.20	82.70	110.10	121.30
Catphan	17.19	14.13	21.14	23.20

Резултатите между SD за двата фантома при протоколите за таз, представени в Таблица 16 са още по-силно изразени. При стандартния протокол за таз се наблюдава около 83% разлика между двата фантома (85.1/14.8) при реконструиращ филтър изразена рязкост (USH). Разликите в SD варират между 74% (156.3/40.7) при стандартен реконструиращ филтър (STD) и 76% (178/43.3) при реконструиращ филтър изразена рязкост (USH). Всички стойности на р са под 0,001. С нарастване на диаметъра на фантома (от 16/20 cm към 32 cm) се отчита по-голям SD, особено при обеми, съответстващи на гръден кош и таз.

Таблица 12. Стойности на шума в образа чрез Метод 1 (IQ) при протоколите – Таз и Избрана област от таза за фантоми PMMA и Catphan и четирите реконструиращи филтъра.

Протокол	Фантом	Стандартен STD	Изглаждащ (S)	Рязкост (SH)	Изразена рязкост (USH)
Таз - стандартен	PMMA	79.30	74.30	82.90	85.10
	Catphan	12.60	11.00	15.00	14.80
Избрана област от таза	PMMA	156.30	152.90	163.60	178.00
	Catphan	40.70	39.80	41.00	43.30

4.1.1.2. Метод 2 (IQ): Шум в периферни области и коефициент на вариация

Резултатите за оценката на шума в периферията (SD_{per}) и коефициентите на вариация (CV) при високодозов протокол за глава (HQN) са представени в Таблица 13. Наблюдават се разлики в стойностите на SD_{per} за реконструиращ филтър изглаждащ (S) от 44.4% (16.15/8.98) и реконструиращ филтър изразена рязкост (USH) от 10.3% (26.05/23.38) в зависимост от използвания фантом (PMMA за глава с диаметър 16 cm и Catphan 504 с диаметър 20 cm). Стойностите за CV_{per} в периферията и общият CV_{total} с PMMA варират между 0.02 и 0.12 в зависимост от използвания реконструиращ филтър, като стойностите на CV_{per} са между 0.01 и 0.14.

Таблица 13. Оценка на шума в образа чрез Метод 2 (IQ) при високодозов протокол в областта на главата за фантоми PMMA и Catphan и четирите реконструиращи филтъра

Показатели	HQN - Високодозов протокол за глава							
	PMMA	Catphan	PMMA	Catphan	PMMA	Catphan	PMMA	Catphan
	Стандартен (STD)		Изглаждащ (S)		Рязкост (SH)		Изразена рязкост (USH)	
SD_{per}	18.43	11.63	16.15	8.98	21.83	15.85	26.05	23.38
CV_{total}	0.02	0.12	0.01	0.08	0.01	0.01	0.02	0.00
CV_{per}	0.01	0.14	0.01	0.08	0.01	0.01	0.01	0.00

При стандартния протокол за областта на главата (SDH), (Таблица 14.) се наблюдават по-малки разлики между стойностите на SD_{per} между реконструиращ филтър изглаждащ (S) и изразена рязкост (USH), съответно 4.2% (19.2/17.38) и 20% (44.9/53.9) в зависимост от използвания фантом. Стойностите на CV_{per} и CV_{total} варират от 0.01 до 0.04 в зависимост от използваните реконструиращи филтри.

Таблица 14. Оценка на шума в образа чрез Метод 2 (IQ) при стандартен протокол в областта на главата за фантоми PMMA и Catphan и четирите реконструиращи филтъра

Показател	SDH – стандартен протокол за глава							
	PMMA	Catphan	PMMA	Catphan	PMMA	Catphan	PMMA	Catphan
	Стандартен (STD)		Изглаждащ (S)		Рязкост (SH)		Изразена рязкост (USH)	
SD_{per}	25.28	24.20	19.20	17.38	32.95	34.88	44.90	53.90
CV_{total}	0.01	0.01	0.04	0.01	0.02	0.01	0.01	0.03
CV_{per}	0.01	0.01	0.04	0.01	0.03	0.01	0.01	0.03

В Таблица 15. е представена оценката на шума за нискодозов протокол в областта на главата (LDH), като се наблюдават по-малки разлики между стойностите на SD_{per} – от 5.7% (33.15/35.03) до 21.3% (62.63/76.33) в зависимост от използвания фантом и от реконструиращия филтър. Установяват се разлики в CV_{total} и CV_{per} между 0.01 и 0.04.

Таблица 15. Оценка на шума в образа чрез Метод 2 (IQ) при нискодозов протокол в областта на главата за фантоми PMMA и Catphan и четирите реконструиращи филтъра.

Показател	LDH – нискодозов протокол за глава							
	PMMA	Catphan	PMMA	Catphan	PMMA	Catphan	PMMA	Catphan
	Стандартен (STD)		Изглаждащ (S)		Рязкост (SH)		Изразена рязкост (USH)	
SD_{per}	33.15	35.03	24.28	24.70	43.40	50.85	62.63	76.33
CV_{total}	0.04	0.02	0.03	0.01	0.02	0.02	0.00	0.01
CV_{per}	0.01	0.01	0.04	0.01	0.01	0.02	0.00	0.02

В Таблица 16 са представени резултатите за нискодозовия протокол за гръден кош. Установяват се разлики в SD_{per} от 78% между двата фантома, при всички реконструиращи филтри. Стойностите за CV_{total} и CV_{per} са сходни за всички реконструиращи филтри, независимо от използвания фантом, с изключение на реконструиращ филтър изглаждащ (Smooth), където се наблюдава разлика от 32%.

Таблица 16. Оценка на шума в образа чрез Метод 2 (IQ) при нискодозов протокол в областта на гръдния кош за фантоми PMMA и Catphan и четирите реконструиращи филтъра.

Показатели	Thorax							
	PMMA	Catphan	PMMA	Catphan	PMMA	Catphan	PMMA	Catphan
	Стандартен (STD)		Изглаждащ (S)		Рязкост (SH)		Изразена рязкост (USH)	
SD_{per}	56.28	12.34	40.90	8.88	79.88	17.33	93.73	20.53
CV_{total}	0.00	0.03	0.07	0.01	0.01	0.01	0.01	0.01
CV_{per}	0.00	0.03	0.03	0.01	0.00	0.01	0.01	0.01

В Таблица 17 и Таблица 18. са представени резултатите за тазовите протоколи. При стандартния протокол SD_{per} е в границите 24.33–47.13 за PMMA и 5.65–11.45 за Catphan. При протокола Pelvis PSL SD_{per} е между 27.20 и 81.25 за PMMA и между 9.68 и 19.5 за Catphan. Разликите в SD_{per} между PMMA и Catphan при тазовите протоколи са в рамките на 70–80%.

Таблица 17. Оценка на шума в образа чрез Метод 2 (IQ) при стандартен протокол в областта на таза за фантоми PMMA и Catphan и четирите реконструиращи филтъра

Показател	Таз – стандартен (Pelvis)							
	PMMA	Catphan	PMMA	Catphan	PMMA	Catphan	PMMA	Catphan
	Стандартен (STD)		Изглаждащ (S)		Рязкост (SH)		Изразена рязкост (USH)	
SD_{per}	30.65	7.35	24.33	5.65	40.78	10.08	47.13	11.45
CV_{total}	0.01	0.04	0.01	0.05	0.02	0.02	0.07	0.01
CV_{per}	0.01	0.00	0.00	0.04	0.03	0.02	0.01	0.02

Таблица 18. Оценка на шума в образа чрез Метод 2 (IQ) при Избрана област от таза за фантоми PMMA и Catphan и четирите реконструиращи филтъра

Показател	Избрана област от таза (Pelvis PSL)							
	PMMA	Catphan	PMMA	Catphan	PMMA	Catphan	PMMA	Catphan
	Стандартен (STD)		Изглаждащ (S)		Рязкост (SH)		Изразена рязкост (USH)	
SD _{per}	37.30	11.30	27.20	9.68	53.40	13.78	81.25	19.53
CV _{total}	0.01	0.05	0.01	0.06	0.00	0.03	0.01	0.03
CV _{peri}	0.01	0.02	0.01	0.02	0.00	0.01	0.01	0.02

4.1.1.3. Обобщение на разликите в оценките на шума по двата метода

В Таблица 19. са показани обобщените резултати за разликите в SD между двата използвани фантома и по анатомични области за СВСТ протоколите при лъчелечение със стандартно фракционироване на дозата.

Резултатите показват до 19 % разлики за протоколите на глава, 82 % за гръден кош и до 83 % за таз – стандартен. Наблюдаваните различия в SD между PMMA и Catphan са минимални за протоколите за глава и шия и значително по-големи за протоколите за гръден кош и таз. Това отразява влиянието на диаметъра на фантома, както и на разсейването върху шума в СВСТ образите. Фантомът Catphan 504, поради по-малкия му диаметър, може да подценява шума при обемно изобразяване на по-големи анатомични области спрямо PMMA фантома с диаметър 32 cm.

Таблица 19. Сравнение на диапазона на разлики в шума SD между PMMA и Catphan по анатомични области (в %).

Протоколи за сканиране на определени области на човешкото тяло	Различия в стойностите на шума в образа (SD) (%) при фантом PMMA към фантом Catphan
Глава	от 4 до 44%
Гръден кош	от 78 %
Стандартен за Таз	от 75 % до 77%

4.1.1.4. Резултати от оценка качеството на образа при протоколите за радиохирургия (SBRT)

В Таблица 20 са показани резултатите от измерване на шума чрез Метод1 за протоколите Thorax SBRT, измерени с фантом Catphan. Стойностите за SD варират от 12.69 до 18.19, като нарастват при преминаване от STD към USH реконструиращ филтър.

Таблица 20. Стойности на шума в образа чрез Метод 1 (IQ) при протокол за радиохирургия в областта на Гръдния кош, за фантоми PMMA и Catphan и четирите реконструиращи филтъра.

Област	Фантом	Стандартен (STD)	Изглаждащ (S)	Рязкост (SH)	Изразена рязкост (USH)
Гръден кош (SBRT)	Catphan	13.38	12.69	15.60	18.19

В Таблица 21. са представени резултатите за стойностите на SD чрез Метод 1 (IQ) за протокола Pelvis SBRT и фантом Catphan. SD варира в границите 10.41–13.25, като нараства при преминаване от STD към USH филтър.

Таблица 21. Стойности на шума в образа по Метод 1 (IQ) за протокол за радиохирургия в областта на таза за фантоми PMMA и Catphan и четирите реконструиращи филтъра.

Област	Фантом	Стандартен (STD)	Изглаждащ (S)	Рязкост (SH)	Изразена рязкост (USH)
Таз (SBRT)	Catphan	10.41	11.52	12.59	13.25

В Таблица 22. са представени резултатите по Метод 2 (IQ) с PMMA фантом при протоколи за SBRT. Резултатите за протокола Thorax SBRT показват близки стойности за SD_{per} (45.50 – 46.61) независимо от използваните реконструиращи филтри. Аналогичен резултат се наблюдава и за коефициентите на вариация, като CV_{total} е между 0.28 и 0.29, а CV_{per} е между 0.32 и 0.33.

Таблица 22. Стойности на шума в образа по Метод 1 (IQ) за протокол за радиохирургия в областта на гръдния кош за фантоми PMMA и Catphan и четирите реконструиращи филтъра

Област	Фантом	SBRT	Стандартен (STD)	Изглаждащ (S)	Рязкост (SH)	Изразена рязкост (USH)
Гръден кош (SBRT)	PMMA	SD_{per}	46.61	45.87	46.28	45.50
		CV_{total}	0.29	0.28	0.29	0.28
		CV_{per}	0.33	0.33	0.33	0.32

В Таблица 23. са представени резултатите за протокола Pelvis SBRT по отношение на стойностите за SD_{per} , CV_{total} и CV_{per} при PMMA фантома. Подобно на резултатите за гръден кош, и тук не се наблюдават значителни промени в стойностите в зависимост от реконструиращите филтри, като SD_{per} е в интервала 45.54 – 47.02, CV_{total} е в интервала 0.30 – 0.32 и CV_{per} е в интервала 0.35 – 0.36. Разликите между стандартно фракционирание и SBRT са очаквани, поради по-високите експонационни параметри и по-голям брой проекции при SBRT протоколите.

Таблица 23. Стойности на шума в образа по Метод 2 (IQ) за протокол за радиохирургия в областта на таза за фантоми PMMA и Catphan и четирите реконструирани филтъра.

Област	Фантом	SBRT	Стандартен (STD)	Изглаждащ (S)	Рязкост (SH)	Изразена рязкост (USH)
Таз (SBRT)	PMMA	SD _{per}	46.63	46.42	47.02	45.54
		CV _{total}	0.32	0.30	0.31	0.30
		CV _{per}	0.36	0.35	0.36	0.35

4.2. Резултати от дозиметричната оценка на протоколите

Дозиметричната оценка е проведена с два независими метода (описани в т. 3.5.1 и т. 3.5.2), като е направено сравнение на двата метода при стандартни протоколи (Таблица 24.) и при протоколи за радиохирургия (Таблица 25)

Таблица 24. Дозиметрична оценка по двата метода при стандартни протоколи във всички области.

Протоколи	Метод 1 (Д) CTDI _w (mGy)	Метод 2 (Д) CTDI _w (mGy)
Високодозов протокол за Глава (HQH)	142.89 ± 12	38.26 ± 3.21
Стандартен протокол за Глава (SDH)	23.6 ± 1.98	10.78 ± 0.91
Нискодозов протокол за Глава (LDH)	10.07 ± 0.85	5.33 ± 0.45
Нискодозов за гръден кош (LDTH)	25.83 ± 2.17	28.72 ± 2.41
Таз – стандартен (Pelvis II)	179.98 ± 15.12	100.90 ± 8.48

Таблица 25. Дозиметрична оценка по двата метода при протоколи за радиохирургия.

Протоколи	Метод 1 (Д), CTDI _w (mGy)	Метод 2 (Д) (mGy)
Гр. кош – радиохирургия (SBRT)	25.83±2.17	28.72±2.41
Таз – радиохирургия (SBRT)	269.5±22.64	157.2±13.21

4.3. Резултати от оценка на дозите в прилежащите органи

Разгледани са три анатомични области – гръден кош, малък таз и корем, за стандартно фракционирание и за радиохирургия. Резултатите са представени под формата на органни дози (mGy) за основните органи, като за всяка област са включени и публикувани литературни стойности.

4.3.1. Област на гръдния кош – стандартно фракционирание и SBRT

За областта на гръдния кош са симулирани органните дози при стандартен протокол Thorax и при протокол за екстракраниална радиохирургия Thorax SBRT. Получените стойности за основните здрави тъкани и органи са обобщени в Таблица 26 заедно с налични литературни данни.

А. Özseven 2014 г. и Y. Moon 2021 г., докладват органни дози в mGy за протоколи за гръден кош и таз, като докладвания списък с органи включва органи в полето и извън него, което позволява директно числено сравнение. K. Son et al., 2017 г. докладва дози в органите, използвайки ХСАТ фантом за цяло тяло и докладваните стойности са независими от локализацията на туморното образуване и дължината на сканиране и не може да се използва за директно клинично сравнение

Таблица 26. Дози в симулирани здрави органи и тъкани, независимо от местоположението на туморната локализация в областта на гръдния кош.

Симулирани органи/Протокол	Thorax	Thorax SBRT	Лит. данни, независимо от използвания протокол
	Органни дози (mGy)	Органни дози (mGy)	Органни дози (mGy)
Надбъбречна жлеза	2.39 ± 0.57	3.0±0.71	11.93 ± 0.06 14.5 ± 0.4
Гърда	4.52 ± 0.30	5.71±0.38	4.97–5.14 9.16 ± 0.59
Сърце	5.72 ± 0.26	7.18±0.33	22.94 ± 0.10 30-60 5.07 16.6 ± 0.5
Черен дроб	1.54 ± 0.07	1.94±0.09	15.77 ± 0.07 15.8 ± 0.8
Бял дроб	4.18 ± 0.08	5.28±0.09	17.83 ± 0.08 30-60 14.5 ± 1.1
Кожа	0.58 ± 0.01	0.74 ± 0.02	20-90 8.22 ± 0.04 57 5.52 ± 0.80
Кости	1.54 ± 0.02	1.93 ± 0.03	90-240 19.5±0.6
Хранопровод	3.23 ± 0.38	4.05±0.48	15.04± 0.08
Тимус	6.13 ± 1.29	7.69±1.62	17.93 ± 0.09 16.8 ± 0.5

За надбъбречните жлези симулираната органна доза е 2.4 mGy при стандартния протокол Thorax и 3.0 mGy при протокола Thorax SBRT, докато в литературни източници е посочена стойности от 11.93 mGy и 14.5 mGy. За млечната жлеза (гърда) при стандартен протокол Thorax са получени органни дози в интервала 4.2–4.52 mGy, при Thorax SBRT - 5.71 mGy, а в литературата в интервал (4.97–5.14 mGy) За сърцето получената органна доза е 5.72 mGy при Thorax и 7.18 mGy при Thorax SBRT, докато публикуваните данни показват стойности (22.94 - 60 mGy). За черния дроб е определена органна доза 1.54 mGy при стандартния протокол Thorax и 1.94 mGy при Thorax SBRT, при цитирана литературна стойности 15.77 - 15.8 mGy). За белия дроб симулираните дози са 4.18 mGy при Thorax и 5.28 mGy при Thorax SBRT, а съответната литературна стойност е (17.83-60 mGy). За кожа 0.58 mGy при Thorax и 0.74 mGy при Thorax SBRT, при литературни данни за интервал от 5.52 mGy до 90 mGy. За кости 1.54 mGy Thorax и 1.93 mGy при Thorax SBRT, при литературни данни от 19.5mGy до 240 mGy За хранопровода е изчислена доза 3.23 mGy при стандартен протокол и 4.05 mGy

при SBRT протокол, при литературни данни 15.04 mGy. За тимуса симулираните органни дози са 6.13 mGy при Thorax и 7.69 mGy при Thorax SBRT, като съпоставимата стойност от литературата е (16.8 - 17.93 mGy). Количествената съпоставка на получените резултати е ограничена поради липса на достатъчно детайли в цитираните източници относно геометрията на сканиране, входните параметри и начина на осредняване на органните дози.

4.3.2. Област на таза – стандартно фракциониране и SBRT

За анатомичната област на малкия таз са оценени органните дози при стандартен протокол за таз (Pelvis) и при протокол за радиохирургия (Pelvis SBRT). Резултатите са представени в Таблица 27. заедно с налични литературни данни.

A. Özseven, 2021 г. и Y. Moon, 2014 г. докладват органни дози в mGy за протоколи за гръден кош и таз, като докладвания списък с органи включва органи в полето и извън него, което позволява директно числено сравнение. Son et al. докладва дози в органите, използвайки ХСАТ фантом за цяло тяло и докладваните стойности са независими от локализацията на туморното образуване и дължината на сканиране и не може да се използва за директно клинично сравнение.

За дебелото черво получената органна доза при стандартния протокол Pelvis е 6.93 mGy, а при радиохирургия Pelvis SBRT е 10.65 mGy; литературните данни за същия орган са (2.6 и 24.5) mGy. При жлъчния мехур са получени дози от 0.45 mGy при стандартно фракциониране и 0.69 mGy при Pelvis SBRT, докато в литературата е посочена стойности (1.85-23.52) mGy. За бъбреците симулираните органни дози са съответно 0.24 mGy и 0.36 mGy, при литературна стойности (0.7-23.6) mGy. За органите, разположени в областта на малкия таз, са получени следните резултати: 12.69 mGy за яйчниците при стандартен протокол и 19.49 mGy при радиохирургия и литературни данни с интервал от (11.5-16.9 mGy); 18.78 ± 2.77 mGy при Pelvis и 28.88 ± 4.26 mGy при Pelvis SBRT за простатата при литературни данни до 14.56mGy, за кожата при протокол за Pelvis 1.86mGy – и съответно 2.87mGy. при Pelvis SBRT, като от литературното проучване са отчетени стойности от 2.89-23.5mGy. За тънките черва са изчислени 4.25 ± 0.15 mGy при стандартно фракциониране и 6.53 ± 0.23 mGy при радиохирургия, при литературни данни (5.4 – 24,13mGy). За слезката, при същите протоколи, резултатите са 4.25 ± 0.04 mGy и 6.53 ± 0.06 mGy, при данни от източниците (0.4-19.86) mGy. Получената органна доза за стомаха е 0.1 ± 0.06 mGy при стандартен протокол и 0.15 ± 0.09 mGy при Pelvis SBRT, като литературните данни показват стойност (0.4 - 5.18) mGy. За кости при Pelvis – 2.92 mGy, при Pelvis SBRT – 4.49 mGy и литературни данни за стойности от 0.2 до 30.3mGy. За тестисите са отчетени дози 9.31 ± 1.71 mGy при стандартен протокол, 14.3 ± 2.63 mGy при радиохирургия и литературни данни (3.3 – 11.5)mGy. За пикочния мехур симулираните органни дози са 20.21 ± 1.60 mGy при Pelvis и 31.04 ± 2.46 mGy при Pelvis SBRT, при литературни стойности (8.7 -15.6)mGy 11.53 ± 0.07 mGy. За матката са получени съответно 17.71 ± 1.29 mGy при стандартно фракциониране и 27.23 ± 1.98 mGy при радиохирургия, при литературна стойност от 17.4 mGy .

Таблица 27. Дози в симулирани здрави органи и тъкани, независимо от местоположението на туморната локализация в областта на таза.

Органи	Таз - стандартен	Таз (SBRT)	Лит. данни. независимо от използвания протокол
	Органна доза (mGy)	Органна доза (mGy)	Органна доза (mGy)
Дебело черво	6.93 ± 0.26	10.65 ± 0.40	24.25 ± 0.09 24.13 12.5 ± 0.5 2.6-5.8
Жлъчен мехур	0.45 ± 0.13	0.69 ± 0.19	23.52 ± 0.09 1.85 ± 0.06
Бъбреци	0.24 ± 0.05	0.36 ± 0.07	21.57-23.58 13.10 ± 0.05 1.78 ± 0.08 0.7-1.5
Яйчници	12.69 ± 2.19	19.49 ± 3.36	16.25-16.91 11.5 ± 0.4
Панкреас	0.12 ± 0.05	0.19 ± 0.08	7.43 ± 0.04 0.6-0.9
Простата	18.78 ± 2.77	28.88 ± 4.26	14.57 0.1-12.6
Кожа	1.86 ± 0.04	2.87 ± 0.06	2.89 ± 0.02 4.57 ± 0.75 5.3-23.5
Тънки черва	4.25 ± 0.15	6.53 ± 0.23	24.13 9.89 ± 0.33 5.4-7.8-
Слезка	4.25 ± 0.04	6.53 ± 0.06	19.86 0.639 ± 0.021 0.4-0.7
Стомах	0.1 ± 0.06	0.15 ± 0.09	5.18 ± 0.03 1.04 ± 0.0 0.4-1.
Кости	2.92 ± 0.05	4.49 ± 0.07	30.3±1.0 0.2-5.1
Тестиси	9.31 ± 1.71	14.3 ± 2.63	-
Пикочен мехур	20.21 ± 1.60	31.04 ± 2.46	11.53 ± 0.07 15.62 13.0 ± 0.5 8.7-34.9
Матка	17.71 ± 1.29	27.23 ± 1.98	24.25 ± 0.09 17.24

4.3.3. Област на корема – стандартно фракционироване и SBRT

За анатомичната област на корема са симулирани органните дози при стандартен протокол (Abdomen/Thorax–Abdomen, обозначен в текста като „Корем – стандартен“) и при

протокол за екстракраниална радиохирургия в коремната област (Abdomen SBRT). Резултатите са представени в Таблица 28 заедно с литературни данни.

А. Özseven, 2021 г. и Y. Moon, 2014 г. докладват органни дози в mGy за таз, не за отделен протокол за областта на корема. К. Son et al., 2017 г. докладва дози в органите, използвайки ХСАТ фантом за цяло тяло и докладваните стойности са независими от локализацията на туморното образуване и дължината на сканиране и не може да се използва за директно клинично сравнение.

Таблица 28. Органни дози в симулирани здрави органи и тъкани, независимо от местоположението на туморната локализация в областта на корема

Органи	Корем - стандартен	Корем – SBRT	Литературни данни
	Органна доза (mGy)	Органна доза (mGy)	Органна доза (mGy)
Дебело черво	10.61 ± 0.33	16.31 ± 0.50	24.25 ± 0.09 30-40 12.5 ± 0.5
Костен мозък	4.37 ± 0.08	6.72 ± 0.12	5.64 ± 0.18
Жлъчен мехур	13.80 ± 1.34	21.21 ± 2.07	23.52 ± 0.09 1.85 ± 0.06
Бъбреци	14.26 ± 0.72	21.94 ± 1.10	13.10 ± 0.05 1.78 ± 0.08
Черен дроб	5.46 ± 0.22	8.41 ± 0.34	2.50 ± 0.02 1.02 ± 0.06
П А Л Възли	6.60 ± 0.14	10.15 ± 0.22	—
Яйчници	8.05 ± 1.71	12.37 ± 2.63	30-40 11.5 ± 0.4
Панкреас	4.84 ± 0.46	7.44 ± 0.71	7.43 ± 0.04 1.12 ± 0.03
Кости	2.90 ± 0.05	4.45 ± 0.08	60-110 30.3 ± 1.0
Кожа	1.76 ± 0.04	2.71 ± 0.06	10-50 2.89 ± 0.02 4.57 ± 0.75
Слезка	4.29 ± 0.58	6.60 ± 0.89	—
Стомах	9.79 ± 0.85	15.07 ± 1.30	5.18 ± 0.03 1.04 ± 0.06
Пикочен мехур	1.62 ± 0.27	2.49 ± 0.42	11.53 ± 0.07 13.0 ± 0.5
Матка	7.15 ± 0.69	10.99 ± 1.07	—

За дебелото черво получената доза е 10.61 mGy при стандартен протокол и 16.31 mGy при радиохирургия в областта на корема, като литературната стойност е в границите на 12.5 – 40 mGy. За костен мозък при стандартен протокол – 4.37mGy, при SBRT – 6.72mGy, по литературни данни - 5.64 mGy. За жлъчния мехур са получени 13.80 mGy при стандартно фракциониране и 21.21 mGy при SBRT, при публикувани данни (1.85 - 23.52) mGy. За бъбреците органните дози са 14.26 mGy (стандартен протокол) и 21.94 mGy (SBRT), а

съответната литературни стойности (1.78 - 13.10) mGy. За черния дроб стойностите са 5.46 mGy при стандартен протокол и 8.41 mGy при радиохирургия, при литературни данни (1.2 - 2.50) mGy. За параорталните лимфни възли (PALN) са получени 6.60 mGy при стандартно фракциониране и 10.15 mGy при SBRT. За яйчниците органните дози са 8.05 mGy и 12.37 mGy съответно при стандартен протокол и радиохирургия и стойности (11,5 – 40) mGy. Панкреасът получава 4.84 mGy при стандартен протокол и 7.44 mGy при SBRT, при литературни стойности 1.12 -7.43 mGy. За кости при стандартен протокол – 2.9 mGy , за SBRT – 4.45 mGy и литературни данни от (30-110) mGy. За кожата при стандартен протокол – 1.76 mGy, 2.71 mGy при SBRT и литературни данни от (2.89-50) mGy. За слезката са получени 4.29 mGy при стандартно фракциониране и 6.60 mGy при радиохирургия. За стомаха органните дози са 9.79 mGy при стандартен протокол и 15.07 mGy при SBRT, като литературната стойност е 1.04 - 5.18) mGy. За пикочния мехур са изчислени 1.62 mGy при стандартен протокол и 2.49 mGy при радиохирургия, спрямо литературни стойности (11.53-13) mGy. За матката стойностите са 7.15 mGy при стандартно фракциониране и 10.99 mGy при коремна SBRT.

4.4. Алгоритъм за създаване на оптимизирани протоколи за СВСТ верификация на позиционирането на пациента

На базата на получените резултати за качеството на образа, шума, CNR и дозиметричните характеристики на различните СВСТ протоколи, беше разработен структуриран алгоритъм за избор и оптимизация на параметрите при създаване на протоколи за верификация на позиционирането на пациента с помощта на СВСТ. Целта на този алгоритъм е да свържат по ясен, възпроизводим и клинично ориентиран начин количествените физични показатели с клиничните изисквания за точност, безопасност и ефективност на лъчелечението. Предложеният алгоритъм включва следните стъпки, представен графично на Фигура 18.

1. Дефиниране на клиничната цел:

- 1.1. Създаване на образ с висока геометрична точност, добро качество на образа и оптимална доза при стандартно фракциониране на дозата;
- 1.2. Създаване на образ, подходящ за осъществяване на радиохирургия с по-високо изисквания относно геометричната точност и качеството на образа, като се допуска по-голяма доза, стига това да е обосновано от клиничната полза.

2. Избор на начални параметри:

- 2.1. Базови параметри от производителя на OBI системата;
- 2.2. Определяне на референтно качество на образа посредством контраст и контраст – шум в образа;
- 2.3. Определяне на референтно ниво на дозата.

3. Експериментално тестване чрез:

- 3.1. Избор на стандартен фантом - (Catphan)
- 3.2. Поетапна промяна на параметрите;
- 3.3. Оценка на параметрите по два критерия:
 - Обективно (контраст, шум и артефакти);
 - Субективно (визуална оценка от лекар);
- 3.4 Оценка на дозата за всяка комбинация от параметри.

4. Оптимизация и избор на оптимизиран протокол:

- 4.1. Избор на оптимална комбинация от параметри, осигуряваща необходимото качество при минимална доза;
- 4.2. Клинично тестване с пациенти.

5. Обсъждане, финализиране и утвърждаване на протоколите:

- 5.1. Сравняване на резултатите с референтни насоки и тяхното документиране;
- 5.2. Финализиране на протоколите;
- 5.3. Утвърждаване на протоколите.

Фигура 18. Графично представяне на алгоритъма за създаване и оптимизиране на протоколи за СВСТ верификация на позиционирането на пациента.

1. Дефиниране на клиничната цел:

- 1.1. Създаване на образ с висока геометрична точност, добро качество на образа и оптимална доза при стандартно фракциониране на дозата;
- 1.2. Създаване на образ, подходящ за осъществяване на радиохирургия с по-високо изисквания относно геометричната точност и качеството на образа, като се допуска по-голяма доза, стига това да е обосновано от клиничната полза.

2. Избор на начални параметри:

- 2.1. Базови параметри от производителя на OBI системата;
- 2.2. Определяне на референтно качество на образа посредством контраст и контраст – шум в образа.

Изборът на начални параметри трябва да бъде базиран на фабричните настройки на OBI системата и наличните препоръки от производителя и литературата. Тези „базови“ протоколи се използват като отправна точка, която след това се адаптира на локално ниво. На този етап се определя и референтно ниво на качество на образа чрез количествена оценка на параметрите контраст и отношението контраст/шум (CNR), както и базово ниво на дозата. Така се задава „изходното състояние“, спрямо което се сравняват всички последващи промени.

3. Експериментално тестване чрез:

3.1. Избор на стандартен фантом - (Catphan)

3.2. Поетапна промяна на параметрите;

3.3. Оценка на параметрите по два критерия:

- Обективно (контраст, шум и артефакти);
- Субективно (визуална оценка от лекар).

3.4. Оценка на дозата за всяка комбинация от параметри.

При експериментално тестване последователно се променят експонационните параметри и реконструиращите филтри. Като стандартен фантом се използва Catphan, поради модулната му структура, лесния достъп до него от отделенията по лъчелечение и възможността за едновременно оценяване на контраст, пространствена разделителна способност, хомогенност и артефакти. За всяка комбинация от параметри се извършва обективна оценка чрез количествени показатели (контраст, CNR, шум, артефакти) по разработените методики, и субективна оценка чрез визуална оценка от опитен лъчетерапевт, фокусирана върху видимостта на мишенните обеми и критичните структури. Паралелно с това, за всяка комбинация от параметри се определя и съответната доза на пациента от протокола за верификация.

4. Оптимизация и избор на оптимизиран протокол:

4.1. Избор на оптимална комбинация от параметри, осигуряваща необходимото качество при минимална доза

4.2. Клинично тестване с пациенти

На този етап се идентифицират комбинациите от параметри и филтри, които осигуряват достатъчно високо качество на образа за сигурно разпознаване и съпоставяне на анатомични структури с приемливо ниво на шума и CNR за съответната анатомична област при минимално възможно допълнително лъчево натоварване, особено при ежедневни или чести верификации. Избраните оптимални комбинации преминават към клинично тестване, като първоначално в ограничен брой случаи, с повишено внимание върху качеството на образа, времето за позициониране и обратната връзка от клиничния екип.

5. Обсъждане, финализиране и утвърждаване на протоколите:

5.1. Сравняване на резултатите с референтни насоки и тяхното документиране;

5.2. Финализиране на протоколите;

5.3. Утвърждаване на протоколите.

В резултат на оптимизацията бяха разработени протоколи за позициониране на пациента при провеждане на радиохирургия в областите на гръден кош, корема малък таз. – Thorax SBRT и Pelvis SBRT, представени в Таблица 29.

Таблица 29. Основни технически параметри на протоколите Thorax SBRT и Plevi SBRT

Протокол	U (kV)	I (mA)	I.t (mAs)	Ъгъл на ротация	Филтрация	Реконструиращ филтър	Дебелина на среза (mm)	Размер на матрицата
Thorax (SBRT)	110	20	266	360	Half Fan	Standard (STD) Smooth (S) Sharp (SH) Ultra Sharp (USH)	2	384x384
Pelvis (SBRT)	125	80	744	360	Half Fan		2	384x384

Резултатите от клиничното тестване и дозиметричната оценка се сравняват с наличните публикувани препоръки и проучвания (AAPM, IAEA, TG-233, публикации за СВСТ дозиметрия и органни дози). На тази база се финализират протоколите за стандартно фракционизиране и за радиохирургия, като се утвърждават официално в отделението по лъчелечение.

Така предложеният алгоритъм осигурява логическа връзка между физичните измервания (шум, CNR, CTDI_w, органни дози), клиничните изисквания (вид лечение, локализация, честота на верификация) и реалната практика (време за позициониране, интерпретация). Той представлява приложима рамка, която може да бъде адаптирана и към други линейни ускорители и OBI системи.

5. Дискусия

5.1. Качество на образа

5.1.1. Методологични особености и избор на фантоми за оценка на качеството на образа

В настоящия дисертационен труд се използва комбиниран подход за оценка на качеството на образа при СВСТ системата за верификация OBI на линеен ускорител Clinac iX, включващ два основни типа фантоми – модулен фантом Catphan 504 и хомогенни РММА фантоми с диаметри 16 cm и 32 cm. Този избор не е случаен и има пряко отношение към интерпретацията на резултатите.

Фантомът Catphan 504 е проектиран за оценка на пространствената разделителна способност, контраста и линейността на HU в условия, близки до стандартните процедури за осигуряване на качеството при СТ и СВСТ. Неговият по-малък диаметър и наличието на множество вложки с различна плътност и структура го правят изключително подходящ за проследяване във времето на стабилността на системата и на ефектите от промени в реконструиралите филтри и/или експонационни параметри. От друга страна, РММА фантомите, особено този с диаметър 32 cm, по-добре имитират реалния размер и разсейващи свойства на тяло (таз, абдомен и торакс) при възрастен пациент. Това води до по-реалистични стойности на шума и дозата, но и до по-високи измерени SD стойности в сравнение с Catphan, с разлики между 4 % и 77% Тези разлики са по-малки при протоколите за глава, от 4% до 44%, и значително по-големи при гръден кош и таз, от 75% до 77%. Наблюдаваните разлики подчертават, че оценката на СВСТ протоколите не може да се базира само на един вид фантом. Докато Catphan е незаменяем при периодичен контрол на качеството и сравнение на реконструиралите филтри, РММА фантомите са по-подходящи за оценка на качество на образа и дозата в условия, максимално доближаващи се до клиничната практика при обема от тялото като гръден кош, корем и таз. Нашите резултати потвърждават тези от множество проучвания според които комбинацията от модулен и хомогенен фантом дава по-пълна картина за поведението на системата при различни клинични сценарии.

5.1.2. Контраст и отношение контраст–шум (CNR)

Анализът на контраста и CNR показва ясно изразена зависимост от избрания анатомичен протокол, реконструирал филтър и тип тъкани отношения. При протоколите за глава (HQN, SDH, LDH) беше демонстрирано, че изглаждащият (Smooth, S) реконструирал филтър води до по-високи стойности на CNR в сравнение със „Стандартен“ (STD) филтър, въпреки сходната геометрия и доза. Това е особено видно при високодозовия протокол за глава, където CNR (мека тъкан/черепна кост) е по-висок при S (65.7) спрямо STD (53.6). Подобна тенденция се наблюдава и при гръдния кош и таза, както за разликата в контраста при кост/меки тъкани, така и за въздух/меки тъкани и въздух/мастна тъкан.

При нискодозовия протокол за гръден кош (LDTh) комбинирането му с изглаждащ филтър (S) води до значимо повишение на CNR за белодробни структури, както при разграничаването на комбинацията кост/меки тъкани (83.9), така и за въздух/меки тъкани (326.2). Това е особено важно за клиничната практика, при която се налага визуализиране на малки белодробни лезии или метастази в условия на по-ниска доза, какъвто е случаят при ежедневна верификация на позиционирането при SBRT в областта на белия дроб.

Използването на по-резките реконструиращи филтри SH и USH показват по-ниски стойности на CNR за повечето комбинации, което е в съответствие с очакваното, т.к. се повишава пространствената разделителна способност за сметка на увеличен шум. Това е особено неблагоприятно при визуализирането и ясното отграничаване на нискоконтрастни структури (меки тъкани, мастна тъкан и въздух). **Следователно, използването на SH и USH филтри следва да бъде ограничено до специфични клинични задачи, при които приоритет има визуализирането на рязко очертани костни ориентери, а не нискоконтрастни меки тъкани.**

При тазовите протоколи (Pelvis и Pelvis PSL) най-високи CNR стойности кост/меки тъкани се наблюдават при Pelvis PSL в комбинация с изглаждащ филтър, докато за стандартния протокол преимущество отново има STD или S филтърът в зависимост от режима на работа (стандартно фракциониране или SBRT) Pelvis в комбинация със стандартен (STD) (91.1) и Pelvis PSL в комбинация с изглаждащ (S) (116.8). Тези наблюдения подкрепят заключението, че **изборът на реконструиращ филтър трябва да бъде съобразен не само с анатомичната област, но и с конкретната клинична цел за прецизно визуализиране на тумора, критичен орган или костна структура.**

5.1.3. Шум в образа

Оценката на шума в образите, базирана на стандартното отклонение (SD) в хомогенни региони на фантоми е утвърден метод в контекста на рутинния контрол на качеството при системи за образна диагностика. В настоящото изследване този подход бе приложен към система за верификация на позиционирането при лъчелечение, използвайки два различни метода. Бяха приложени два допълващи се подхода за количествена оценка на шума в СВСТ образите от системата за верификация на позиционирането на пациента към линейния ускорител. Първият подход е стандартен метод, базиран на SD в хомогенна централна зона (Метод 1 /IQ), а вторият е разширен метод с оценка на периферията на фантома и коефициенти на вариация (Метод 2 /IQ). Получените резултати позволяват да се направят няколко важни обобщения относно влиянието на типа фантом, реконструирания филтър и анатомичния протокол върху измерените показатели за шум и тяхната интерпретация в контекста на контрола на качеството и осигуряването на прецизен лъчетерапевтичен процес.

5.1.3.1. Стандартен метод с измерване в централна хомогенна зона

При стандартния метод, съгласно препоръките в ръководството на IAEA от 2023, измерването на SD в централна област на фантома осигурява проста, възпроизводима и обективна оценка на шума в образа и се счита за чувствителен индикатор за промени в дозата, реконструкцията или експонационните параметри.

Резултатите от измерванията (Таблицы от 14 до 22) показаха ясно изразено влияние както на използвания фантом (PMMA спрямо Catphan), така и на реконструирания филтър (Standard, Smooth, Sharp, Ultra sharp). При протоколите за глава се наблюдават относително малки разлики в SD между фантомите (до 19% при HQH и около 17% при LDH), докато при Thorax и Pelvis се наблюдават значителни разлики в SD, съответно до 82% и 83% между PMMA и Catphan, като стойностите на SD за PMMA надвишават тези за Catphan до 4–5 пъти, което отразява структурни и материални различия между фантомите, включително тяхната геометрия, размер и плътност. Най-високи стойности на шума се установиха при PMMA фантома с Ultra Sharp реконструиращ филтър (напр. 67.2 HU за LDH и 178.0 HU за Pelvis

PSL). При всички протоколи бе потвърдена очакваната тенденция за увеличаване на SD с повишаване на разделителната способност на използвания реконструиращ филтър.

Тези резултати подчертават ограничението на едноточковото измерване на SD при оценка на шума, особено при СВСТ системи, използвани за верификация, където разпределението на шума често е нееднородно поради модулацията на дозата чрез автоматичния експонационен контрол на системите и вариращите условия на сканиране. Независимо от това, методът остава ценен за сравнителни анализи при периодични измервания, при условие, че параметрите на измерване остават постоянни. Това съответства на принципната цел на периодичните изпитвания, една от основните цели на които е проследяването на възпроизводимост на работата на системите. За целта се дават допустими граници на отклонение на обективно измерими параметри спрямо тяхната базова стойност. Измерването на възпроизводимостта на системите е препоръчвано в ръководството на IAEA.

Съществена роля играе и изборът на реконструиращ филтър. Преминването от Standard към Ultra sharp филтър води до нарастване на SD с до 100%, което показва необходимостта от постигането на компромис между разделителна способност и шум. Това още веднъж потвърждава, че при провеждане на изпитвания за контрол на качеството с различни реконструиращи филтри трябва да се използват собствени гранични стойности и да се избягват директни сравнения между „Smooth“ и „Sharp“ реконструиращи филтри.

Методиката, базирана на SD, според ръководството на IAEA Human Health Reports No. 5. Vienna: IAEA; 2011, е напълно приложима и за СВСТ системи за верификация при лъчелечение, стига да се вземат предвид особеностите на използвания фантом, видът реконструиращ филтър и клиничният контекст. Препоръчително е въвеждането на локално дефинирани референтни стойности за SD за всяка комбинация от протокол и реконструиращ алгоритъм, за да се осигури надеждна и дългосрочна оценка на стабилността на системата. Резултатите подчертават значимото влияние както на типа фантом, така и на реконструиращите филтри върху измерените стойности на шума и важността от стандартизирана методика при контрол на качеството ($p < 0,001$).

Резултатите показват и едно важно ограничение на стандартния метод за измерване на шума. Измерването в една централна зона на интерес не отразява непременно реалното пространствено разпределение на шума, особено при широки полета и асиметрични геометрии на сканиране, характерни за СВСТ в лъчелечението. Въпреки това, при постоянни условия на измерване, методът остава изключително полезен за оценка на възпроизводимостта на системата и за откриване на внезапни промени в качеството на образа.

5.1.3.2. Разширен метод с измерване в периферията на фантома

При разширения метод за оценка на шума, резултатите от който са представени в Таблицы от 17 до 22, е направен анализ на стандартното отклонение в периферията (SD_{per}) и съпътстващите коефициенти на вариация (CV_{total} и CV_{per}) при различни протоколи и реконструиращи алгоритми. Това предоставя допълнителна информация за структурата на шума в СВСТ образите. Данните показват ясно изразени разлики между двата използвани фантома – PMMA и Catphan – особено при протоколите за гръден кош и таз, където

стойностите на SD_{per} при PMMA са над 3–4 пъти по-високи от тези при Catphan и достигат до 70–80 % разлика (Таблица 16, Таблица 17.)

Тези разлики могат да се дължат на различната хомогенност и разсейващи свойства на фантомите, както и на различното им взаимодействие с филтрите за реконструкция. Резултатите по този метод отразяват по-реалистичното разсейване и по-големия ефективен обем на PMMA, които водят до по-голям принос на разсеяното лъчение в периферните части на образа.

При тазовите протоколи, и особено при Pelvis PSL, специфичната геометрия на сканиране и използваните полета на изобразяване допълнително усилват тези различия. Най-големи разлики между фантомите се установиха при протокола Pelvis PSL, където SD_{per} достига 81.25 за PMMA и само 19.53 за Catphan при Ultra sharp реконструиращ филтър, което е 76% разлика. Подобна тенденция се наблюдава и при Thorax, където PMMA показва стойности над 90, докато при Catphan са под 21. Тези резултати подчертават, че изборът на фантом оказва силно влияние върху количествените оценки на шума, особено при периферните области на интерес. Следователно, при провеждане на рутинен контрол на качеството е от съществено значение да се използват референтни стойности, специфични за типа използван фантом, особено когато се прави сравнение за възпроизводимост на резултатите във времето или за качеството на образа между различни системи.

Коефициентите на вариация, както общият (CV_{total}), така и периферният (CV_{per}), в повечето конфигурации протокол / филтър остават ниски, което показва относително стабилно поведение на системата при повторяеми сканирания. Въпреки ниските стойности, такива над 0.1 се наблюдаваха при Catphan HQH и Thorax, което може да е индикатор за по-голяма пространствена нееднородност на шума в тези случаи. Наблюдаваните по-високи стойности на CV в отделни случаи (например при определени комбинации от протокол и филтър) предполага, че оценката на само едно измерване в дадена област от образа (например SD в центъра) може да бъде недостатъчна за реалистичното характеризиране на качеството на образа, особено при реконструкции с висока разделителна способност, при които шумът се проявява по-структурирано и неравномерно.

Изборът на реконструиращ филтър показва прогресивно увеличаване на SD_{per} от Smooth към Ultra sharp филтърът. Това е напълно очакван резултат и в пълно съответствие с наблюденията от стандартния метод, както и с общите принципи на реконструкция на образа, защото подобрената разделителна способност винаги е за сметка на повишен шум. Разширеният метод, обаче, демонстрира по-висока чувствителност към периферните вариации и е особено подходящ за оценка на протоколи с голямо поле на изобразяване и асиметрична геометрия.

Получените резултати подчертават необходимостта от разработването и прилагането на стандартизирани протоколи за оценка на шума, отчитащи не само централната стойност, но и периферната вариационност и избора на фантом. Това би позволило по-надеждно проследяване на дългосрочни промени в качеството на образа и би подобрило диагностичната стойност на системите за верификация на позициониране при лъчелечение. Изборът на един и същ реконструиращ алгоритъм при периодичния контрол на качеството е критично условие за правилно проследяване на възпроизводимостта във времето.

5.1.3.3. Сравнение на двата метода и практическо приложение

Сравнението на резултатите от двата метода за оценка на шума показва, че те не са конкурентни, а допълващи се. Стандартният метод с оценка на SD в централна област е базов, лесен за изпълнение, широко използван и стандартизиран в рутинната практика. Той предоставя бърза и обективна оценка на шума, особено при дългосрочно проследяване на стабилността на системата, междусистемни сравнения и бърза проверка след сервисна поддръжка или промяна на протокол. Разширеният метод с оценка на SD_{per} и CV добавя важна пространствена компонента, като анализира стандартното отклонение в периферията на образа (SD_{per}), както и вариабилността чрез коефициентите на вариация (CV_{total} и CV_{per}). Този подход улавя разлики, които биха останали незабелязани при измервания само в централната област, например наличие на нееднороден шум, дължащ се на геометрията на обекта, реконструиралите филтри или разпределение на дозата. Той позволява да се идентифицират конфигурации, при които шумът може да бъде подценен, ако се разчита само на измервания в централна област.

И двата метода последователно демонстрират, че PMMA фантомите дават по-високи числови стойности на шума, особено при Thorax и Pelvis, което ги прави по-представителни за реалните клинични ситуации при големи анатомични обеми. От друга страна, Catphan фантомът, поради по-малките си размери и модулна структура, е по-подходящ за периодичен контрол на качеството с цел проверка на възпроизводимостта на резултатите, но по-малко представителен за реалната клинична оценка на образа и шум в големи обеми. Изборът на реконструирал филтър оказва систематичен и предвидим ефект върху шума, което налага използването на собствени референтни нива за всяка комбинация от протокол, фантом и филтър и избягване на директни сравнения между „Smooth“ и „Sharp“ реконструкции.

От гледна точка на клиничната практика, комбинираното използване на двата метода може да се препоръча като оптимален подход за осигуряване на качеството на СВСТ системите за верификация на позиционирането на пациента при лъчелечение. Централното измерване по стандартния метод е по-лесен за изпълнение и може да бъде включено в периодичния контрол на качеството. Разширеният анализ с периферни ROI и коефициенти на вариация предоставя по-висока чувствителност към нееднородности в разпределението на шума и може да се използва за оценка на локални отклонения или за по-дълбоко сравнение между реконструиралите алгоритми. Разширеният метод може да се прилага при първоначално въвеждане на нови протоколи, след значими промени в системата или при възникване на съмнения за промяна в структурата на шума. И двата метода показаха консистентно нарастване на шума при преминаване към по-резки филтри (от Smooth към Ultra sharp), потвърждавайки очакванията за компромис между разделителна способност и шум. Обобщеното сравнение на двата метода като предимства и недостатъци и наблюдаваните резултати и заключения са представени в Таблица 30.

Таблица 30. Сравнение между стандартния и разширения метод за оценка на шума в СВСТ образи.

Характеристика	Стандартен метод - SD в хомогенна зона	Разширен метод – SD в периферия и CV
Основен параметър	Стандартно отклонение (SD) в централна зона	Стандартно отклонение в периферия (SD_{per}), CV_{total} , CV_{per}
Препоръчан от	IAEA Human Health Series No. 47	Разширени QA методики, включително AAPM TG-233, TG-142
Предимства	Лесен, бърз, стандартизиран, сравним между системите	Засича пространствена нееднородност, почувствителен към артефакти
Недостатъци	Не отчита вариации в периферията или нееднороден шум	По-сложен анализ, нужда от повече ROI позиции и структуриране
Чувствителност към типа фантом	Висока – разлики до 4–5 пъти при PMMA спрямо Catphan	Висока – над 75% разлики в SD_{per} между фантоми
Реакция на промяна в реконструирания филтър	Ясно увеличение на SD при порезки филтри (напр. Ultra sharp)	Нарастване на SD_{per} и промяна в CV при порезки филтри
Подходящ за рутинен QA	Да – при постоянни условия и централен ROI	Частично – препоръчителен за по-задълбочени или първоначални оценки
Област на приложение	Дългосрочно проследяване, сравнения между уредбите	Подробен анализ на шумова структура, пространствена хетерогенност

Резултатите от проучването подкрепят необходимостта от определянето на базови стойности за SD и SD_{per} за всеки клиничен протокол и филтър. Изборът на фантом трябва да бъде съобразен с целта на изпитванията. Важен компонент от осигуряването на качеството е изготвянето на стандартизирани процедури за оценка на шума, които комбинират информация за централните и периферните области на образа. Така структурираната рамка за оценка на шума е основа за по-надеждна интерпретация на качеството на СВСТ образите, използвани за верификация на позиционирането, и за оптимизация на баланса между качество на образа и допълнително облъчване на пациента.

5.2. Дозиметрия

5.2.1. Оценка на индексите на дозата

Методът за измерване на $CTDI_w$ за широки снопове при СВСТ геометрия е базиран на препоръките на IAEA-Human Health Reports No. 5. Vienna: IAEA; 2011, на предходни изпитвания за апробиране на предложената методика, описани детайлно от M. Gancheva et al., 2014г.. Измерванията в стандартни PMMA фантоми (16 cm и 32 cm) и във въздух, с различни позиции на 100 mm камера, позволяват оценки на $CTDI_w$ за различни протоколи. Въпреки това, $CTDI$ концепцията има няколко важни ограничения. При СВСТ снопът е значително по-широк (до 16 cm), което води до излизане на дозовия профил извън интеграционната дължина на йонизационната камера. Освен това, разпределението на дозата при СВСТ е по-несиметрично отколкото при КТ, особено при режима на сканиране Half fan,

при което измерванията в една единствена централна позиция не отразяват неравномерността в дълбочина.

Вторият дозиметричен подход, базиран на кубичен фантом от водноеквивалентен материал и Farmer камера, позволява да се оценят по-реалистично дозите в централни и периферни точки, съответстващи на различни органни позиции в тялото. Резултатите потвърждават очакванията, че **централните дози са по-ниски, а периферните дози могат да бъдат значително по-високи, особено при протоколи за таз и гръден кош.**

Резултатите от двата метода не могат да бъдат директно сравнявани, тъй като е използвана различна геометрия, фантоми от различен материал и различни измервателни средства. Единият от методите оценява CTDI във въздушна керма във фантом от PMMA, докато при другия измерването е във фантом от тъканно-еквивалентно вещество на погълната доза или въздушна керма, според калибровката на Farmer камерата. Съгласно M. Djukelic et al 2025г., кубичният фантом предоставя алтернативен метод за оценка на дозата от СВСТ, която може да се използва за оптимизация на протоколите, както и възможност за проверка на постоянството на системата във времето. Методът с измерване на CTDI може да се използва за сравняване на протоколите за СВСТ при различни линейни ускорители, на които се провеждат еднотипни облъчвания. Авторите предлагат сравнение на двата метода, като използват фактори за корекция, получени чрез симулации по метода Монте Карло.

5.2.2. Оценка на органните дози

Симулациите с PCXMC 2.0, базирани на Монте Карло моделиране, предоставят органно-специфична информация, която не може да бъде получена само от данните за CTDI. Чрез дефиниране на стандартен пациент (ръст 175 cm, телесна маса 75 kg) и въвеждане на реалните измерени стойности на падаща въздушна керма и филтрация, беше изчислена дозата на различни органи при стандартни и SBRT протоколи за гръден кош, корем и таз.

При всички разгледани органи се наблюдава последователно относително увеличение на органната доза при Thorax SBRT, спрямо стандартния Thorax протокол с близо 25 %. Стойностите при сърце нарастват от 5.72 mGy до 7.18 mGy с 25.5 %, при бял дроб от 4.18 mGy до 5.28 mGy с 26.3 %, при хранопровод от 3.23 mGy до 4.05 mGy с 25.4 % и при тимус от 6,13 mGy до 7,69 mGy с 25,4 %.

За някои от органите получените от нас стойности са неколккратно по-ниски спрямо наличните в литературата данни на A. Özseven et al., 2021г. и Y. Moon et al. 2014 г. Например дозата за сърце от 5,72 mGy е 4 пъти по-ниска от докладваната от A. Özseven и 3 пъти по-ниска спрямо Y. Moon. При бял дроб получената доза 4,18 mGy е 4 пъти по-ниска спрямо A. Özseven и около 3 пъти спрямо Y. Moon. За хранопровод е 3,23 mGy или около 5 пъти по-ниска спрямо A. Özseven, като за черен дроб е 1,54 mGy или около 10 пъти по-ниска спрямо в двете проучвания. Тези различия следва да се интерпретират описателно, тъй като сравняваме различни системи, геометрии, настройки и вероятно различни входни дозови параметри и колимация, а не една и съща популация при идентичен протокол.

За тазовите органи дозите при Pelvis SBRT са системно по-високи спрямо стандартния протокол, като относителното **увеличение** за посочените органи с около 53 до 54 %, например дозата в дебелото черво нараства от 6,93 mGy до 10,65 mGy, на яйчниците от 12,69 до 19,49 mGy, за простата от 18,78 mGy до 28,88 mGy, при пикочен мехур от 20,21 mGy до 31,04 mGy, за матка от 17,71 mGy до 27,23 mGy отново с 54 %. Тази устойчива тенденция предполага, че разликата се определя от параметрите на използваните протоколи,

по-високи входни данни за експнационните параметри и различната геометрия, а не от орган-специфични ефекти.

Спрямо литературните данни се наблюдават **големи относителни отклонения**, които отново са вследствие на различните входни параметри и геометрия. Например **по-ниски** са стойностите за дебело черво от посочените в литературата 12,5-24,25 mGy спрямо получената от нас 6,93 mGy, която е между 2 и 3,5 **по-ниска**, за жлъчен мехур 1,85 mGy и 23,52 mGy спрямо 0,45 mGy е между 4 и 52 пъти по-ниска и за бъбреци 1,78 mGy и 13,10 mGy спрямо 0,24 mGy е между 7.4 и 55 пъти по-ниска. Обратно, за пикочен мехур в нашия стандартен протокол стойността на дозата е 20,21 mGy или с около 1,75 по-висока спрямо 11,53 mGy и 1,55 mG.

При протоколите за **абдомен** в нашето проучване отново се наблюдава ясно изразена тенденция за **увеличаване** на дозите в зависимост от това дали е стандартно фракционирането или е радиохирургия. Увеличението при SBRT е с плюс 54 % за: дебело черво от 10,61 mGy до 16,31 mGy, за жлъчен мехур от 13,80 mGy до 21,21 mGy, за бъбреци от 14,26 mGy до 21,94 mGy, за черен дроб от 5,46 mGy до 8,41 mGy и за пикочен мехур от 1,62 mGy до 2,49 mGy.

Наблюдава се орган-зависим профил на отклоненията на нашите данни от тези на А. Özseven и Y. Moon, като стойностите за:

- дебело черво: 10,61 mGy спрямо А. Özseven – 24,25 mGy или около 2 пъти **по-ниски стойности** и спрямо Y. Moon – 12.5 mGy с приблизително същия резултат от 1,15 пъти;
- жлъчен мехур: 13,80 mGy спрямо А. Özseven - 23,52 mGy или около 1,7 пъти по-малко, но спрямо Y. Moon – 1,85 mGy или около 7,5 пъти повече;
- близки стойности за бъбреци: 14,26 mGy спрямо А. Özseven - 13,10 mGy и около 8 пъти по-висока спрямо Y. Moon - 1,78 mGy;
- черен дроб: 5,46 mGy спрямо А. Özseven – 2,50 mGy или около 2 пъти по-висока и 5 пъти по-висока от Y. Moon – 1,02mGy;
- стомах: 9,79 mGy спрямо А. Özseven – 5,18 mGy или около 2 пъти по-висока и 9 пъти по-високо спрямо 1,04 mGy на Y. Moon;
- пикочен мехур: 1,62 mGy спрямо А. Özseven – 11,53 mGy или около 7 пъти по-малко и 8 пъти по-малко спрямо 13mGy Y. Moon .

Възможно обяснение на резултатите е в центрирането и дължината на FOV, които се променят между протоколите и изследванията. Органи, които попадат по-близо до центъра на сканиране при протоколите за абдомен (напр. черен дроб и стомах), могат да получат по-високи стойности за дозата спрямо публикации, при които е дефинирано различно ограничаване на полето и позиция на изоцентъра, докато органи извън основния обем (напр. пикочен мехур) остават значително по-ниски.

Сравнението на получените от нас резултати с литературните данни показва, че за гръден кош – получените органни дози за бял дроб, сърце, хранопровод и гърди са в долния до среден диапазон спрямо публикуваните стойности, което е индикатор за относително оптимизирани протоколи. При протоколите за таз – дозите за пикочен мехур, простата, матка и яйчници са в съответствие или малко под публикуваните стойности за сравними СВСТ системи. Резултатите при протоколите за корем показват разлики в дозите за някои органи (черен дроб, жлъчен мехур, дебело черво), които могат да се обяснят с различия в колимацията, bowtie филтрите, геометрията на облъчване и броя проекции.

Важен извод е, че органните дози от единично СВСТ изследване, макар и ниски в сравнение с терапевтичната доза, не са пренебрежими при честото им използване, например ежедневно при 25–30 фракции. Натрупването на доза в здравите тъкани и органи може да стане клинично значимо, особено при млади пациенти, пациенти с очаквана дълга продължителност на живота и при комбинирани схеми с няколко курса на ЛЛ. Това подчертава нуждата от **строго обмисляне на честотата на СВСТ верификацията** и адаптиране на протоколите според клиничната задача, напр. схема с по-ниски дози за пациента при стабилно позициониране и по-високи само при критични фракции, сложни локализации или радиохирургия.

5.2.3. Роля на филмовите измервания и Half fan геометрията

Филмовите измервания с радиохромен филм Gafchromic XR-QA2 позволиха да се охарактеризира реалната форма и интензитет на лъчевия сноп при Half-fan и Full-fan конфигурации. Чрез анализ на потъмняването и профилите по дължината на облъчената област беше възможно разделянето на асиметричното поле на четири симетрични подповета, определянето на представителни точки за всяко подполе и по-точното дефиниране на геометрията при въвеждане в РСХМС.

Това е съществен методологичен принос, тъй като повечето стандартни Монте Карло изчисления предполагат симетричен сноп, докато референтните СВСТ конфигурации в клиниката често са half-fan. Филмовият подход, комбиниран с висококачествен скенер и анализ с ImageJ, осигурява надеждна връзка между реалния лъчев сноп и математичния модел, използван в РСХМС.

5.3. Тенденции в лъчелечебните стандарти и ролята на СВСТ верификацията

Резултатите от настоящото изследване и предложеният алгоритъм за оптимизация на СВСТ протоколите се вписват в по-широкия контекст на развитието на съвременните стандарти за ЛЛ. Системите за образно-асистирано лъчелечение (IGRT), включително СВСТ, вече са неотделима част от клиничната практика, както при стандартно фракциониране, така и при радиохирургията. Създаването на протоколи за СВСТ верификация на позиционирането на пациента за всяка лъчетерапевтична уредба е високоотговорна дейност на медицинските физици с цел повишаване качеството на образа и минимизиране на дозите в здравите тъкани и органи. Постигането на точност, повторемост и ефективност в съвременната лъчетерапевтична практика е основна цел на ЛЛ за докладване на високи лечебни резултати с дълготрайно високо качество на живот и вероятност за пренебрежимо ниска късна локална лъчева токсичност.

СВСТ с конусовиден сноп намира все по-широко приложение не само като инструмент за позициониране в лъчелечението, но и в образно-асистирана хирургия и ЛЛ, образна диагностика на млечната жлеза, ортопедия и ортодонтия. Съвременните разработки, включително оптимизация на траекторията източник–детектор и усъвършенствани реконструирани филтри, са насочени към подобряване на качеството на образа при едновременно намаляване на дозата към пациента. Това подкрепя тенденцията СВСТ да се превърне в основен инструмент за високопрецизно позициониране при сложни техники като IMRT, VMAT и SBRT.

В онкологичната практика се наблюдава ясна тенденция към промяна на лъчелечебните стандарти в комплексното радикално лечение на редица злокачествени заболявания при ЛЛ в предоперативен, следоперативен или дефинитивен план, благодарение

на високата точност, повторяемост и намаляване на дозите в съседните критични органи. Като съществен принос за успеха е оптимизираното прилагане на системите за верификация на позиционирането на пациента и по-конкретно подобряването на качеството на образа.

Резултатите от текущите клинични проучвания във фаза II и III, докладвани от N. Imano 2025 г. се очертават като ключови при определянето ролята на радиохирургичното лечение при олигометастатична болест в комбинация с медикаментозното противотуморно лечение – едновременно или последователно, което може да промени естествения ход на заболяването при добре селектирани пациенти. Това поставя още по-високи изисквания към точността и повторяемостта на позиционирането и, съответно, към качеството и оптимизация на СВСТ протоколите за верификация.

При рак на гърдата се възраждат и развиват стратегии за предоперативно хипофракционирано облъчване с възможност за непосредствена реконструкция, както и схеми с комбинирано или последователно приложение на системна терапия и лъчетерапия. Прецизността при ЛЛ на гърдата и приемливата локална и обща токсичност според N. Kim et al., 2014 г. дава възможност за едновременно прилагане на капецитабин със следоперативно облъчване при персистиращ тройно негативен карцином на гърдата след неoadювантно противотуморно лечение. В тези ситуации прецизната локализация на туморния обем и критичните структури (сърце, бял дроб, реконструирана тъкан) е критична, а СВСТ верификацията подпомага стесняването на осигурителните зони и ограничаването на дозата към съседните органи.

H. Dong et al. 2012 г. изследват във фаза II токсичността при ранен карцином на гърдата и предоперативно прилагане на еднократна доза в туморното ложе (10Gy), последваща при възможност или консервативна хирургия или онкопластична хирургия. И в двете рамена на проучването, 6 седмици след хирургичното лечение и пълно възстановяване се осъществява ултрахипофракционирано облъчване за цялата гърда в 5 фракции, веднъж седмично (26 Gy/5.2 Gy).

При тумори на стомаха, ректума и други подвижни органи се разработват предоперативни схеми с адаптивно лъчелечение, базирано на ежедневни СВСТ или други IGRT методи. Данните показват, че движението и деформацията на органите имат съществено значение за реализираната доза, а това е пряко свързано с необходимостта от надеждни, оптимизирани СВСТ протоколи.

Очакват се резултати от образно асистирано ЛЛ както при хипофракционирано предоперативно адаптирано ЛЛ при ректален карцином, R. de Jong и колектив 2021 г. поради намаляване на локалната периферична и следоперативна токсичност локална токсичност.

Продължават сравнителните проучвания за токсичността (уринарна, чревна и сексуална) от прилагане на радиохирургия при простатен карцином при локални рецидиви и метастазиране на болни с благоприятен умерен риск след радикална простатектомия, като според N. van As и колектив 2024 г. все по-често се пристъпва към SBRT като дефинитивно ЛЛ при селектирани болни. Това е възможно именно поради наличието на високоточни системи за верификация (СВСТ, маркери, SGRT), които позволяват намаляване на осигурителните зони и контрол върху дозата в пикочния мехур, ректума и други критични структури.

Общата тенденция е към повишаване на радиобиологичната ефективност чрез високи аблативни дози (еднократни или фракционирани) и същевременно стриктно ограничаване на дозите в критичните органи. Това поставя СВСТ в центъра на баланса между полза и риск:

от една страна чрез осигуряването на максимална точност и конформност на лечението, а от друга страна, чрез свеждането до минимум на допълнителното облъчване от самите верификационни процедури.

Разработената в настоящия дисертационен труд методика, която комбинира оценката на качеството на образа (шум, CNR), дозиметрична оценка (CTDI_w, органни дози) и алгоритъм за избор и оптимизация на протоколите, може да се разглежда като конкретен инструмент за адаптиране на локалните протоколи към съвременните лъчелечебни стандарти. Тя подпомага по-информиран избор относно честотата и типа верификация и аргументирано намаляване на границите на различните обеми при изготвянето на лъчетерапевтичния план там, където качеството на образа и възпроизводимостта на системата го позволяват. Резултатите показват ясно необходимостта от документиране и количествено обосноваване на компромиса между допълнителна доза от верификацията и очакваната клинична полза за по-добър локален контрол, по-ниска токсичност и възможност за прецизни ЛЛ схеми.

Така дискутираните тенденции в лъчелечебните стандарти и ролята на СВСТ верификацията потвърждават актуалността и практическата значимост на проведеното изследване. Оптимизираните протоколи за СВСТ, базирани на обективни физични и дозиметрични критерии и интегрирани в клинични алгоритми за избор на параметри, са ключов елемент за безопасното въвеждане и развитие на съвременните високопрецизни лъчелечебни техники.

5.4. Ограничения на изследването и бъдещи насоки

Въпреки широкия обхват на изследването, трябва да се посочат няколко ограничения. Дисертацията е фокусирана върху физичните характеристики на качеството на образа и дозиметричните оценки. За целите са използвани предимно фантомни измервания и математични симулации, което налага внимателна екстраполация към реални пациенти. Софтуерът РСХМС е базиран на референтен математичен фантом и не отчита индивидуални вариации в телосложението на отделните пациенти. Дозиметричните методи, макар и адаптирани за широки снопове, все пак са компромис за точността на резултатите. Бъдещи проучвания биха могли да включват пациент-специфични симулации с индивидуални КТ данни, проследяване на реални лъчетерапевтични планове с оценка на кумулативната СВСТ доза и оценка на връзката между оптимизираните протоколи и клиничните резултати като локален контрол на тумора и токсичност.

6. Изводи

1. При изследването на параметрите за качество на образа, контраст, отношение контраст–шум (CNR) и шум, при протоколите за всички анатомични области се установява, че оптимизацията на СВСТ протоколите изисква правилен избор на комбинация от експонационни параметри и реконструиращ филтър. При преминаване към по-резки реконструиращи филтри се наблюдава систематично увеличение на стойностите на шума, като Ultra Sharp реконструкцията достига най-високи стойности и следва да се използва само при ясно дефинирани клинични индикации.
2. Двата метода за оценка на шума в образа: с централна оценка на SD и периферна оценка на SD_{per}/CV , предоставят взаимно допълваща се информация за цялостна оценка на качеството на образа при СВСТ системите за верификация на позиционирането на пациента.
3. Изборът на фантом оказва съществено влияние върху количествената оценка на шума, като при PMMA фантомите се наблюдават значително по-високи стойности, до 4-5 пъти, спрямо Catphan, особено при протоколи за гръден кош и таз. Това налага дефиниране на отделни базови стойности за шума според типа фантом, анатомичния протокол и реконструирания филтър.
4. Двата дозиметрични метода при СВСТ системите за верификация не са директно сравними поради различия в геометрията, фантомите и измерваните величини, но позволяват проследяване на дозата във времето и подпомагат оптимизацията на клиничните протоколи.
5. Получените стойности за органните дози оценени чрез софтуерен модел са в широк диапазон спрямо публикуваните в литературата данни, като в повечето случаи са по-ниски, и зависят от използваните параметри и геометрия на сканиране. Най-високи органни дози се регистрират при органи, разположени в основния облъчван обем или в близост до централната област на лъчевия сноп, което подчертава значението на центрирането, размера на полето и експонационните параметри при оптимизацията на СВСТ протоколите и дава предпоставка за бъдещи проучвания.
6. Разработеният алгоритъм за избор и оптимизация на параметри е приложим в клиничната практика и позволява стандартизиране на СВСТ протоколите, подобряване качеството на образа и оптимизация на облъчването в различни анатомични области.

7. Приноси

Научно-теоретични приноси

1. Обоснована е необходимостта от съгласуван избор на дозиметричен метод при СВСТ системи за верификация, с оглед осигуряване на възпроизводимост и проследимост на оценката на дозата в клинични условия.
2. Доказана е необходимостта от локално дефинирани базови стойности за параметрите на качеството на образа в програмите за осигуряване на качеството (QA), специфични за използвания фантом, анатомичния протокол и реконструиращия филтър.

Научно-методични приноси

3. Създадена е двукомпонентна методика за оценка на шума в СВСТ образа при системи за верификация на позиционирането, включваща централен и периферен подход за количествен анализ.

8. Научна активност на докторанта по темата

1. Gancheva M, Dyakov I, Vassileva J, Avramova-Cholakova S, Taseva D. Dosimetry methods for multi-detector computed tomography. Radiat Prot Dosimetry 2015 Jul;165(1-4):190-3. doi:10.1093/rpd/ncv187
2. Gancheva M., Parvanova, V., Kostova-Lefterova, D. Review of patient positioning verification methods in percutaneous radiotherapy and the related additional exposure Roentgenology & Radiology, 2025, Lxiv; 74-82

Научни форуми с публикувани резюмета

1. Ганчева М., Д. Костова-Лефтерова, Б. Генова. Прилагане на метод за дозиметрия при СВСТ система за верификация на позиционирането на пациента в лъчелечението. Онкология 2019, „Новости в онкологията – III част. Диагностика и лечение на рецидивиращите и метастазиращите тумори“, 24-26 Май 2019, кн 47 1/19, стр 38 ISSN:0369-7649
2. Ганчева М., Д. Костова-Лефтерова, Д. Иванова, К. Орманкова С. Лалова, Ф. Симеонов, Оценка на качеството на образа и дозиметрия при система за верификация на позиционирането на пациента за различни локализации, 18-тият Конгрес на Българската асоциация по радиология, 26 до 29 септември 2019;
3. Gancheva M., D. Kostova-Lefterova, D. Penev, Evaluation of SSDE value of a single СВСТ OBI patient verification system. Физиката в опазването на човека и околната му среда - Съвременни тенденции и предизвикателства в лъчелечението. 21- 23 Юли 2019 г. Книжка с резюмета, V. 68, P 158, December 2019 <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2019.10.013>
4. Ганчева М., Д. Костова-Лефтерова, С. Койчев, Д. Кацаров Сравняване на протоколи за верификация на позиционирането на пациента в две клиники по лъчелечение; Онкология 2022г, XII научна конференция по онкология; 10-12 Юни 2022г.
5. Ганчева М., Д. Кацаров. Намаляване неопределеностите при позициониране на пациента при облъчване с линейни ускорители. XV Юбилейна научна конференция на УСБАЛО, Банско 20-22 юни 2025, Онкология 53, 1/25, 37. ISSN: 0369-7649

9. Резюме

Целта на проучването е оптимизиране на протоколите за триизмерна проверка при позиционирането на пациента (СВСТ – КТ образна верификация) в перкутанното лъчелечение на линеен ускорител с осигуряване на клинично качество на образа при намаляване на дозата в здравите тъкани и органи - разработване на алгоритъм.

Дисертацията е фокусирана върху физичните характеристики на качеството на образа и дозиметричните оценки. Оценен е шумът в образа при всички протоколи в три анатомични области по два метода, чрез два фантома, като е извършен анализ чрез два дозиметрични метода. Направена е оценка на дозата в прилежащите здрави тъкани и органи чрез софтуер РСХМС, базиран на референтен математичен фантом. Разработен е алгоритъм за подобряване качеството на образа и оптимизация на облъчването.

Проведеното изследване показва, че качеството на СВСТ образа и дозовото натоварване са силно зависими от избора на експонационни параметри, реконструирани филтри и използвания фантом. Поради нееднородния характер на шума в образа, се предлага използването на комбиниран подход за неговата оценка. Изборът на фантом оказва съществено влияние върху оценката на параметрите на шума в образа. Това налага използването на отделни базови стойности на шума при измерванията със съответния тип фантом.

Двата дозиметрични метода показват съгласуваност при оценка на дозата, което позволява използването им за създаване и оптимизация на клинични протоколи за верификация. Въпреки това дозиметричните методи, макар и адаптирани за широки снопове, все пак са компромис за точността на резултатите. Дозиметричните методи показват добра съгласуваност, а изчислените органни дози в проучването са по-ниски от литературните данни, с най-високи стойности в централно разположени и плътни органи. Софтуерът РСХМС е базиран на референтен математичен фантом и не отчита индивидуални вариации в телосложението на отделните пациенти.

Направените анализи и оценки чрез използваните фантомни измервания и математични симулации налагат внимателна екстраполация към реални пациенти. Разработеният алгоритъм дава възможност за ефективна оптимизация и стандартизация на СВСТ протоколите за позициониране на онкологично болни при лъчелечение на линеен ускорител и запазване на баланс между качество на образа и дозата в здравите тъкани и органи.

Ключови думи: СВСТ – КТ образна верификация, перкутанно лъчелечение с линеен ускорител, качество на образа, дозиметрия, РСХМС, алгоритъм.

Abstract

The aim of the study is to optimize protocols for three-dimensional verification of patient positioning (CBCT – CT image verification) in percutaneous linear accelerator radiotherapy, ensuring clinical image quality while reducing the dose to healthy tissues and organs—development of an algorithm.

The dissertation focuses on the physical characteristics of image quality and dosimetric assessments. Image noise was evaluated for all protocols in three anatomical regions using two methods and two phantoms, with analysis performed using two dosimetric methods. The dose in adjacent healthy tissues and organs was assessed using PCXMC software based on a reference mathematical phantom. An algorithm was developed to improve image quality and optimize radiation exposure.

The study shows that the quality of the CBCT image and the radiation dose are highly dependent on the choice of exposure parameters, reconstruction filters, and the phantom used. Due to the heterogeneous nature of image noise, a combined approach is proposed for its assessment. The choice of phantom has a significant influence on the assessment of image noise parameters. This necessitates the use of separate baseline noise values for measurements with the respective phantom type.

The two dosimetric methods show consistency in dose estimation, which allows their use for the creation and optimization of clinical verification protocols. However, dosimetric methods, although adapted for wide beams, still represent a compromise in terms of the accuracy of the results. The dosimetric methods show good agreement, and the calculated organ doses in the study are lower than those reported in the literature, with the highest values in centrally located and dense organs. The PCXMC software is based on a reference mathematical phantom and does not account for individual variations in the body conformation of individual patients.

The analyses and evaluations performed using phantom measurements and mathematical simulations require careful extrapolation to real patients. The developed algorithm enables effective optimization and standardization of CBCT protocols for positioning cancer patients during linear accelerator radiotherapy and maintaining a balance between image quality and dose to healthy tissues and organs.

Keywords: CBCT – CT image verification, percutaneous linear accelerator radiotherapy, image quality, dosimetry, PCXMC, algorithm