

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
Харківський національний університет імені В.Н. Каразіна
ІНІ «Фізико-технічний факультет»
Кафедра медичної фізики та біомедичних нанотехнологій

Пояснювальна записка


До дипломної роботи бакалавра

на тему (укр. мова) Визначення параметра дозиметричної тині пелюстки
перед його впровадження в систему планування лікування для лінійного
прискорювача Varian True Beam

на тему (англ. мова) Determination of dosimetric leaf gap prior to implementation
in treatment planning system for the Varian True Beam linear accelerator

Виконав: студент 4 курсу, групи ТЛ-41

Напрямок підготовки 105 «Прикладна фізика та нанометеріали»

 Ганна НЕВМЕРЖИЦЬКА

(підпис, прізвище та ініціали)

Науковий керівник:  Ірина ШЕІНА

(підпис, прізвище та ініціали)

Рецензент:  Інна АФАНАСЬЄВА

(підпис, прізвище та ініціали)

Харків 2024

АННОТАЦІЯ

Невмержицька Г.П. – Визначення параметра дозиметричної тіні пелюстки перед його впровадження в систему планування лікування для лінійного прискорювача Varian True Beam. – Рукопис.

Дипломна робота бакалавра за спеціальністю 105 «Прикладна фізика та наноматеріали» – Харківський національний університет ім. В.Н. Каразіна, Харків, 2024.

38 с., 13 мал., 17 табл., 22 джерела.

Робота присвячена дослідженню актуальної теми визначення параметра дозиметричної тіні пелюстки (DLG) багатопелюсткового коліматора перед його впровадженням в систему планування лікування лінійного прискорювача Varian TrueBeam. Розрахунки параметра дозиметричної тіні пелюстки проведено стандартним методом рухомої щілини для різних енергій фотонного пучка та різної кількості значень розміру щілини між пелюсткам багатопелюсткового коліматора. Виявлено, що величина параметра DLG збільшується зі збільшенням енергії фотонного пучка, а відносна різниця значень параметра DLG, здобутих із використанням різної значень розміру щілини, може сягати 30 %.

Ключові слова: лінійний прискорювач, Varian True Beam, дозиметрична тінь пелюстки (DLG), багатопелюстковий коліматор, система планування лікування.

SUMMARY

Nevmerzhytska H.P. – Determination of dosimetric leaf gap prior to implementation in treatment planning system for the Varian True Beam linear accelerator. – Manuscript.

Bachelor's thesis in speciality 105 "Applied Physics and Nanomaterials" – V.N. Karazin Kharkiv National University, Kharkiv, 2024.

38 pages, 13 figures, 17 tables, 22 sources.

The paper is devoted to the study of the topical issue of determining the dosimetric leaf gap (DLG) parameter of a multi-leaf collimator before its commissioning in the treatment planning system of the Varian TrueBeam linear accelerator. The DLG parameter was calculated using the sweeping gap technique for different photon beam energies and a different number of values of the gap size between the leafs of the multi-leaf collimator. It was found that the magnitude of the DLG parameter increases with the photon beam energy, and the relative difference in the DLG values obtained using different values of the gap size can reach 30%.

Keywords: linear accelerator, Varian True Beam, dosimetric leaf gap (DLG), multileaf collimator, treatment planning system.

Зміст

Зміст	4
ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ	5
ВСТУП	6
РОЗДІЛ 1. ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРИ	8
1.1. Медичні лінійні прискорювачі електронів.	8
1.2. Моделювання багатопелюсткового коліматора у системі планування лікування	10
1.3. Визначення параметра дозиметричної тіні пелюстки та способи його вимірювання	12
1.4. Вплив параметрів багатопелюсткового коліматора на розподіл дози ..	15
РОЗДІЛ 2. МАТЕРІАЛИ І МЕТОДИ	18
2.1. Загальна інформація про обладнання	18
2.2. Метод визначення параметра дозиметричної тіні пелюстки (DLG)	18
2.3. Метод апроксимації	20
2.4. Дані вимірювань з іонізаційної камери	21
РОЗДІЛ 3. РЕЗУЛЬТАТИ ТА ОБГОВОРЕННЯ	24
3.1. Розрахунок скоректованих даних з опромінення	24
3.2. Визначення параметра дозиметричної тіні пелюстки (DLG)	25
3.3. Обговорення результатів	28
ВИСНОВКИ	34
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ	35

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ

- IMRT – променева терапія модульованої інтенсивності
- VMAT – модульована за обсягом аročна терапія
- IGRT – променева терапія з візуальним контролем
- SRS – стеретақсична радіохірургія
- SBRT – стереотақсична радіотерапія тіла
- КЛКТ – конусно-променева комп'ютерна томографія
- FFF – flattening filter-free – з вирівнювальним фільтром
- WFF – with flattening filter – без вирівнювального фільтра
- БПК – багатопелюстковий коліматор
- МО – моніторна одиниця
- СПЛ – система планування лікування
- TPS – treatment planning system
- RFO – radiation field offset
- DLG – dosimetric leaf gap – дозиметрична тінь пелюстки
- LTF – leaf transmission factor – коефіцієнт пропускання пелюстки
- DICOM – Digital Imaging and Communications in Medicine
- IROC – Imaging and Radiation Oncology Core
- IEC – International Electrotechnical Commission
- AAPM – American Association of Physicists in Medicine
- TG – Target Group
- SSD – відстані між джерелом і опромінюваною поверхнею
- OAR – органи ризику
- d_{\max} – глибина максимальної дози
- H&N – head & neck
- TLD – термомюнісцентна дозиметрія

ВСТУП

Динамічний багатопелюстковий коліматор (БПК) широко використовується для модуляції інтенсивності пучка в сучасній променевої терапії з метою досягнення високої конформності у дозовому розподілі. Конфігурації більшості систем БПК мають закруглені краї з прямолінійним рухом пелюсток. Додаткове пропускання рентгенівського випромінювання через кінчики пластин призводить до розбіжності між дозиметричною і геометричною шириною поля, і слід застосовувати зміщення від геометричного положення пелюстки [1]. Взаємозв'язок між конструкцією БПК і радіаційною дозиметрією, а також специфікація положення пелюсток БПК були чітко інтерпретовані у роботі [2]. Зсув радіаційного поля (параметр RFO) враховує зміщення однієї пелюстки, тоді як параметр дозиметричної тіні пелюстки (DLG) враховує зміщення протилежних пелюсток і пропускання БПК. У системі планування лікування є два важливих систематичних параметри, які точно моделюють дозиметричний розподіл у плані з динамічним БПК. DLG – це системна зміна положення пелюстки БПК, і її варіації можуть спричинити значні дозиметричні відхилення, особливо при більш складному русі пелюстки БПК [3]. Для підтримання адекватної точності дози в клінічному застосуванні планів з динамічним БПК, таких як променева терапія модульованої інтенсивності (IMRT) або модульована за обсягом арована терапія (VMAT), систематичні помилки в DLG повинні бути мінімізовані. В роботі [4] дійшли висновку, що помилки відкриття та закриття БПК повинні бути в межах 0,6 мм, щоб утримувати дозу варіації покриття мішені (PTV70) в межах 2%. Також повідомлялося про подібні результати у [5, 6, 7].

На величину DLG впливає проходження рентгенівського випромінювання через закруглені краї пелюстки, тому її значення залежить від якості променя і типу БПК. Значення DLG зазвичай визначають для кожної енергії пучка під час введення в експлуатацію. Для визначення

значень DLG широко використовуються методика інтегрування дози в поперечному полі (cross-field dose technique) [6] і метод рухомої щілини (sweeping gap technique) [8]. Для системи Varian метод рухомої щілини, як описано в документації Varian Medical Systems, є найзручнішим методом для визначення DLG. Однак у кількох дослідженнях повідомлялося, що значення DLG, виміряне за допомогою цього методу, суттєво відрізнялося від значення, визначеного шляхом оптимізації значення DLG, таким чином, що різниця між розрахунками системи планування лікування і поставленими дозами була мінімальною для клінічних планів [9, 10, 11]. Ця розбіжність, без належних вихідних даних параметра DLG, робить ітераційний процес його оптимізації досить трудомістким [12].

Метою даної роботи є визначення оптимального значення параметра дозиметричної тіні пелюстки (DLG) та його перевірка перед впровадженням в систему планування лікування для лінійного прискорювача Varian TrueBeam.

Для досягнення даної мети було поставлено та вирішено наступні задачі:

1. на основі даних вимірювань поглиненої дози іонізаційної камерою у фантомі для різних значень розміру щілини між пелюстками БПК провести розрахунки параметра DLG згідно зі стандартним методом рухомої щілини, який описано в документації Varian;

2. дослідити залежність величини параметра DLG від кількості обраних для розрахунку вимірів поглиненої дози для різних значень розміру щілини між пелюстками БПК;

3. зробити висновок відносно оптимального значення параметра DLG під час введення в експлуатацію лінійного прискорювача.

Результати, отримані в даній роботі, можна використовувати для оптимізації значень параметра DLG під час введення в експлуатацію лінійного прискорювача з метою зменшення похибки у розрахунку дози під час проведення сеансів променевої терапії.

РОЗДІЛ 1. ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРИ

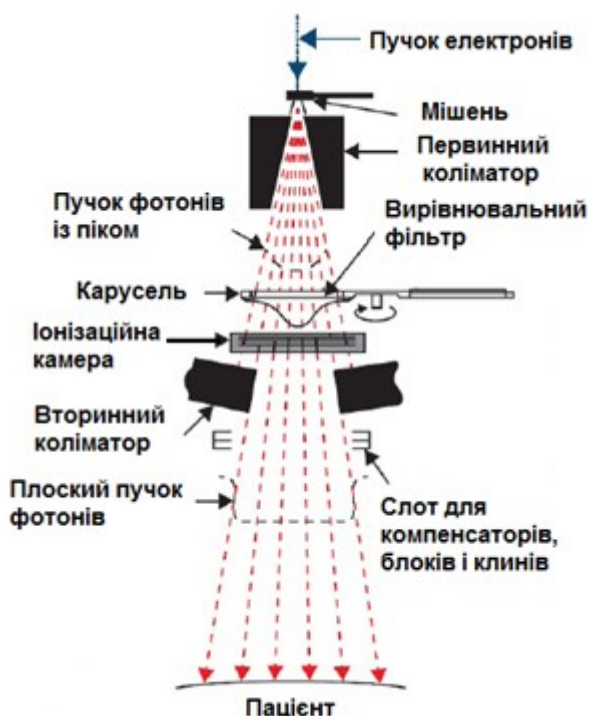
1.1. Медичні лінійні прискорювачі електронів.

Одним із методів променевої терапії є дистанційна променева терапія. При дистанційному опроміненні джерело випромінювання знаходиться на відстані від хворого. До дистанційних методів опромінення належать: дистанційна гамма-терапія, рентгенотерапія, терапія гальмівним випромінюванням високої енергії, терапія швидкими електронами (бета-терапія), протонна терапія [13]. Для дистанційної променевої терапії фотонами і електронами використовуються лінійні прискорювачі електронів.

Схему роботи медичного лінійного прискорювача можна коротко описати наступним чином. Джерело живлення подає напругу на модулятор, в якому формуються імпульси. Імпульси високої напруги тривалістю кілька мікросекунд передаються від модулятора на клістрон або магнетрон (генератори НВЧ поля) і одночасно на електронну гармату. Імпульсні мікрохвилі, що утворюються в клістріні або магнетроні, інжектуються в прискорювальну секцію установки через систему хвилеводів. У певний момент, електрони з електронної гармати також імпульсно інжектуються в прискорювальну систему довжиною 130-150 см синхронізовано з частотою прискорювального поля. У високоенергетичних лінійних прискорювачах прискорювальна секція через її велику довжину (130-150 см) розташована горизонтально в гантрі. У цьому разі пучок електронів проходить через систему поворотних магнітів у голівці гантрі.

Голівка прискорювача має складну конструкцію для забезпечення широкого вибору енергій і режимів роботи (мал.1.1). Після проходження через відхиляючі магніти пучок електронів падає на гальмівну мішень. За мішенню розташовується первинний коліматор, який відсікає частинки з неправильною траєкторією. Після первинного коліматора в голівці прискорювача встановлено "карусель", у якій розташовані вирівнювальні фільтри для всіх необхідних типів енергій пучків фотонів.

Дві суміщені іонізаційні камери розташовані нижче від "каруселі" і призначені для контролю параметрів пучка під час лікування. За даними камер відстежують потужність дози, площину і симетрію профілю пучка. На виході в голові прискорювача розташований вторинний коліматор.



Мал. 1.1. Схема голівки прискорювача у режимі опромінення фотонами.

У типовому сучасному медичному прискорювачі, колімація пучка фотонів досягається за допомогою двох або трьох коліматорних пристроїв: первинний коліматор, коліматори вторинного рухомого променя, БПК (необов'язково) [14].

Первинний коліматор визначає найбільший доступний розмір круглого поля і являє собою конічний отвір, оброблений у вольфрамовий екрануючий блок, при цьому сторони конічного отвору виступають на краї мішені на одному кінці блоку та на вирівнювальний фільтр на іншому кінці. Товщина екрануючого блоку зазвичай розрахована на послаблення середньої інтенсивності первинного рентгенівського променя до менш ніж 0,1% від початкового значення (три шари десятого значення). Згідно з рекомендаціями ІЕС, максимальний витік не повинен перевищувати 0,2% від величини відкритого променя.

Коліматори, що визначають вторинний промінь, складаються з чотирьох блоків, два з яких формують верхні і два утворюють нижні щелепи коліматора. Вони можуть створювати прямокутні або квадратні поля в ізоцентрі лінійного прискорювача зі сторонами від кількох міліметрів до 40 см.

Сучасні лінійні прискорювачі включають незалежні (асиметричні) щелепи, які можуть забезпечувати асиметричні поля, найчастіше блоковані поля на половину або три чверті, в яких один або два краї променя, відповідно, збігаються з центральною віссю променя.

Кількість пелюсток у комерційних БПК неухильно зростає, і наразі доступні моделі зі 120 пелюсток (60 пар), що покривають поля розміром до 40×40 см² і потребують 120 двигунів з індивідуальним комп'ютерним керуванням і схем керування.

1.2. Моделювання багатопелюсткового коліматора у системі планування лікування

Система планування лікування (СПЛ) є важливим компонентом зовнішньої променевої терапії. СПЛ використовуються для планування розташування пучків, енергій, розмірів полів, конфігурації потоку і модифікаторів, які забезпечують оптимальний розподіл дози для лікування захворювання і мінімізації дози на здорові тканини. Точність розрахунку дози має першорядне значення для безпечної та ефективної доставки лікування. Істотною (але не виключною) частиною введення в експлуатацію СПЛ є забезпечення того, щоб параметри пучка випромінювання та інших даних, що впливають на точність розрахунку дози, були адекватно змодельовані в системі та належним чином валідовані [15].

Моделювання даних про введення в експлуатацію в СПЛ – це ітеративний процес, який включає компроміси в точності в діапазоні клінічних сценаріїв, з якими можна зіткнутися. Отже, деякі аспекти перевірочних тестів можуть демонструвати чудові компроміси, тоді як інші

можуть демонструвати гірші. На точну перевірку моделі впливають як вимірювання, так і обмеження моделі. Деякі компоненти розподілу дози може бути важко точно виміряти (наприклад, детектор надмірно реагує на низькоенергетичні фотони в хвостових профілях низької дози), тоді як, за інших обставин, СПЛ може не моделювати дозу добре, навіть якщо вона доречна і використовуються точні вхідні дані.

Звіт 72 Цільової групи Американської асоціації фізиків у медицині (AAPM) містить різні типи проектів БПК, фізичні властивості та рекомендації щодо забезпечення якості [1]. Звіт AAPM TG 142 рекомендує звичайні завдання із забезпечення якості БПК [16]. Додатково до введення в експлуатацію БПК і забезпечення якості перед його клінічним використанням, БПК необхідно належним чином змоделювати в СПЛ для точного розрахунку дози. Існують фізичні особливості будови БПК у різних виробників (Varian , Elekta, Siemens). Тому актуальним є звернення до документації виробника, щоб розуміти, як СПЛ моделює той чи інший фізичний ефект, пов'язаний з будовою БПК.

Типи БПК відіграють важливу роль у проведенні високоточної конформної зовнішньої променевої терапії. Рішення БПК визначають якість плану лікування [17]. Менша ширина БПК забезпечує відповідність цілі та швидке падіння дози за межі цілі.

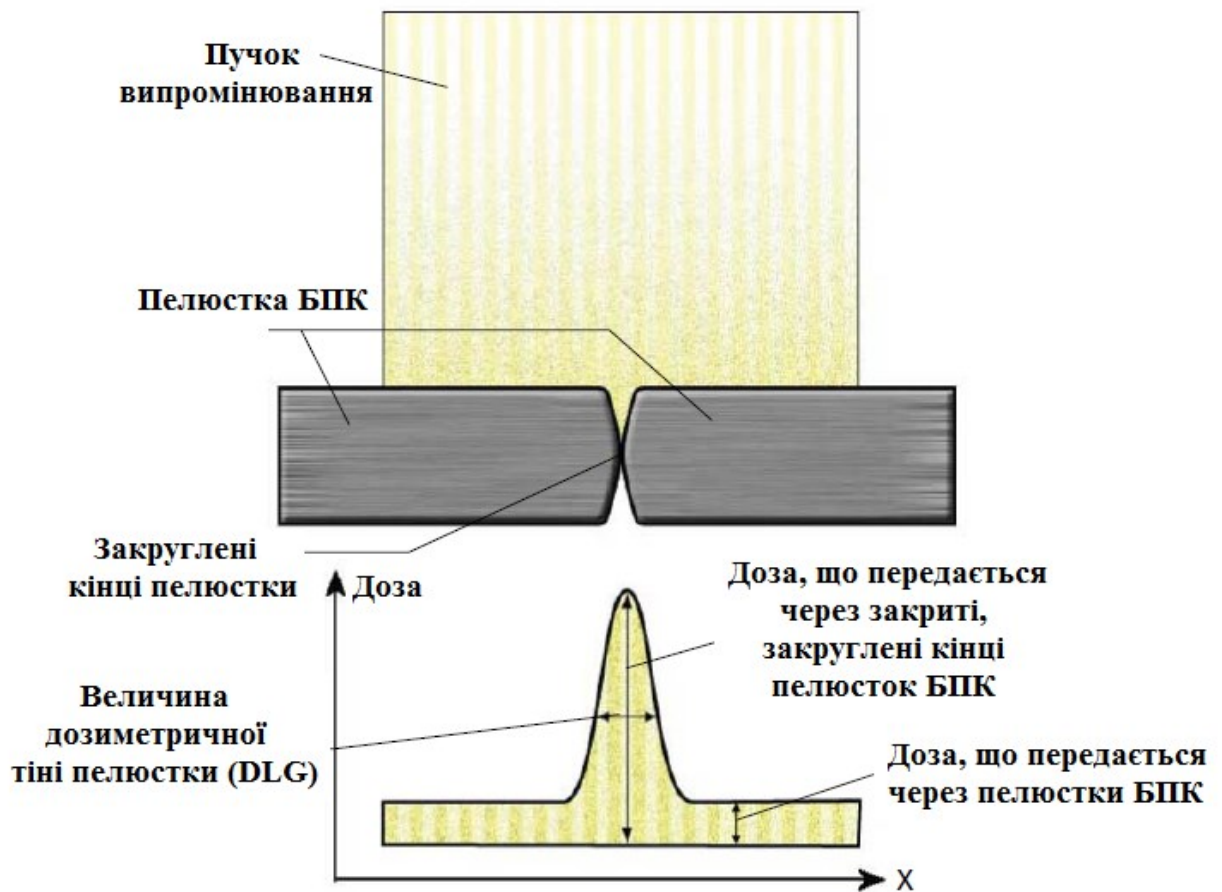
Як попередній дозиметричний тест системи, параметри TPS слід порівнювати, де це можливо, з наявними даними. Наприклад, домовленість спільноти щодо багатьох параметрів TPS на кількох платформах системи планування нещодавно був зібраний IROC [3]. Такі параметри, як зсув БПК і передача БПК, слід порівнювати з похибкою спільноти. Важливо зазначити, що значення, яке суттєво відхиляється від медіани спільноти, не обов'язково є помилкою, але екстремальні значення слід ретельно перевірити ще раз і переглянути разом з колегами або виробником.

1.3. Визначення параметра дозиметричної тіні пелюстки та способи його вимірювання

Для досягнення кращих позаосьових дозиметричних характеристик, кінці пелюсток БПК в деяких пристроях БПК заокруглені. Завдяки заокругленій формі, частина випромінювання проходить між пелюстками навіть через повністю закриті пари пелюсток. Це явище називається пропусканням через заокруглені кінці пелюсток. [18].

Алгоритми подачі флюенсу мають справу з пропусканням через заокруглені кінці пелюсток за допомогою параметра DLG. Алгоритми моделюють форму країв пелюстки як гостру (на противагу заокругленій) і враховують заокруглену форму пелюстки шляхом зсуву положення кінчиків пелюсток у фактичному розрахунку флюенсу. Кінчики пелюсток зміщуються шляхом відтягування кожного з них назад на половину значення параметра DLG так, щоб проміжок між повністю зімкненими парами пелюсток дорівнював параметру DLG. Тобто слід зазначити, що параметр DLG відноситься до пари пелюсток (а не до окремої пелюстки) (див. мал. 1.2). Параметр DLG може бути визначений в комп'ютерній програмі для кожної лікувальної одиниці та енергії.

Для того, щоб доза поля IMRT відповідала вимірюванням, слід відкалібрувати коефіцієнт пропускання пелюстки БПК (LTF) і дозиметричну тінь пелюстки (DLG). [18]. Коефіцієнт пропускання пелюстки можна оцінити як співвідношення виміряної дози у відкритому полі та виміряної дози при використанні того самого розміру поля з усіма пелюстками БПК, закритими позаду щелеп. Коефіцієнт пропускання пелюстки є ефективним параметром, який описує середнє пропускання, і він не враховує локальні коливання ширини стулки або енергетичного спектру променя.



Мал. 1.2. Пропускання через закруглені кінці пелюсток БПК.

Оскільки ефективна пропускна здатність пелюстки трохи залежить від розміру поля та глибини вимірювання, геометрія вимірювання має бути подібною до клінічно значущих геометрій. У напрямку Y поле має бути достатньо широким, щоб різні типи пелюстки в БПК були відкритими. Наприклад, для Millennium 120 MLC це повні та половинні пелюстки. Для Varian HD-120 MLC рекомендований розмір поля $10 \text{ см} \times 15 \text{ см}$ (X, Y), і для Millennium 120 MLC рекомендований розмір поля $10 \text{ см} \times 25 \text{ см}$ (X, Y). У всіх випадках слід використовувати симетричне положення щелеп. Вимірювання слід проводити в однорідному фантомі на глибині 10-15 см в площині ізоцентру (SSD 85-90см; глибина вимірювання повинна бути більше d_{max}). Окреме вимірювання необхідно провести для обох берегів пелюстки.

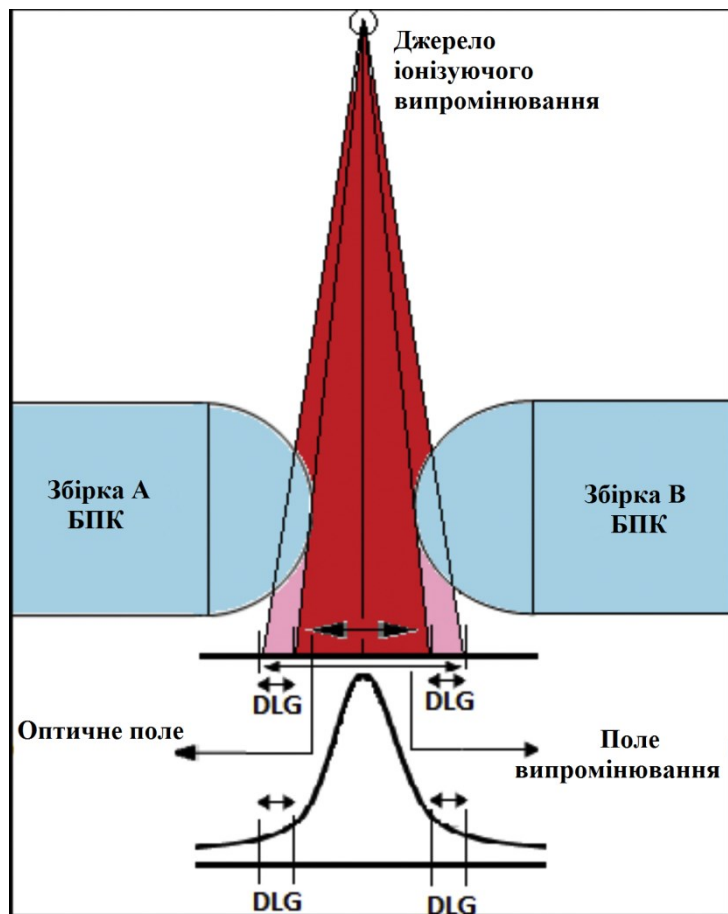
Точна процедура вимірювання залежить від використовуваних вимірювальних пристроїв. Вимірювання пропускання пелюстки можна виконати за допомогою великої різноманітності вимірювальних пристроїв,

таких як іонна камера, плівка або портална камера. Дуже важливо, щоб вимірювання проводилися в кількох положеннях і використовувалося середнє значення. Це гарантує, що коефіцієнт пропускання пелюстки враховує вплив витоку між пелюстками та враховує невеликі коливання товщини пелюстки. Вимірювання слід повторити для берега пелюстки В, використовуючи дзеркальне зображення позицій пелюстки, описаних вище.

Оскільки пелюстки БПК закруглені, існує різниця між фізичним краєм пелюстки і її дозиметричним краєм (розмежованим лінією 50% ізодози). Параметром, що характеризує цю різницю, є DLG. Збільшення розміру радіаційного поля внаслідок проходження через заокруглений кінець пелюстки. Мал. 1.3 надає графічну ілюстрацію DLG. Це описує, як поле випромінювання обривається на краю пелюстки БПК; однак часткова передача через кінець пелюстки БПК залишається там. Також, Мал. 1.3 показує, що спектри інтенсивності швидко спадають на краю пелюстки БПК, а часткова інтенсивність, відповідальна за DLG, експоненціально зменшується. Ефективний розмір радіаційного поля можна визначити математично наступним чином:

$$\begin{aligned} \text{Розмір радіаційного поля (мм)} &= \\ &= \text{Розмір оптичного поля БПК (мм)} + \text{Розмір поля DLG (мм)} \end{aligned}$$

Параметр DLG можна виміряти за допомогою серії установок динамічного БПК, використовуючи процедуру, описану LoSasso [6] і Arnfield та ін. [19]. Описана в [6] технологія визначення параметра DLG має назву метода рухомої щілини (the sweeping gap technique) та найбільш широко використовується в клініках.



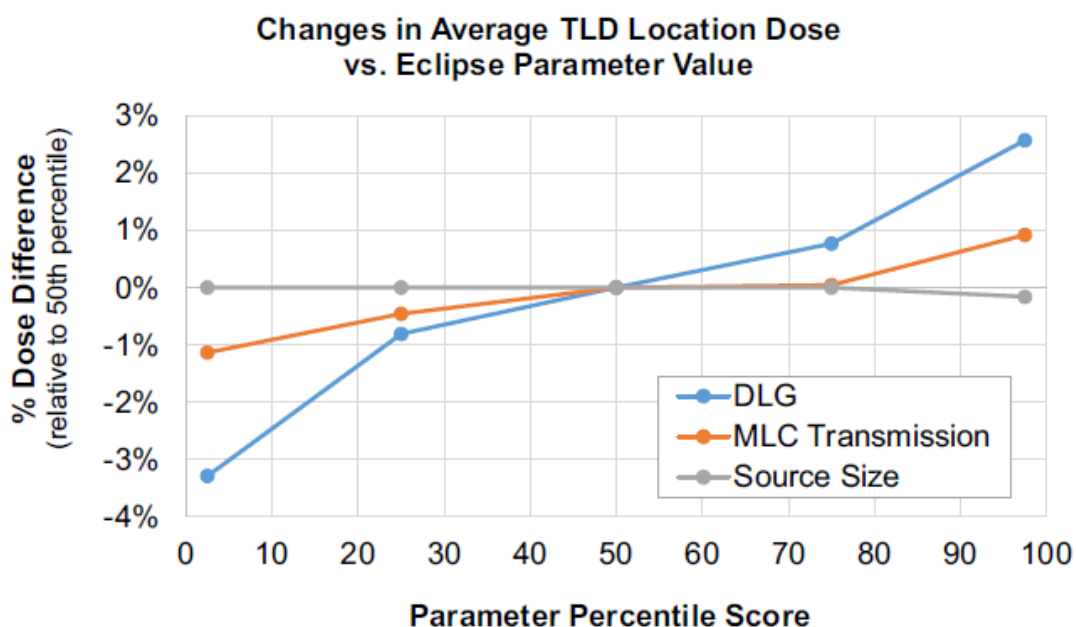
Мал. 1.3. Графічне зображення пропускання через закруглений кінець пелюстки БПК, яке ілюструє, що як розмір оптичного поля, так і DLG складають поле випромінювання.

1.4. Вплив параметрів багатопелюсткового коліматора на розподіл дози

В роботі [10] досліджено дозиметричний вплив зміни параметрів моделювання загального променя на клінічно прийнятні плани лікування Н&Н фантомами, щоб зрозуміти, як ці зміни можуть сприяти точності або неточності розрахунку дози в контексті планування IMRT і VMAT. Невеликі варіації зсуву БПК, як описано DLG в Eclipse, можуть мати суттєвий вплив на результативність плану, суттєво впливаючи як на цілі, так і на дози OAR. Інші параметри, що моделюють БПК і характеристики джерела випромінювання, засновані на даних, наданих громадою, мали менший вплив.

Малюнок 1.4 показує середню відсоткову різницю в обчисленій дозі для місць розташування TLD (понад шість місць розташування TLD у двох

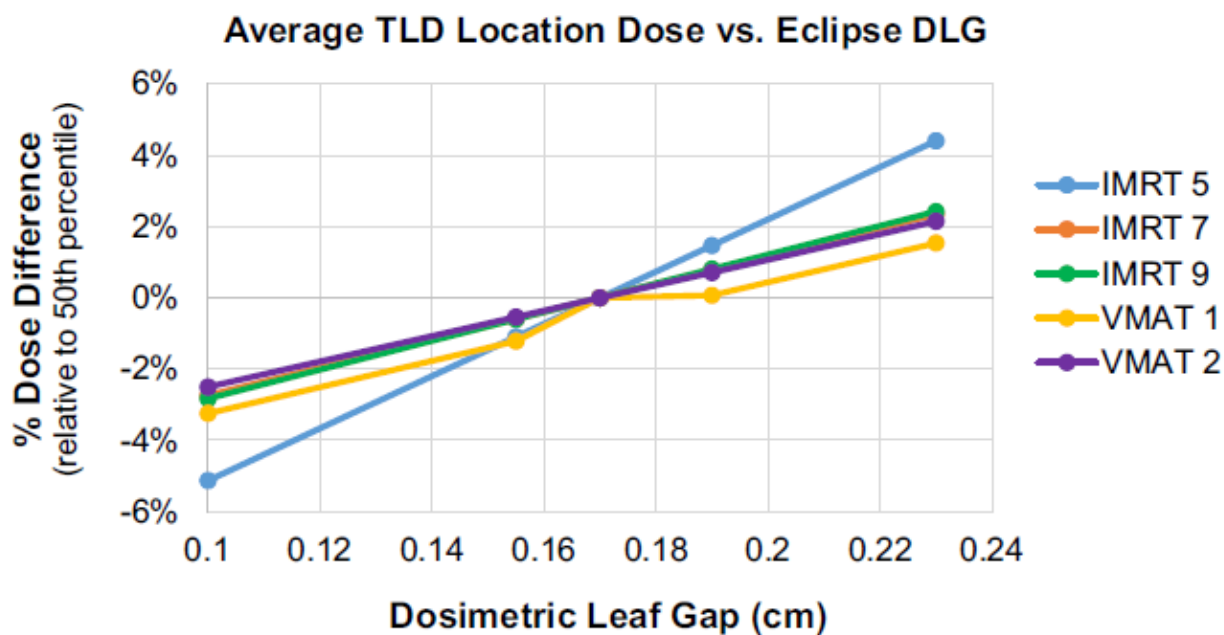
цілях, усереднене за всіма п'ятьма планами) між базовою та модифікованою моделями пучка як функцію відсоткового показника для параметрів, що представляють інтерес, як повідомляється спільнотою радіаційної онкології. Виходячи з діапазону значень від спільноти, варіації DLG мають найбільший вплив на дозиметричну точність. Це було вірно для всіх перевірених кінцевих точок: зміни до 6% спостерігалися для цільових розташувань TLD, а зміни до 10% спостерігалися в розташуваннях OAR TLD.



Мал. 1.4. Середні зміни в дозі, розраховані для цільового розташування термолюмінесцентного дозиметра для фантомних планів голови та шиї IROC-H, коли цікаві параметри маніпулюються в Eclipse.

Дозиметричний вплив нанесено на графік відносно фактичного значення DLG на мал. 1.5. З цього малюнка видно, що середня доза для цілей змінюється приблизно лінійно зі значенням DLG для всіх розглянутих планів (мал. 1.5), що свідчить про систематичний вплив на дозу. Крім того, для всіх планів, крім IMRT5, відносна зміна дози, викликана варіаціями DLG, була послідовною, незважаючи на відмінності в складності лікування. IMRT5, план, який був дуже модульованим, мав значно інший нахил, ніж інші, і був більш чутливим до змін DLG. Інші параметри моделювання пучка викликали набагато менші відхилення дози; зміни дози, спричинені маніпулюванням

ефективного розміру цільової плями та фактора передачі БПК, зазвичай становили менше 1% у цільових об'ємних дозах і <5% зміни в дозі OAR.



Мал. 1.5. Зміни середньої дози для цільових місць розташування термолюмінесцентного дозиметра, розраховані для кожного з п'яти планів фантомів голови та шиї IROC-H після маніпулювання дозиметричною тінню пелюстки в Eclipse.

РОЗДІЛ 2. МАТЕРІАЛИ І МЕТОДИ

2.1. Загальна інформація про обладнання

Всі вимірювання проводилися на лінійному прискорювачі Varian True Beam (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA) оснащеному багатопелюстковим коліматором (HD-120 БПК). Енергія фотонного пучка становила 6 та 10 MeV для пучків з вирівнювальним фільтром (WFF) та пучків без вирівнювального фільтра (FFF). Всі розрахунки доз були виконані з використанням аналітичного анізотропного алгоритму (AAA) та алгоритму Acuros XB (AXB) в системі планування лікування Eclipse TPS (Varian Medical Systems Inc., Пало-Альто, Каліфорнія). Водний фантом Blue Phantom 2 (Iba Dosimetry, Німеччина) та іонізаційна камера Farmer об'ємом 0,13 см³ (Scanditronix / Wellhofer Compact Chamber cc13) були використані для вимірювання дози. Вимірювання проводилися на глибині 10 см, відстань між джерелом та поверхнею (SSD) становила 90 см.

HD120 БПК має 120 пелюсток. Центральні 64 пелюстки (32 пари пелюсток) і зовнішні 56 пелюстки (28 пар пелюсток) мають ширину проєкції пелюстки 2,5 мм і 5,0 мм на відстані від осі джерела 100 см відповідно. Таким чином, максимальна висота поля становить $22 \text{ см} = 28 * 0.5 + 32 * 0.25 = 14 + 8 \text{ см}$.

2.2. Метод визначення параметра дозиметричної тіні пелюстки (DLG)

Ця процедура описує один з методів визначення базове значення параметра DLG [20]

А. DICOM файли

1. Файли DICOM містять поля, необхідні для вимірювання DLG

- Відкрите поле – використовується для вирівнювання детектора та прогріву
- Transm X – поля, що використовуються для вимірювання пропускання дози для збірок А і В. Поле блокується пелюстками БПК (MLC). Прилеглі закруглені краї пелюсток розташовані під щелепами коліматора.

Використовуються ті самі налаштування щелеп коліматора, що й для відкритого поля та полів із ковзним зазором БПК.

- XXmm – поля з ковзним зазором БПК. Розміри щілини 2, 4, 6, 10, 14, 16, 20 мм. Щілина змінюється від -60 мм до + 60 мм з постійною швидкістю відносно МО (MU). Положення пелюсток через кожні 10 мм визначається контрольною точкою. Результиуючий флюенс є однорідним в межах поля розміром 10x10 см².

Б. Вимірювання

1. Відкриваємо файл плану DICOM для енергії, основного режиму потоку та моделі БПК.

2. Починаємо вимірювання та доставляємо відкрите поле. Записуємо вимірюване значення $R_{open} =$

3. Вимірюємо дані з пропускання дози через БПК для збірки А ($R_{T,A}$). Використовуємо поле Transm А. $R_{T,A} =$

4. Вимірюємо дані з пропускання дози через БПК для збірки В ($R_{T,B}$). Використовуємо поле Transm В. $R_{T,B} =$

5. Розраховуємо середній показник пропускання:

$$R_T = \frac{R_{T,A} + R_{T,B}}{2} \quad (2.1)$$

6. Вимірюємо дані для рухомої щілини (R_g). Використовуємо рухомі поля щілини від 1 мм до 20 мм.

g (mm)	2	4	6	10	14	16	20
R_g (au)							

au – arbitrary units (довільні одиниці)

С. Обчислення DLG

1. Обчислюємо внесок середнього значення пропускання дози через БПК у дані для щілини (R_T) для кожної щілини g . Внесок пропускання у дані з опромінення з щілиною g визначається як:

$$R_{gT} = R_T * \left(1 - \frac{g[mm]}{120[mm]}\right) \quad (2.2)$$

g (mm)	2	4	6	10	14	16	20
R_{gT} (au)							

120 мм – відстань ходу пелюстки, яка використовується у наданих файлах DICOM

2. Обчислюємо скоректовані дані з опромінення для кожної щілини g , Скоректовані дані визначаються як

$$R'_g = R_g - R_{gT} \quad (2.3)$$

g (mm)	2	4	6	10	14	16	20
R'_g (au)							

3. Підбираємо лінійну функцію $g(R'_g) = aR'_g + b$ до точок, заданих розміром щілини g і скоректованими даними R'_g опромінення з щілиною g . Записуємо перетин підігнаної функції (b). Абсолютне значення b є параметр DLG.

2.3. Метод апроксимації

Для того, щоб розрахувати параметр DLG, нам потрібно підібрати максимально наближену до наших даних лінійну функцію, тобто зробити лінійну апроксимацію. Маємо набір точок (наших даних), по яким необхідно побудувати відому просту для нас функцію з найменшою похибкою. Найпростіший вид функції лінійний і має вид:

$$y = a * x + b \quad (2.4)$$

Задача апроксимації – знайти коефіцієнти a і b , для того щоб наша пряма проходила максимально близько до наших точок. Один із головних критеріїв вибору оцієї максимальної близькості до даних точок є розрахунок суми відхилення між апроксимаційною функцією і нашими даними. Але щоб ця функція і її точки співпадали або ж були максимально наближені до наших необхідно брати не суму відхилень, а суму квадратів відхилень:

$$S(a, b) = \sum_{i=1}^n (y_i - ax_i - b)^2 \rightarrow \min \quad (2.5)$$

В методі найменших квадратів відхилення має бути мінімальне, а в точці мінімуму функції частинні похідні цієї функції по незалежним параметрам мають бути рівні нулю. Використаємо наступні умови мінімуму:

$$\frac{\partial S}{\partial a} = -2 \sum_{i=1}^n (y_i - ax_i - b)x_i = 0 \quad (2.6)$$

$$\frac{\partial S}{\partial b} = -2 \sum_{i=1}^n (y_i - ax_i - b) = 0 \quad (2.7)$$

або

$$a \sum_{i=1}^n x_i^2 + b \sum_{i=1}^n x_i = \sum_{i=1}^n x_i y_i \quad (2.8)$$

$$a \sum_{i=1}^n x_i + bn = \sum_{i=1}^n y_i \quad (2.9)$$

Розрахунки будемо проводити в Excel.

Алгоритм для знаходження а і b наступний:

1. Шукаємо всі вказані вище суми для x, y, x*y та x²
2. Записуємо систему рівнянь (2.8-2.9) для знаходження а і b із значеннями, які у нас вийшли.
3. Вирішуємо систему матричним методом.
4. Шукаємо обернену матрицю до матриці значень біля наших коефіцієнтів.
5. Для знаходження а і b перемножуємо шукану обернену матрицю на матрицю-стовпчик вільних членів.

2.4. Дані вимірювань з іонізаційної камери

Дані проведених за допомогою іонізаційної камери вимірювань для двох значень енергії випромінювання із використанням та без вирівнювального фільтра наведені в таблицях 2.1-2.8.

g, мм	2	4	6	10	14	16	20
R_g (Гр)	0,0257	0,0380	0,0508	0,0766	0,1025	0,1157	0,1419

Таблиця 2.1. Показання для рухомої щілини для енергії фотонів 6 MeV з вирівнювальним фільтром (WFF).

R_{open} , Гр	$R_{T,A}$, Гр	$R_{T,B}$, Гр
0,7874	0,0108	0,0105

Таблиця 2.2. Дані для відкритого поля та пропускання дози через БПК для збірки А та В для енергії фотонів 6 МеВ з вирівнювальним фільтром (WFF).

g, мм	2	4	6	10	14	16	20
R_g (Гр)	0,0320	0,0476	0,0630	0,0937	0,1250	0,1402	0,1708

Таблиця 2.3. Показання для рухомої щілини для енергії фотонів 10 МеВ з вирівнювальним фільтром (WFF).

R_{open} , Гр	$R_{T,A}$, Гр	$R_{T,B}$, Гр
0,9455	0,0143	0,0143

Таблиця 2.4. Показання для відкритого поля та показання пропускання дози через БПК для збірки А та В для енергії фотонів 10 МеВ з вирівнювальним фільтром (WFF).

g, мм	2	4	6	10	14	16	20
R_g (Гр)	0,0247	0,0378	0,0515	0,0791	0,1069	0,1200	0,1473

Таблиця 2.5. Показання для рухомої щілини для енергії фотонів 6 МеВ без вирівнювального фільтра (FFF).

R_{open} , Гр	$R_{T,A}$, Гр	$R_{T,B}$, Гр
0,8340	0,0097	0,0098

Таблиця 2.6. Показання для відкритого поля та показання пропускання дози через БПК для збірки А та В для енергії фотонів 6 МеВ без вирівнювального фільтра (FFF).

g, мм	2	4	6	10	14	16	20
R_g (Гр)	0,0292	0,0445	0,0600	0,0904	0,1206	0,1359	0,1667

Таблиця 2.7. Показання для рухомої щілини для енергії фотонів 10 МеВ без вирівнювального фільтра (FFF).

<i>R_{open}</i> , Гр	<i>R_{T,A}</i> , Гр	<i>R_{T,B}</i> , Гр
0,9287	0,0111	0,0119

Таблиця 2.8. Показання для відкритого поля та показання пропускання дози через БПК для збірки А та В для енергії фотонів 10 МеВ без вирівнювального фільтра (FFF).

Зазначимо, що величина середнього показника пропускання R_T може бути розрахована для полів фотонів з енергією 6 МеВ, 10 МеВ, 6МеВ-FFF та 10 МеВ-FFF за формулою (2.1) з даних таблиць 2.2, 2.4, 2.6 та 2.8 відповідно.

РОЗДІЛ 3. РЕЗУЛЬТАТИ ТА ОБГОВОРЕННЯ

3.1. Розрахунок скоректованих даних з опромінення

В таблиці 3.1-3.4 наведені розраховані за допомогою виразів (2.2) та (2.3) величини R_{gT} внеску пропускання у дані з опромінення з щілиною g та скоректовані дані R'_g опромінення з щілиною g відповідно.

g, мм	2	4	6	10	14	16	20
R_{gT} (Гр)	0,0105	0,0103	0,0101	0,0098	0,0094	0,0092	0,0089
R'_g (Гр)	0,0152	0,0277	0,0407	0,0668	0,0931	0,1065	0,1330

Таблиця 3.1. Розрахункові дані для величин R_{gT} та R'_g для енергії фотонів 6 МеВ з вирівнювальним фільтром (WFF).

g, мм	2	4	6	10	14	16	20
R_{gT} (Гр)	0,0141	0,0138	0,0136	0,0131	0,0126	0,0124	0,0119
R'_g (Гр)	0,0179	0,0338	0,0494	0,0806	0,1124	0,1278	0,1589

Таблиця 3.2. Розрахункові дані для величин R_{gT} та R'_g для енергії фотонів 10 МеВ з вирівнювальним фільтром (WFF).

g, мм	2	4	6	10	14	16	20
R_{gT} (Гр)	0,0096	0,0094	0,0093	0,0089	0,0086	0,0085	0,0081
R'_g (Гр)	0,0151	0,0284	0,0422	0,0702	0,0983	0,1116	0,1392

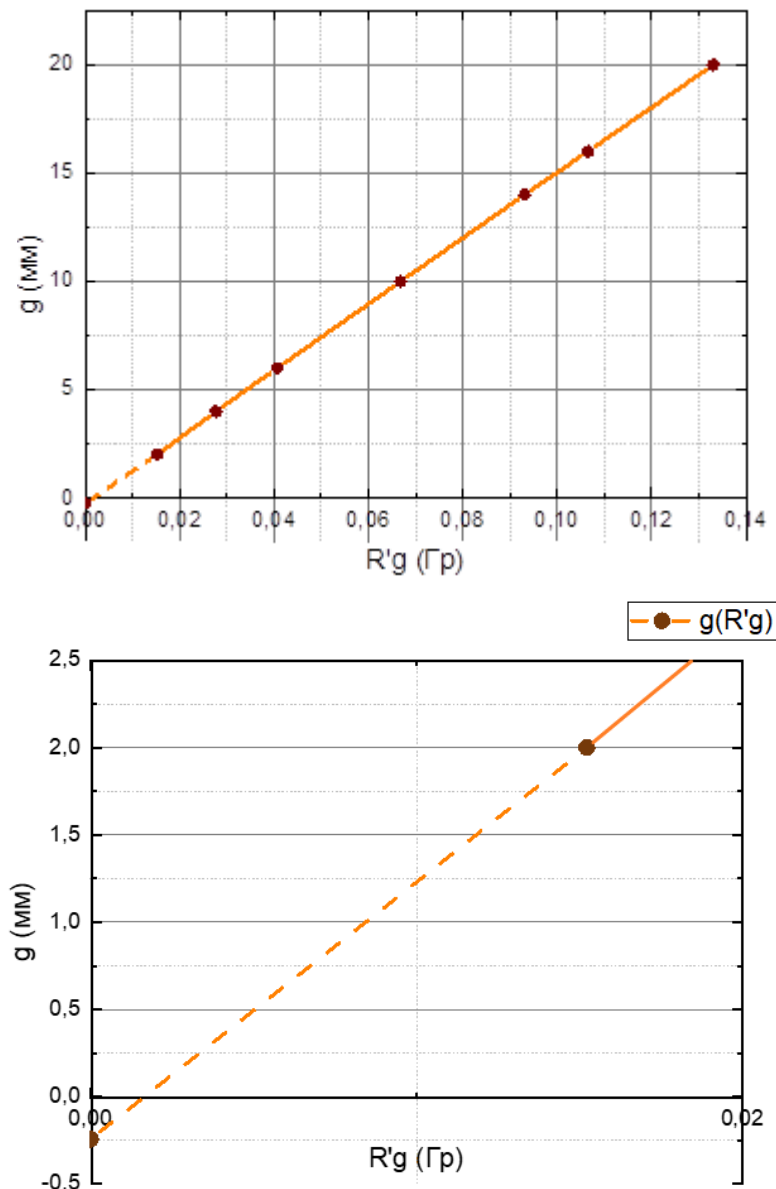
Таблиця 3.3. Розрахункові дані для величин R_{gT} та R'_g для енергії фотонів 6 МеВ без вирівнювального фільтра (FFF).

g, мм	2	4	6	10	14	16	20
R_{gT} (Гр)	0,0113	0,0111	0,0109	0,0105	0,0102	0,0100	0,0100
R'_g (Гр)	0,0179	0,0334	0,0491	0,0799	0,1104	0,1259	0,1571

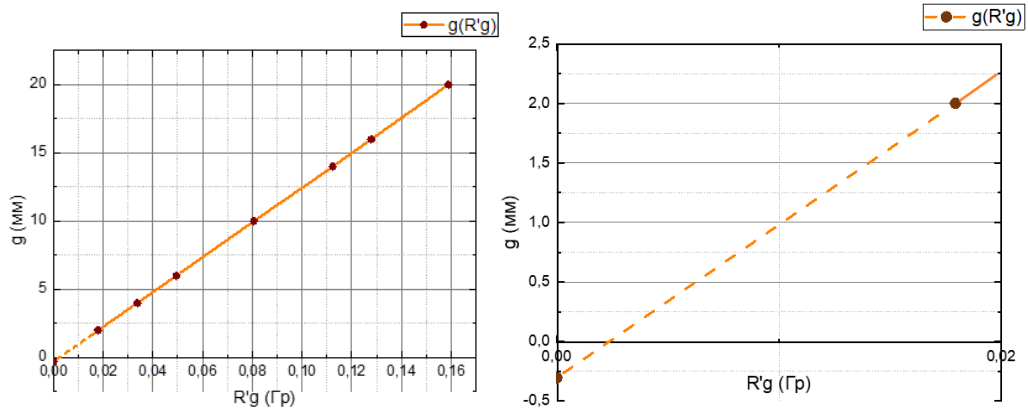
Таблиця 3.4. Розрахункові дані для величин R_{gT} та R'_g для енергії фотонів 10 МВ без вирівнювального фільтра (FFF).

3.2. Визначення параметра дозиметричної тіні пелюстки (DLG)

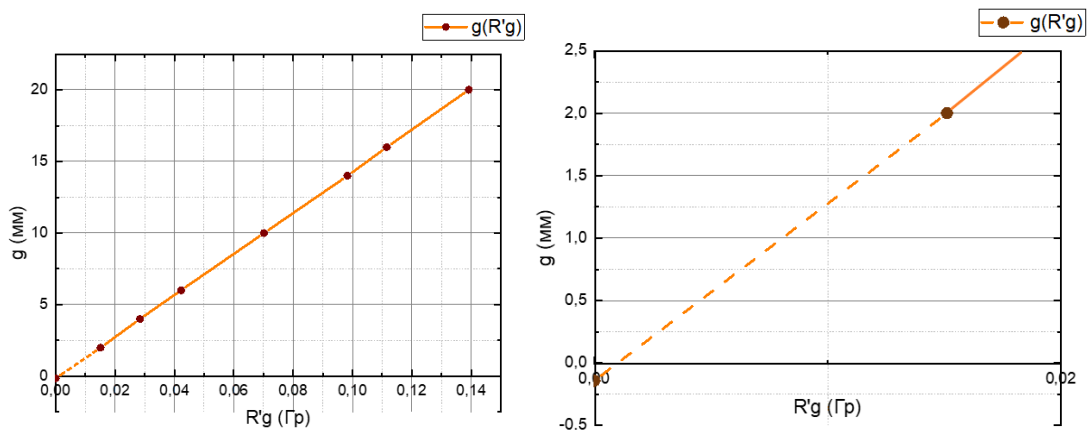
Результати лінійної апроксимації даних з таблиць 3.1-3.4 за методом найменших квадратів представлені на графіках для величини R'_g (Гр) як функції ширини щілини g (мм) на мал. 3.1-3.4. Результат підбору лінійної функції $g(R'_g) = aR'_g + b$ наведено в описі під зведеним графіком для різних досліджуваних значень енергії фотонів на мал. 3.5. Нижній графік на кожному з мал. 3.1-3.5 наведено з метою більшої наочності результатів.



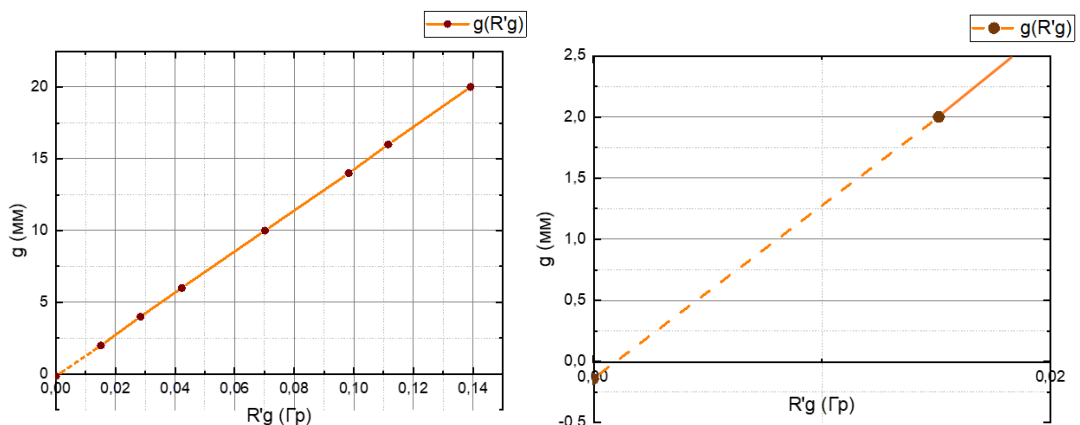
Мал. 3.1. Лінійна апроксимація за методом найменших квадратів даних з таблиці 3.1 для енергії фотонів 6 МеВ з вирівнювальним фільтром (WFF).



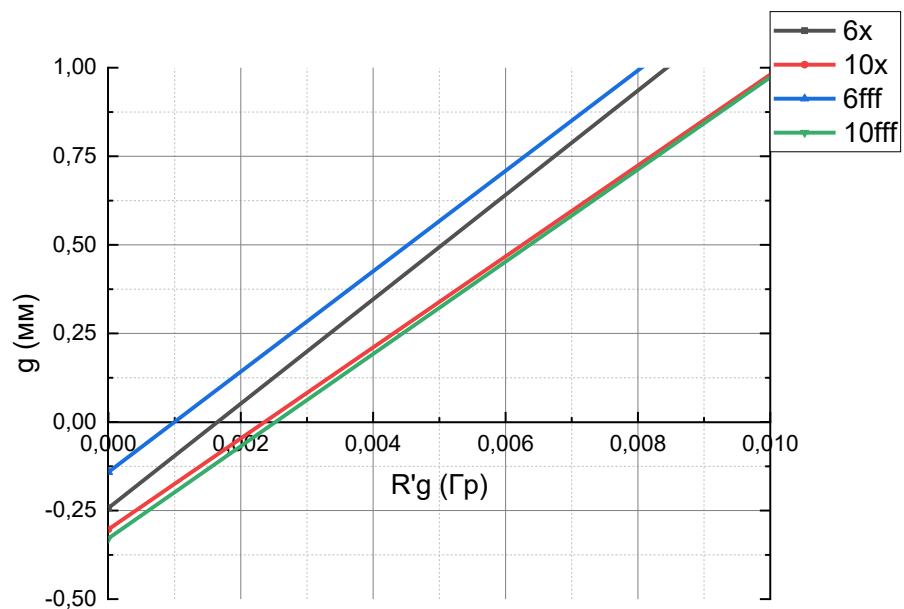
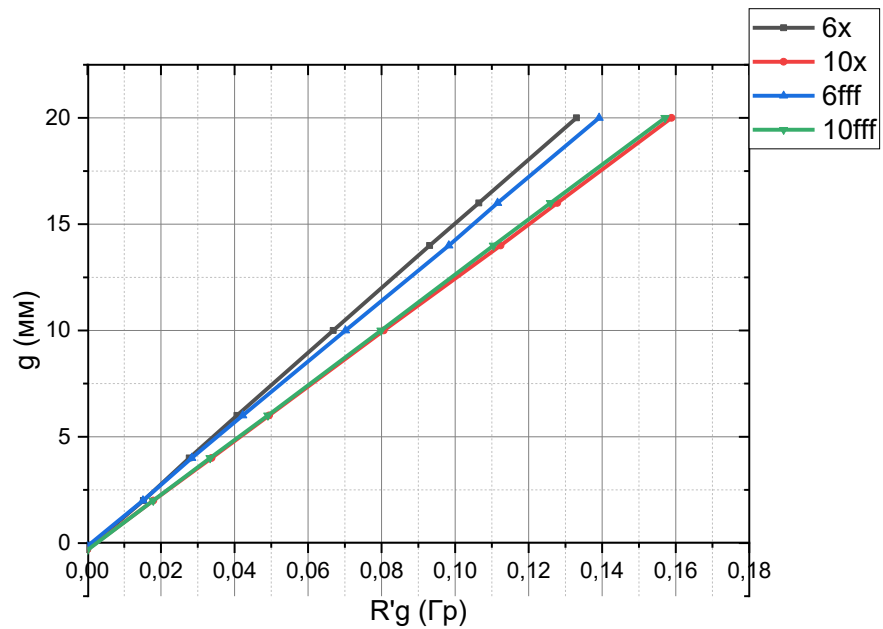
Мал. 3.2. Лінійна апроксимація за методом найменших квадратів даних з таблиці 3.2 для енергії фотонів 10 МеВ з вирівнювальним фільтром (WFF).



Мал. 3.3. Лінійна апроксимація за методом найменших квадратів даних з таблиці 3.3 для енергії фотонів 6 МеВ без вирівнювального фільтра (FFF).



Мал. 3.4. Лінійна апроксимація за методом найменших квадратів даних з таблиці 3.4 для енергії фотонів 10 МеВ без вирівнювального фільтра (FFF).



Мал. 3.5. Лінійна апроксимація за методом найменших квадратів даних з таблиць 3.1-3.4 для різних енергій фотонів:

$$6 \text{ MeV WFF} - g(R'_g) = 152,5772 \cdot R'_g - 0,2430 \text{ (чорна пряма);}$$

$$10 \text{ MeV WFF} - g(R'_g) = 127,6260 \cdot R'_g - 0,3033 \text{ (червона пряма);}$$

$$6 \text{ MeV FFF} - g(R'_g) = 144,5659 \cdot R'_g - 0,1414 \text{ (синя пряма);}$$

$$10 \text{ MeV FFF} - g(R'_g) = 129,5110 \cdot R'_g - 0,3287 \text{ (зелена пряма).}$$

Перетин знайдених функцій $g(R'_g)$ з віссю ординат у точках $(0, b)$ дає змогу винайти параметр DLG, як абсолютне значення b . Величини параметра DLG представлені в таблиці 3.5.

	6 MeV WFF	6 MeV FFF	10 MeV WFF	10 MeV FFF
MLC transmission, %	1,35	1,17	1,51	1,24
DLG, мм	0,2430	0,1414	0,3033	0,3287

Таблиця 3.5. Розраховані значення параметрів DLG та пропускання БПК для різних енергій фотонів.

3.3. Обговорення результатів

Параметри DLG і пропускання БПК є двома важливими систематичними параметрами в алгоритмі розрахунку дози у СПЛ, особливо для більш складного руху пелюсток БПК. Варіації параметра DLG більш чутливі до точності розрахунку дози [3]. Однак, оскільки DLG є параметром, який враховує додаткову передачу рентгенівського випромінювання через закруглені кінчики листків, значення DLG має залежати від якості пучка, типу БПК і положення пелюсток. Попередні дослідження показали, що DLG є функцією координати у просторової, і продемонстрували, що не існує єдиного значення DLG для всіх параметрів плану [20, 21]. Тим не менш, оскільки СПЛ використовує єдине значення DLG для моделювання зсуву протилежних листків зсуву, це стає важливим кроком при введенні в експлуатацію СПЛ для визначення оптимального значення DLG для кожної енергії пучка для точного розрахунку доз для більшості клінічно динамічних планів БПК.

Визначення значення параметра DLG для різних енергій фотонів слід вимірювати безпосередньо. Вимірювання DLG за допомогою наданою виробником технікою рухомої щілини БПК є зручним і широко використовуваним методом у клініках. Однак, було виявлено, що СПЛ зі значеннями DLG, виміряними за допомогою цього методу, мають значні

помилки при розрахунку дози під час дослідження системи. Без референтного значення DLG ітераційний процес для визначення оптимального DLG займає багато часу.

У [12] було показано, що характеристика DLG є нечутливою до змін відстані від джерела до шкіри (SSD), глибини вимірювання, потужності дози та іонізаційної камери, в той час як вона зростає зі збільшенням енергії пучка. На основі цього дослідження показано, що вимірювання в іонізаційній камері також показали, що DLG є нечутливим до глибини, але зростає зі збільшенням енергії пучка, що співпадає з результатами, наведеними у цій роботі. З таблиці 3.5 видно, що значення DLG змінюються лінійно в залежності від передачі БПК. Крім того, система БПК з меншим розсіюванням і пропусканням випромінювання також повинна мати менше значення DLG.

Цікавим є варіант розрахунків, що за замовчуванням було реалізовано в системі планування лікування під час процедури введення в експлуатацію лінійного прискорювача. У цьому випадку розрахунки параметра DLG проводилися з даних вимірювань для трьох значень розміру щілини $g=4$ мм, $g=6$ мм та $g=20$ мм. Результати порівняння розрахунків параметра DLG для трьох та семи значень розміру щілини наведені у таблиці 3.6.

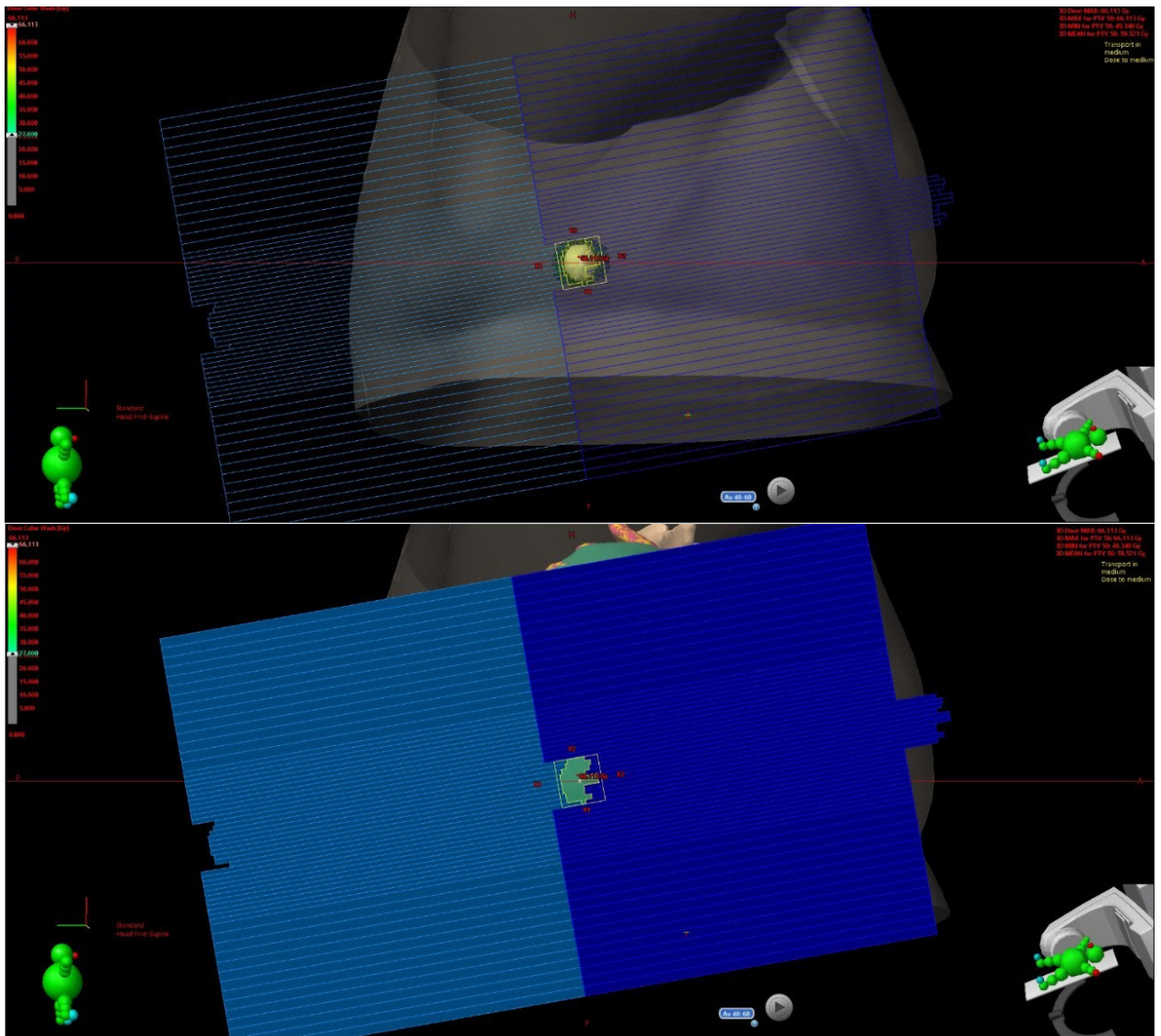
	6 MeV WFF	6 MeV FFF	10 MeV WFF	10 MeV FFF
DLG (7 точок), мм	0,2430	0,1414	0,3033	0,3287
DLG (3 точки), мм	0,1917	0,0986	0,3198	0,3344
Абсолютна різниця, мм	0,0513	0,0428	0,0165	0,0057
Відносна різниця, %	21,11	30,27	5,44	1,73

Таблиця 3.6. Значення параметра DLG, розраховані для семи та трьох значень розміру щілини для різних енергій фотонів.

Вибір конкретних значень розмірів щілини та їхньої кількості здійснюється системою планування лікування за замовчуванням і має на меті, мабуть, компенсувати неточності самого методу, що відзначені в літературі [12].

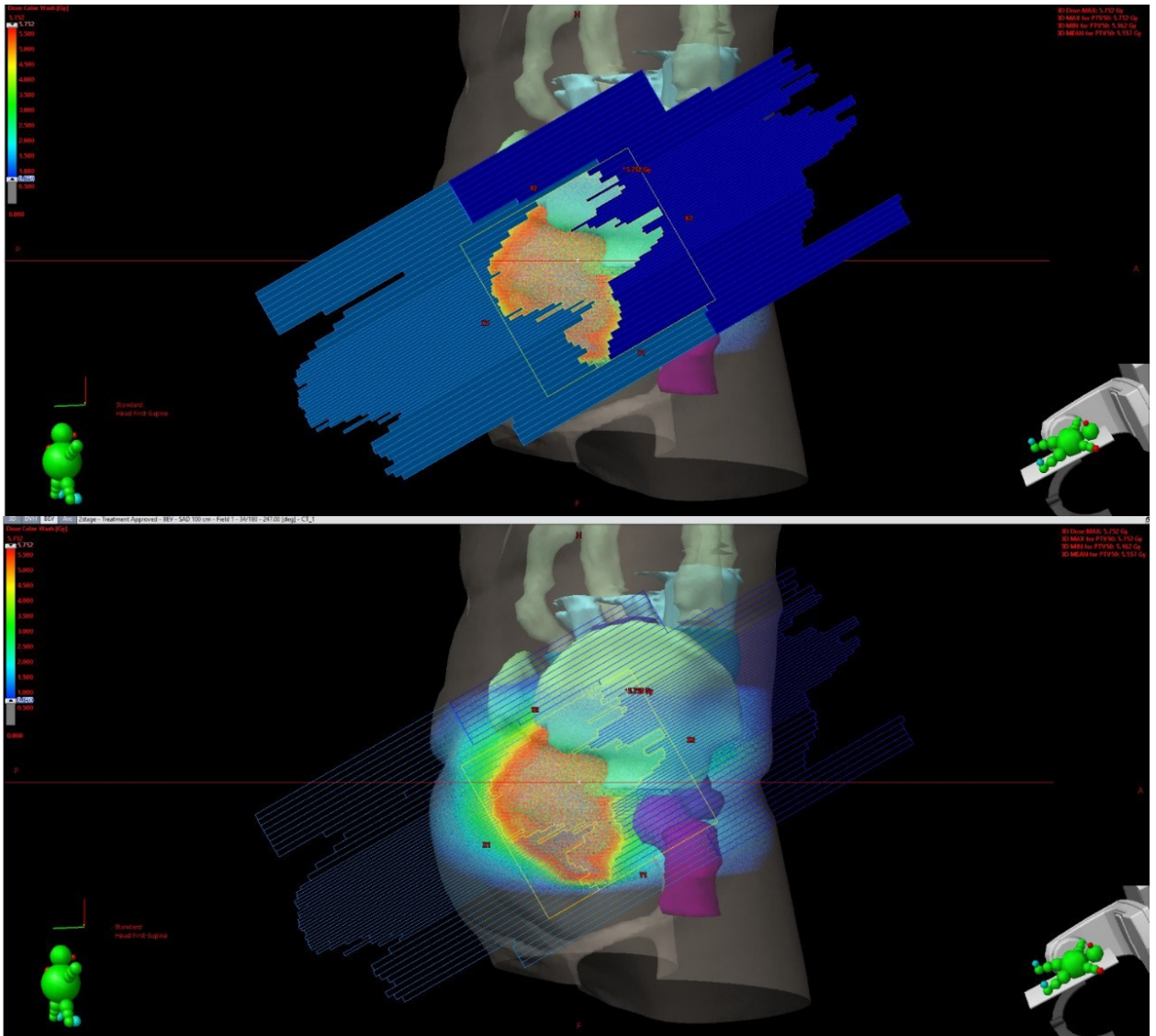
Приклади планів лікування, створені в планувальній системі (див. мал. 3.6-3.8), показують, що величини щілин між пелюстками БПК значно відрізняються в разі опромінення голови, шиї, молочних залоз, тазу, а також є суттєві відмінності для методу стеретаксичної радіохірургії (SRS) і стереотаксичної радіотерапії тіла (SBRT). Опромінення голови та шиї вимагає малі сегменти (високомодульований план), водночас у тазу сегменти, як правило, значно більші. Це пояснюється тим, що суто фізично щілини між пелюстками наприклад, у випадках опромінення SBRT молочної залози (мал. 3.6) значно менші (приблизно 8 мм), ніж під час опроміненні тазу (мал. 3.7), де розмір щілини сягає 15 см. Слід зазначити, що опромінення голови та шиї (H&N) посідає проміжне положення з погляду розмірів щілини, бо там бувають як вузькі (мал. 3.7 а, б), так і широкі (мал. 3.7 в, г) щілини.

IMRT – це складний метод лікування, що включає численні цільові функції та параметри оптимізації. IMRT спочатку оптимізує цільовий флюенс, а потім за допомогою калькулятора руху пелюсток БПК створює кілька послідовних пучків і генерує сегменти для перетворення цільової флюенса в флюенс, що доставляється. Доза, що доставляється через сегмент, знаходиться під впливом параметра DLG [22]. Для введення в експлуатацію таких методик, як IMRT і VMAT, значення параметра DLG неминуче потрібно виміряти, верифікувати, а його оптимальні значення повинні бути включені в TPS.



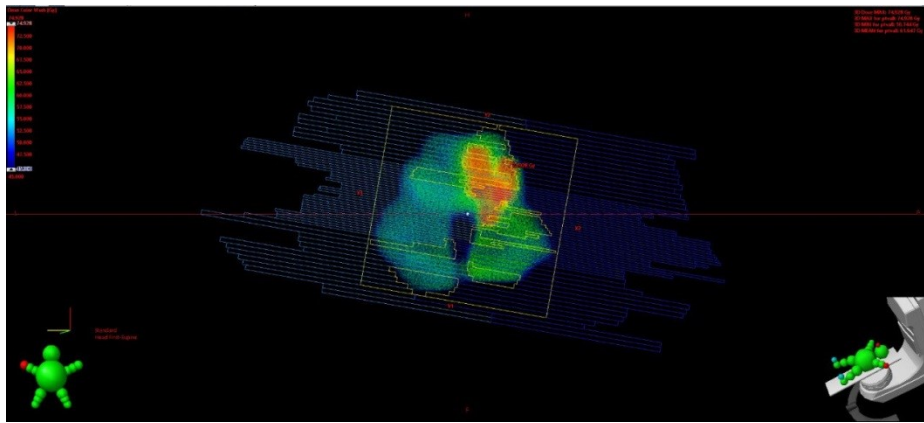
Мал. 3.6. Скріншоти з системи планування лікування Eclipse, що моделюють положення пелюсток БПК під час стеретахсичного опромінення (SBRT) пухлини молочної залози.

Особливо сильним виявляється вплив параметра DLG у разі проведення процедур SRS або SBRT з дозою >10 Гр за сеанс і місцезнаходження мішені в безпосередній близькості від критичної структури послідовного типу (наприклад, спинний мозок). У таких випадках наявність дозиметричної тіні пелюстки є лімітуючим фактором і становить складність для практичної реалізації необхідних високих градієнтів дози.

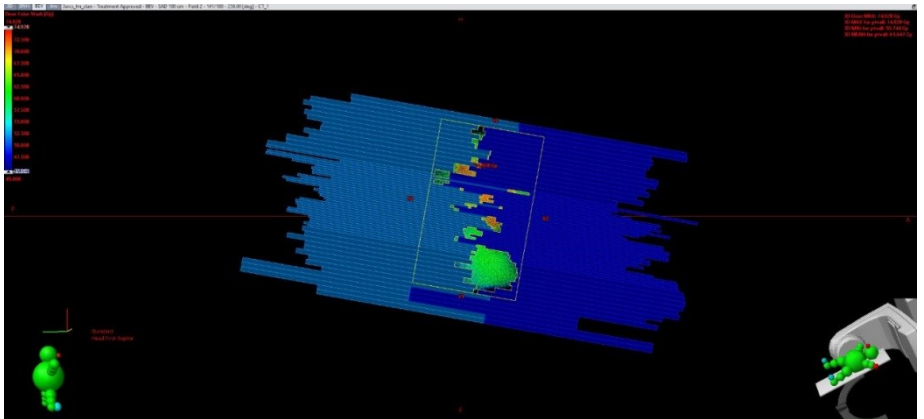


Мал. 3.7. Скріншоти з системи планування лікування Eclipse, що моделюють положення пелюсток БПК під час опромінення пухлини прямої кишки.

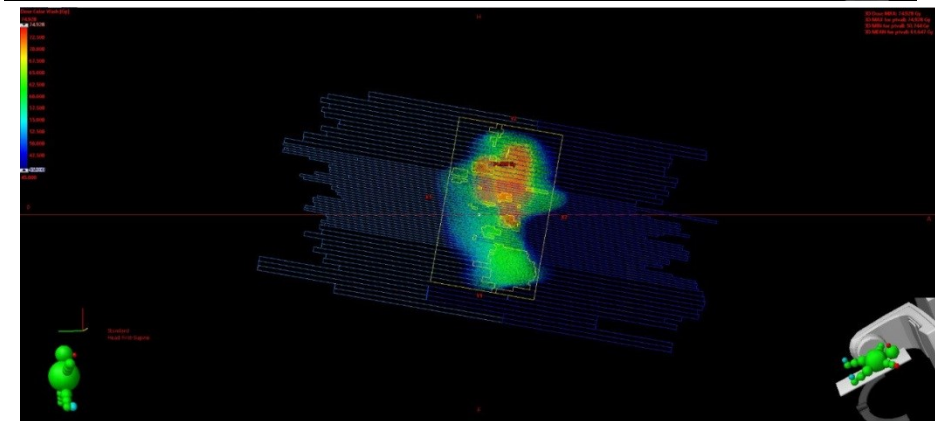
Отже можна зробити висновок, що якщо лінійний прискорювач використовується для лікування онкологічних захворювань різної локалізації, то має сенс використовувати значення параметра DLG, розрахованого з семи значень розміру щілини. У цьому випадку похибка буде приблизно однаковою як у випадку опромінення голови та шиї, так і при опроміненні простати. Якщо ж клініка спеціалізується, наприклад, на опроміненні переважно пухлин голови та шиї, то має сенс змінити процедуру розрахунку параметра DLG і використовувати меншу кількість значень розміру щілини та обирати її найменші значення серед доступних вимірів.



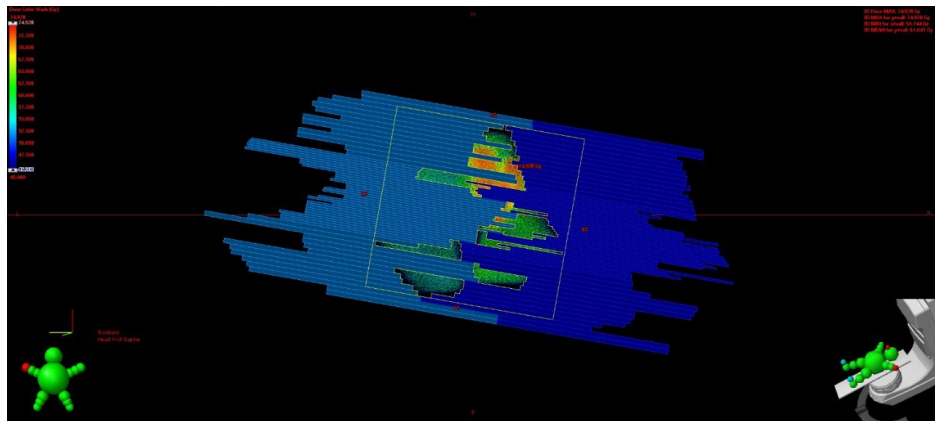
а



б



в



г

Мал. 3.8. Скріншоти з системи планування лікування Eclipse, що моделюють положення пелюсток БПК під час опромінення пухлини голови ті шиї.

ВИСНОВКИ

1. В даній роботі проведені розрахунки параметра DLG для БПК лінійного прискорювача Varian TrueBeam для енергій фотонного випромінювання 6 MeV та 10 MeV із використанням та без використання вирівнювального фільтра. Значення параметра DLG здобуті згідно зі стандартним методом рухомої щілини та співпадають з існуючими в літературі даними для лінійного прискорювача Varian TrueBeam.
2. Виявлено, що величина параметра DLG збільшується зі збільшенням енергії фотонного пучка. Варіація параметр DLG в залежності від наявності вирівнювального фільтра становить порядку десятих часток міліметра та знаходиться у межах похибки вимірювань.
3. Проведені розрахунки параметра DLG методом рухомої щілини для різної кількості значень розміру щілини між пелюсткам БПК, що використовуються на практиці системою планування лікування у якості стандартних. Виявлено, що відносна різниця значень параметра DLG, здобутих із використанням трьох та семи значень розміру щілини, може сягати 30 %. У загальному випадку цей факт потребує проведення подальших досліджень для визначення придатності певних значень параметра DLG для опромінення тієї чи іншої локалізації та розмірів пухлини.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Boyer A, Biggs P, Galvin J, Klein E, LoSasso T, Low D, et al. Basic applications of multileaf collimators. Report of the AAPM radiation therapy committee task group no. 50. *Med Phys*. 2001.
2. Vial P, Oliver L, Greer PB, Baldock C. An experimental investigation into the radiation field offset of a dynamic multileaf collimator. *Phys Med Biol*. 2006; 51:5517–38.
3. Glenn MC, Peterson CB, Howell RM, Followill DS, Pollard-Larkin JM, Kry SF. Sensitivity of IROC phantom performance to radiotherapy treatment planning system beam modeling parameters based on community-driven data. *Med Phys*. 2020 Oct;47(10):5250-5259. doi: 10.1002/mp.14396. Epub 2020 Aug 16. PMID: 32677052; PMCID: PMC7689833.
4. Oliver M, Gagne I, Bush K, Zavgorodni S, Ansbacher W, Beckham W. Clinical significance of multi-leaf collimator positional errors for volumetric modulated arc therapy. *Radiother Oncol*. 2010;97:554–60.
5. Kung JH, Chen GTY. Intensity modulated radiotherapy dose delivery error from radiation field offset inaccuracy. *Med Phys*. 2000;27:1617–22.
6. LoSasso T, Chui CS, Ling CC. Physical and dosimetric aspects of a multileaf collimation system used in the dynamic mode for implementing intensity modulated radiotherapy. *Med Phys*. 1998;25:1919–27.
7. Rangel A, Dunscombe P. Tolerances on MLC leaf position accuracy for IMRT delivery with a dynamic MLC. *Med Phys*. 2009;36(7):3304–9.
8. Varian Medical Systems Inc. Eclipse Algorithms Reference Guide. Palo Alto, CA: Varian Medical Systems, Inc; 2010.
9. Shende R, Patel G. Validation of Dosimetric Leaf Gap (DLG) prior to its implementation in Treatment Planning System (TPS): TrueBeam™ millennium 120 leaf MLC. *Rep Pract Oncol Radiother*. 2017 Nov-Dec;22(6):485-494. doi: 10.1016/j.rpor.2017.09.001. Epub 2017 Oct 21. PMID: 29070960; PMCID: PMC5651554.

10. Kim J, Han JS, Hsia AT, Li S, Xu Z, Ryu S. Relationship between dosimetric leaf gap and dose calculation errors for high definition multi-leaf collimators in radiotherapy. *Phys Imaging Radiat Oncol*. 2018 Feb 20;5:31-36. doi: 10.1016/j.phro.2018.01.003. PMID: 33458366; PMCID: PMC7807868.
11. Glide-Hurst C, Bellon M, Foster R, Altunbas C, Speiser M, Altman M, Westerly D, Wen N, Zhao B, Miften M, Chetty IJ, Solberg T. Commissioning of the Varian TrueBeam linear accelerator: a multi-institutional study. *Med Phys*. 2013;40(3):031719.
12. Lin CY, Shiau AC, Ji JH, Lee CJ, Wang TH, Hsu SH, Liang JA. A simple method for determining dosimetric leaf gap with cross-field dose width for rounded leaf-end multileaf collimator systems. *Radiat Oncol*. 2018 Nov 13;13(1):222. doi: 10.1186/s13014-018-1164-1. PMID: 30424789; PMCID: PMC6234646.
13. Лазарь А.П./ред./ Радіаційна медицина. К.:"Здоров'я", 1993. -224 с.
14. Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students / editor E.B. Podgorsak; Vienna: International Atomic Energy Agency, 2005
15. Smilowitz JB, Das IJ, Feygelman V, Fraass BA, Kry SF, Marshall IR, Mihailidis DN, Ouhib Z, Ritter T, Snyder MG, Fairbrent L; AAPM Medical Physics Practice Guideline Task Group. AAPM Medical Physics Practice Guideline 5.a.: Commissioning and QA of Treatment Planning Dose Calculations - Megavoltage Photon and Electron Beams. *J Appl Clin Med Phys*. 2015 Sep 8;16(5):14–34. doi: 10.1120/jacmp.v16i5.5768. PMID: 26699330; PMCID: PMC5690154.
16. Klein EE, Hanley J, Bayouth J, Yin F-F, Simon W, Dresser S, et al. Task Group 142 report: quality assurance of medical accelerators. *Med Phys* 2009;36:4197–212.
17. J.M. Park, S.Y. Park, J.H. Kim, et al. The effect of extremely narrow MLC leaf width on the plan quality of VMAT for prostate cancer *Radiat Oncol*, 11 (2016), p. 85, 10.1186/s13014-016-0664-0

18. Varian Medical Systems, Eclipse Treatment Planning Customer Release Note 13.6 MR 0.5. [Last accessed on 2015 Dec]. Available from: https://www.varian.com/sites/default/files/resource_attachments/ARIA_Minimum_Hardware_Specs_v13-6.pdf.
19. M. R: Arnfield, J. V. Siebers, J. O. Kim, Q. Wu, P. J. Keal, and R. Mohan: A method for determining multileaf collimator transmission and scatter for dynamic intensity modulated radiotherapy. *Medical Physics* 27, 2231-2241 (2000).
20. Szpala S, Cao F, Kohli K. On using the dosimetric leaf gap to model the rounded leaf ends in VMAT/RapidArc plans. *J Appl Clin Med Phys*. 2014;15:67–84.
21. Kumaraswamy LK, Schmitt JD, Bailey DW, Xu ZZ, Podgorsak MB. Spatial variation of dosimetric leaf gap and its impact on dose delivery. *Med Phys*. 2014;41:111711.
22. J.-W. Lee, K.-S. Choi, Semie Hong, et al. Effects of static dosimetric leaf gap on MLC-based small beam dose distribution for intensity-modulated radiosurgery *J Appl Clin Med Phys*, 8 (2007), p. 4, 10.1120/jacmp.v8i4.2397.