

КИЇВСЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ ІМЕНІ ТАРАСА ШЕВЧЕНКА

ФАКУЛЬТЕТ РАДІОФІЗИКИ, ЕЛЕКТРОНІКИ ТА КОМП'ЮТЕРНИХ СИСТЕМ

Кафедра медичної радіофізики

«На правах рукопису»

Робота допущена до захисту в ЕК
рішенням кафедри медичної радіофізики
від _____ 2025 року, протокол № _____
Завідувач кафедри кандидат фіз.-мат. наук, доцент
_____ Сергій РАДЧЕНКО

ДИПЛОМНА РОБОТА МАГІСТРА

на тему:

**«ОЦІНКА ЕФЕКТИВНОСТІ ФОТОННОЇ ТА ЕЛЕКТРОННОЇ ПРОМЕНЕВОЇ
ТЕРАПІЇ ПРИ МОДЕЛЮВАННІ ДОЗОВОГО РОЗПОДІЛУ»**

Виконала:

студентка 2-го курсу магістратури
денної форми навчання
спеціальності 105 Прикладна фізика та наноматеріали
ОНП «Біомедична фізика, інженерія та інформатика»
Вільхова Поліна Олегівна _____

Науковий керівник:

кандидат фіз.-мат. наук, доцент
Нетреба Андрій В'ячеславович _____

Рецензент:

доктор техн. наук, старший науковий співробітник
Яцишин Андрій Васильович _____

Засвідчую, що у цій дипломній роботі
немає запозичень з праць інших авторів без
відповідних посилань
Студентка _____ Поліна ВІЛЬХОВА

АНОТАЦІЯ

Дипломна робота за темою «Оцінка ефективності фотонної та електронної променевої терапії при моделюванні дозового розподілу» виконана студенткою кафедри медичної радіофізики ФРЕКС Вільховою Поліною Олегівною зі спеціальності 105 «Прикладна фізика та наноматеріали» за освітньо-науковою програмою «Біомедична фізика, інженерія та інформатика» та складається зі: вступу; 2 розділів (*теоретична частина, практична частина*), висновків до кожного з цих розділів; загальних висновків; списку використаних джерел.

Ключові слова: променева терапія, лінійний прискорювач, фотонний пучок, метод Монте-Карло

Бібліографічний опис ДР:

Вільхова П. О. Оцінка ефективності фотонної та електронної променевої терапії із використанням методів Монте-Карло для моделювання дозового розподілу на лінійному прискорювачі: дипломна роб. магістра : 105 Прикладна фізика та наноматеріали / Вільхова Поліна Олегівна. – Київ, 2025. – 40с.

ABSTRACT

Bachelor's thesis on " Assessment of the effectiveness of photon and electron radiation therapy by simulating dose distribution" was completed by Vilkhova Polina, a student of the Department of Medical Radiophysics FREX. The thesis was carried out within the educational-professional program "Biomedical Physics, Engineering and Informatics" and consists of an introduction, two chapters (literature review, theoretical part, practical part), conclusions for each chapter, general conclusions.

Keywords: radiotherapy, linear accelerator, photon beam, Monte Carlo method.

ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК СКОРОЧЕНЬ, УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ, ТЕРМІНІВ	6
ВСТУП.....	7
РОЗДІЛ 1 ТЕОРЕТИЧНА ЧАСТИНА.....	9
1.1 Фізичні основи фотонної та електронної променевої терапії.....	9
1.1.1 Фотонне випромінювання	9
1.1.2 Електронне випромінювання	11
1.1.3 Порівняльний аналіз фотонного та електронного пучків.....	12
1.2 Лінійні прискорювачі в клінічній практиці	13
1.2.1 Принцип роботи.....	14
1.2.2 Компоненти системи.....	15
1.2.3 Вплив на дозовий розподіл	17
1.3 Метод Монте-Карло	17
1.3.1 Основи методу	18
1.3.2 Реалізація у клінічній практиці.....	19
1.4 Висновки до розділу 1	20
РОЗДІЛ 2 ПРАКТИЧНА ЧАСТИНА.....	21
2.1 Порівняння дозових профілів.....	21
2.2 Метрики оцінки плану лікування	23
2.3 Моделювання пучків.....	24
2.4 Контуринг пухлин і критичних органів.....	25
2.4.1 Основні типи контурів.....	25
2.4.2 Помилки та їх наслідки	27
2.5 Розподіл дози	28
2.5.1 3D-CRT	28
2.5.2 IMRT.....	30
2.5.3 VMAT.....	34
2.5.4 Порівняльний аналіз.....	37
ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ.....	39

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ	41
---	-----------

ПЕРЕЛІК СКОРОЧЕНЬ, УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ, ТЕРМІНІВ

ДНК – дезоксирибонуклеїнова кислота

MeB – мега електронвольт

LINAC – Linear accelerator

MLC – multileaf collimator

EPID – electronic portal image device

3D-CRT – three dimensions conformal radiation therapy

IMRT – intensity modulated radiotherapy

VMAT – volumetric modulated arc therapy

ММК – методи Монте-Карло

КТ – комп'ютерна томографія

МРТ – магнітно-резонансна томографія

ПЕТ – протонно-емісійна томографія

ВСТУП

У сучасній онкології променева терапія є одним із головних методів лікування злоякісних новоутворень поряд із хірургічним втручанням та хіміотерапією. Вона ґрунтується на точному доставленні іонізуючого випромінювання до пухлинного осередку з метою пошкодження ДНК клітин та інгібування їх проліферації. Основними видами зовнішнього випромінювання, які застосовуються в клінічній практиці, є фотонна (Х- або γ -променева) та електронна терапія. Кожна з цих методик має свої показання, фізичні особливості, а також варіанти реалізації в залежності від локалізації, глибини та чутливості пухлини.

Оскільки точність і ефективність лікування безпосередньо залежать від просторового розподілу дози в тканинах, моделювання дозового розподілу стало ключовим етапом планування променевої терапії. Серед усіх наявних підходів до розрахунку дози методи Монте-Карло займають особливе місце завдяки своїй здатності моделювати складні процеси взаємодії частинок з речовиною з високим ступенем точності. Це особливо актуально при використанні лінійних прискорювачів, де складність геометрії, неоднорідності середовищ та присутність різних елементів конструкції можуть істотно впливати на розподіл енергії.

Фотонна терапія, як правило, забезпечує добру проникність, дозволяючи опромінювати глибоко розташовані новоутворення. Натомість електронна терапія, що характеризується обмеженою глибиною проникнення, широко застосовується для лікування поверхневих пухлин, таких як базальноклітинний рак шкіри, метастази в лімфатичних вузлах, післяопераційні залишки пухлин. Таким чином, порівняння ефективності цих двох типів терапії в аспекті дозової точності та здатності до конформного покриття мішені є важливим для вдосконалення клінічної практики.

У цьому контексті дослідження дозових розподілів з використанням методів Монте-Карло дозволяє:

- достовірно оцінити вплив конструктивних особливостей лінійного прискорювача на дозу;
- врахувати розсіювання, втрату енергії та ефекти взаємодії частинок на межі середовищ;
- розширити можливості персоналізованого планування терапії для кожного пацієнта.

Таким чином, дана наукова праця спрямована на аналіз ефективності фотонної та електронної терапії з урахуванням просторових та енергетичних характеристик дозового розподілу, отриманого методами Монте-Карло, в умовах сучасної клінічної практики на базі лінійного прискорювача.

РОЗДІЛ 1

ТЕОРЕТИЧНА ЧАСТИНА

1.1 Фізичні основи фотонної та електронної променевої терапії

Променева терапія базується на використанні іонізуючого випромінювання, здатного передавати енергію атомам і молекулам тканин, викликаючи іонізацію і, як наслідок, біологічне пошкодження клітин. Основними видами випромінювання, що застосовуються в лінійних прискорювачах, є фотони (X- або γ -кванти) та електрони.[1] Їх фізичні властивості значно відрізняються, що безпосередньо впливає на дозовий розподіл та клінічне використання.

1.1.1 Фотонне випромінювання

Фотони — це безмасові частинки, які не мають заряду. Вони передають енергію тканинам опосередковано, головним чином через ефект Комптона та фотоелектричну взаємодію, внаслідок чого виникають вторинні електрони, що іонізують матеріал. Фотонне випромінювання має високу проникну здатність і характеризується так званим експоненційним затуханням інтенсивності в глибину. Найбільша доза спостерігається на невеликій глибині (ефект наростання), після чого доза поступово зменшується.[2]

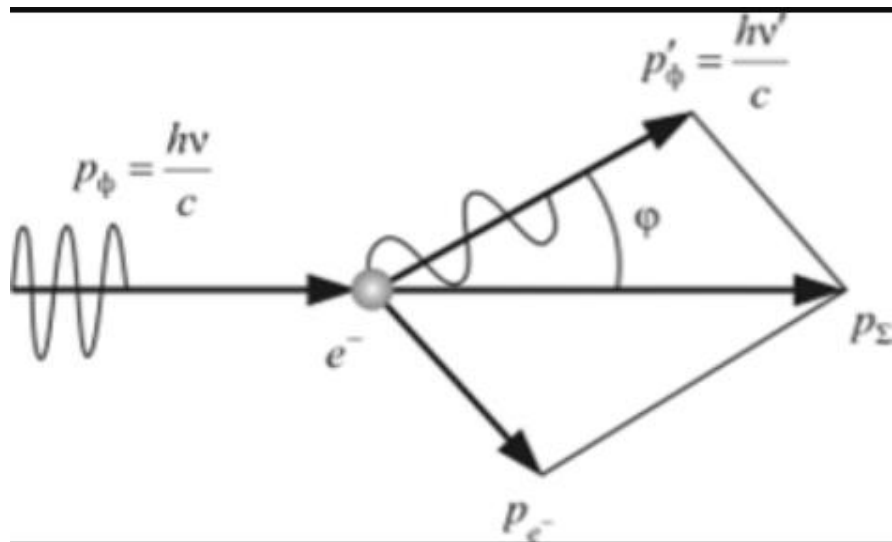


Рис. 1.1 Ефект Комптона

Ця особливість зумовлює необхідність використання декількох полів опромінення з різних напрямків для досягнення рівномірного дозового розподілу в мішені та мінімізації дози на здорові тканини. Високоенергетичні фотони (6–18 MeV), які генеруються лінійними прискорювачами, є основним інструментом у лікуванні пухлин, розташованих на глибині понад 3–4 см. В Україні на них припадає до 98% променевої терапії.

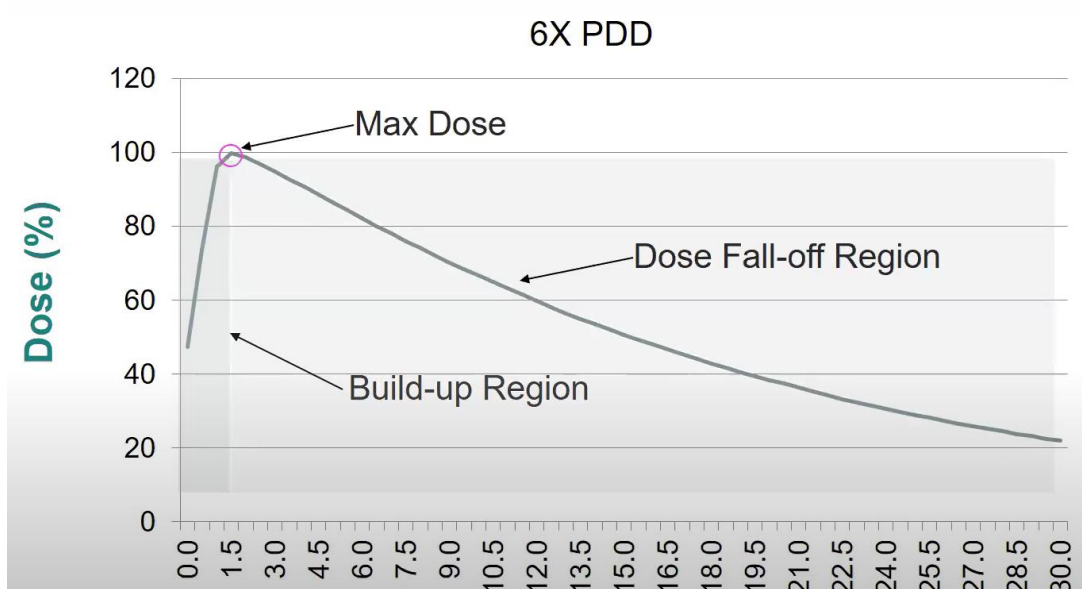


Рис. 1.2 Розподіл дози, створеної фотонним пучком

На рисунку 1.2 видно, що у фотонного пучка є регіон зростання на глибині 1,5-4 см, потім максимальна доза, яку стараються направити в вогнище пухлини і регіон повільного спадання.

1.1.2 Електронне випромінювання

Електрони — це заряджені частинки з малою масою, які зазнають інтенсивного розсіювання та швидко втрачають енергію у тканинах, головним чином через збудження й іонізацію атомів. На відміну від фотонів, електрони мають обмежену глибину проникнення, що прямо залежить від їх енергії: наприклад, електронний пучок з енергією 6 MeV має максимальний дозовий пік на глибині ~1.3 см і повністю поглинається в межах 3 см.[3]

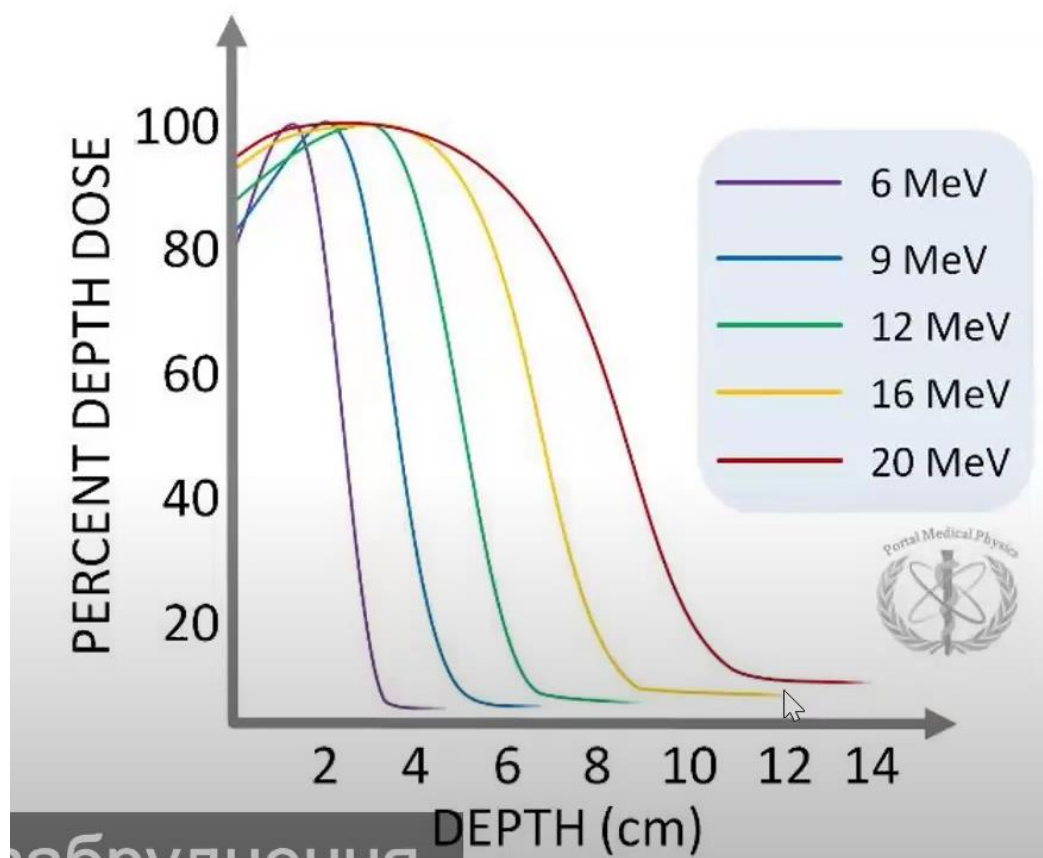


Рис. 1.3 Розподіл дози, створеної електронним пучком

Основними перевагами електронної терапії є:

- різке спадання дози після досягнення певної глибини, що дозволяє ефективно щадити здорові тканини за мішенню;
- висока дозова рівномірність у межах мішені;
- мінімальні розміри градієнта в зоні падіння дози, що дозволяє зменшити ризик ускладнень у прилеглих органах.

Зазвичай електрони використовуються для лікування поверхневих новоутворень, таких як рак шкіри, грудної стінки після мастектомії, слизових оболонок, а також при рецидивах у поверхневих лімфатичних вузлах. Променева терапія базується на використанні іонізуючого випромінювання, здатного передавати енергію атомам і молекулам тканин, викликаючи іонізацію і, як наслідок, біологічне пошкодження клітин. Основними видами випромінювання, що застосовуються в лінійних прискорювачах, є фотони (X- або γ -кванти) та електрони. Їх фізичні властивості значно відрізняються, що безпосередньо впливає на дозовий розподіл та клінічне використання.

1.1.3 Порівняльний аналіз фотонного та електронного пучків

Таблиця 1.1

Параметр	Фотонний пучок	Електронний пучок
Глибина проникнення	Висока	Обмежена
Основний механізм поглинання	Вторинна іонізація	Пряма іонізація
Застосування	Глибокі пухлини	Поверхневі пухлини

Контроль над розподілом дози	Планування полів	Вибір енергії
Ризик пошкодження здорових тканин	При поганому плануванні - високий	Мінімальний

Розуміння цих фізичних особливостей є ключовим при розробці та вдосконаленні планів опромінення, а також при моделюванні дозового розподілу методами Монте-Карло,[4] які дозволяють відтворити точні процеси взаємодії променів з різними типами тканин.

1.2 Лінійні прискорювачі в клінічній практиці

Лінійні прискорювачі (LINAC) є основним технічним засобом для генерації високоефективних фотонних та електронних пучків у зовнішній променевої терапії. Вони дозволяють забезпечити широкий діапазон енергій, високий рівень стабільності та точності дозового навантаження, а також адаптивність до анатомічних та фізіологічних особливостей кожного пацієнта.



Рис. 1.4 Лінійний прискорювач

1.2.1 Принцип роботи

У лінійних прискорювачах електрони спочатку прискорюються за допомогою електромагнітних хвиль у вакуумній камері. Далі в залежності від типу терапії, електрони або:

- виводяться безпосередньо на пацієнта, створюючи електронну терапію (пряма доставка);
- зіштовхуються з високощільною мішенню (наприклад, вольфрамом), що призводить до генерації рентгенівського (фотонного) випромінювання (через процес гальмування — *bremsstrahlung*).

Останній варіант є основним для глибокого опромінення, оскільки фотони мають високу проникність у тканини.[5]

1.2.2 Компоненти системи

Основні елементи лінійного прискорювача включають:

- електронну гармату — джерело електронів;
- високочастотну хвилевідну камеру (accelerating waveguide);
- магнітні системи фокусування;
- бімформери — багатолисткові коліматори (MLC), фільтри форми поля, компенсатори;
- поворотний гентрі — що дозволяє змінювати напрямок пучка;
- панель зворотного зв'язку (EPID) — для верифікації дози в реальному часі.

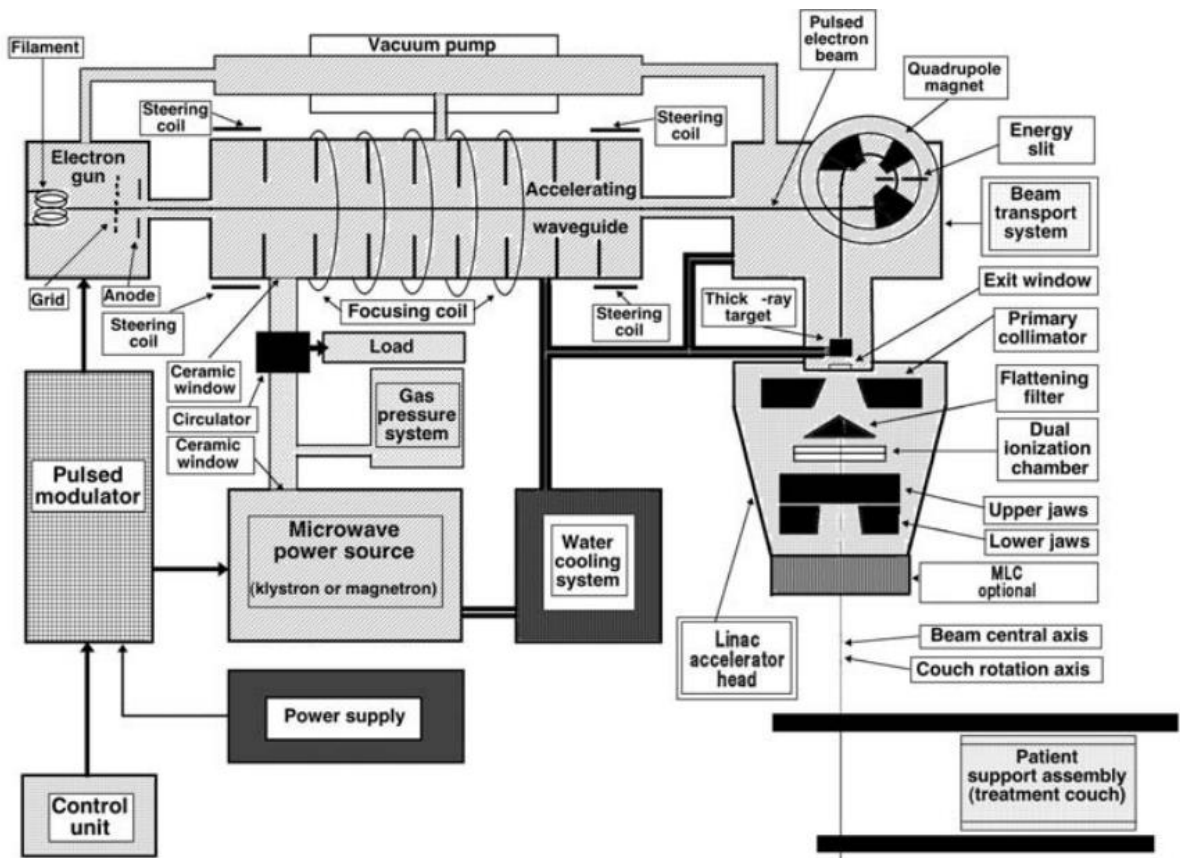


Рис.1.5 Схема лінійного прискорювача

Сучасні LINAC-пристрої можуть працювати у режимі 3D-конформної променевої терапії (3D-CRT), інтенсивно-модульованої терапії (IMRT), терапії з модуляцією дуги (VMAT) та навіть радіохірургії.[6]

Енергія пучка визначає глибину його проникнення:

- Електрони: 4–20 MeV (оптимальні для пухлин на глибині до 3–4 см).
- Фотони: 6–18 MeV (підходять для пухлин у грудній клітці, тазі, голові, ший).

1.2.3 Вплив на дозовий розподіл

Геометрія та компоненти LINAC відіграють критичну роль у формуванні просторового розподілу дози. Коліматори створюють форму поля. Фільтри вирівнювання (flattening filters) формують рівномірність пучка. Системи моніторингу забезпечують контроль за стабільністю дози.

Методи Монте-Карло дозволяють точно змоделювати всі ці елементи, зокрема:

- ефекти розсіювання на коліматорах,
- вплив поглинання в конструкційних матеріалах,
- формування пучка в повітрі та на межі з тілом пацієнта.

Точне моделювання поведінки лінійного прискорювача є критичним для реалістичної оцінки дозових розподілів у клінічному плануванні.

1.3 Метод Монте-Карло

Методи Монте-Карло (ММК) стали ключовим інструментом у медичній фізиці завдяки своїй здатності моделювати мікроскопічну фізику променевої терапії з високою точністю. Це особливо актуально для фотонної та електронної терапії, де навіть незначні неточності в оцінці дозового розподілу можуть призвести до недостатнього опромінення пухлини або надмірної дози на здорові тканини.

1.3.1 Основи методу

Метод Монте-Карло ґрунтується на моделюванні індивідуальних траєкторій частинок у середовищі. Для цього розв'язується задача транспорту частинок, використовуючи стохастичні величини для довжини вільного пробігу, типу взаємодії, кута розсіювання, енергії вторинних частинок тощо. Центральною величиною є середній вільний пробіг λ

$$\lambda(E) = \frac{1}{\mu(E)} = \frac{1}{N \cdot \sigma(E)}$$

Де $\mu(E)$ – лінійний коефіцієнт ослаблення, N — концентрація атомів у матеріалі, $\sigma(E)$ — повний переріз взаємодії.

Імовірність того, що частинка пройде відстань s без взаємодії, описується експоненціальним законом:

$$P(s) = \mu \cdot e^{-\mu s}$$

Щоб згенерувати випадкову відстань до наступної взаємодії, використовується обернений метод Монте-Карло:

$$s = -\frac{1}{\mu} \ln R$$

Де $R \in (0,1)$ — рівномірно розподілене випадкове число.

Після проходження цієї відстані обирається тип взаємодії і згідно з імовірністю:

$$P_i = \frac{\sigma_i}{\sum_j \sigma_j}$$

Для кожної взаємодії обчислюється енергетичний відгук (наприклад, втрати енергії електрона через іонізацію), а також кутова та енергетична дистрибуція вторинних частинок. Наприклад, розподіл гальмівного випромінювання має вигляд:

$$\frac{d\sigma}{dE_\gamma} \propto \frac{1}{E_\gamma}$$

що показує переважання низькоенергетичних фотонів у спектрі.

Сумарна доза D у конкретній точці \vec{r} визначається як:

$$D(\vec{r}) = \frac{1}{\rho(\vec{r})} \sum_{i=1}^N E_{dep,i} \cdot \delta(\vec{r} - \vec{r}_i)$$

Де $\rho(\vec{r})$ — щільність матеріалу в точці, $E_{dep,i}$ — енергія, відкладена частинкою i в точці \vec{r}_i .

У підсумку, оцінка середньої дози $\langle D \rangle$ виконується через середнє арифметичне по великій кількості історій:

$$\langle D \rangle = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N D_i, \sigma_D = \sqrt{\frac{1}{N(N-1)} \sum_{i=1}^N (D_i - \langle D \rangle)^2}$$

Чим більше історій (випадків проходження частинок), тим меншою буде статистична похибка результату.

1.3.2 Реалізація у клінічній практиці

У клінічних умовах реалізація методів Монте-Карло тісно інтегрована з апаратним забезпеченням. ПЗ для симуляцій дозового розподілу поставляється разом з лінійним прискорювачем і вже налаштоване на його конструктивні параметри: джерело пучка, коліматори, компенсаційні фільтри, енергетичні спектри. Таке програмне забезпечення забезпечує високий ступінь відповідності моделі реальному пристрою, включаючи варіації компонентів у серії.[7]

У медичній практиці це дозволяє:

- точно обрахувати дозовий розподіл у складній анатомії;
- враховувати присутність сторонніх об'єктів (імпланти, протези);

- моделювати рухливі органи (легені, кишечник) через додавання часових змін у геометрії.

1.4 Висновки до розділу 1

Променева терапія залишається одним з основних методів лікування злоякісних пухлин, де точність дозового розподілу є критично важливою для досягнення терапевтичного ефекту та мінімізації побічної дії. Фотонна та електронна терапія мають принципові фізичні відмінності, які визначають їх оптимальне застосування залежно від глибини та локалізації пухлини. Фотони забезпечують глибокк проходження, тоді як електрони демонструють обмежений пробіг із різким спадом дози за мішенню.[8]

Лінійні прискорювачі забезпечують широкий спектр енергій як для фотонних, так і для електронних пучків, а їх технічна конструкція істотно впливає на формування дози. У свою чергу, метод Монте-Карло забезпечує найвищий рівень точності в моделюванні дозового розподілу, дозволяючи враховувати всі фізичні взаємодії частинок з матеріалом, складну геометрію апарату та пацієнта, а також випадкову природу мікроскопічних процесів.

Застосування Монте-Карло моделювання, зокрема в умовах клінічної практики, дає змогу критично оцінити ефективність фотонної та електронної терапії, порівнювати плани лікування та приймати обґрунтовані рішення щодо оптимізації дозових навантажень. Надійність таких симуляцій забезпечується за рахунок великої кількості історій та контролю статистичних похибок, що робить метод не лише дослідницьким, але й практично придатним у сучасній онкології.

РОЗДІЛ 2

ПРАКТИЧНА ЧАСТИНА

2.1 Порівняння дозових профілів

Фотонна терапія:

- Глибина максимального дозового піку (d_{max}): приблизно 1.5 см.
- Плавний спад дози після досягнення піку, що дозволяє ефективно опромінювати глибоко розташовані мішені.
- Вихідна доза: наявність дози за межами мішені, що може впливати на здорові тканини.

Електронна терапія

- Глибина проникнення: обмежена, з різким спадом дози після досягнення максимальної глибини (~3 см).
- Висока однорідність дози в межах мішені.
- Мінімальна доза за мішенню, що знижує ризик опромінення здорових тканин поза мішенню.[9]

Розглянемо, як змінюється розподіл дози при зміні енергій

6X and 10X TMRs

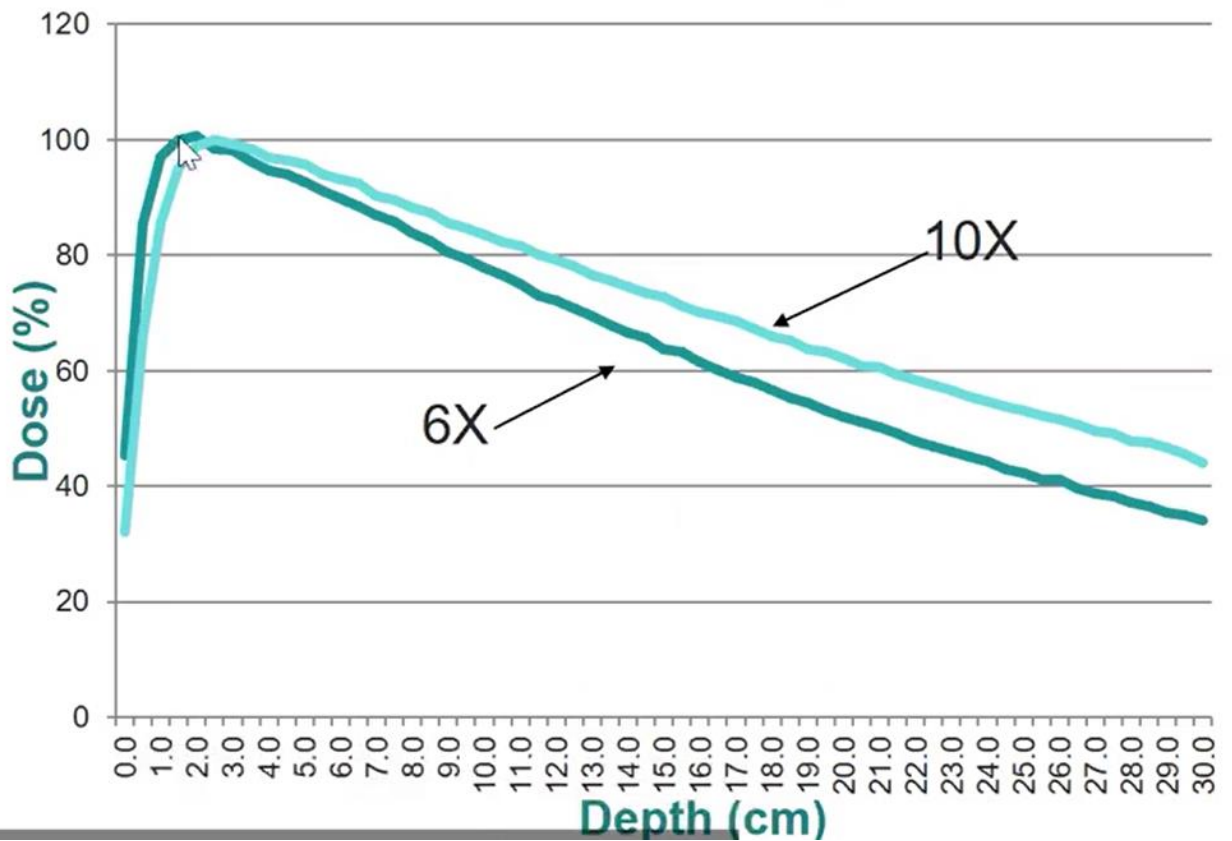


Рис. 2.1 Залежність розподілу дози від енергії у фотонному пучку

Бачимо, що чим більша енергія фотонного пучка тим менша доза на поверхні тіла або фантому, трохи глибше знаходиться максимум дози, але в регіоні спадання спостерігається більша доза.

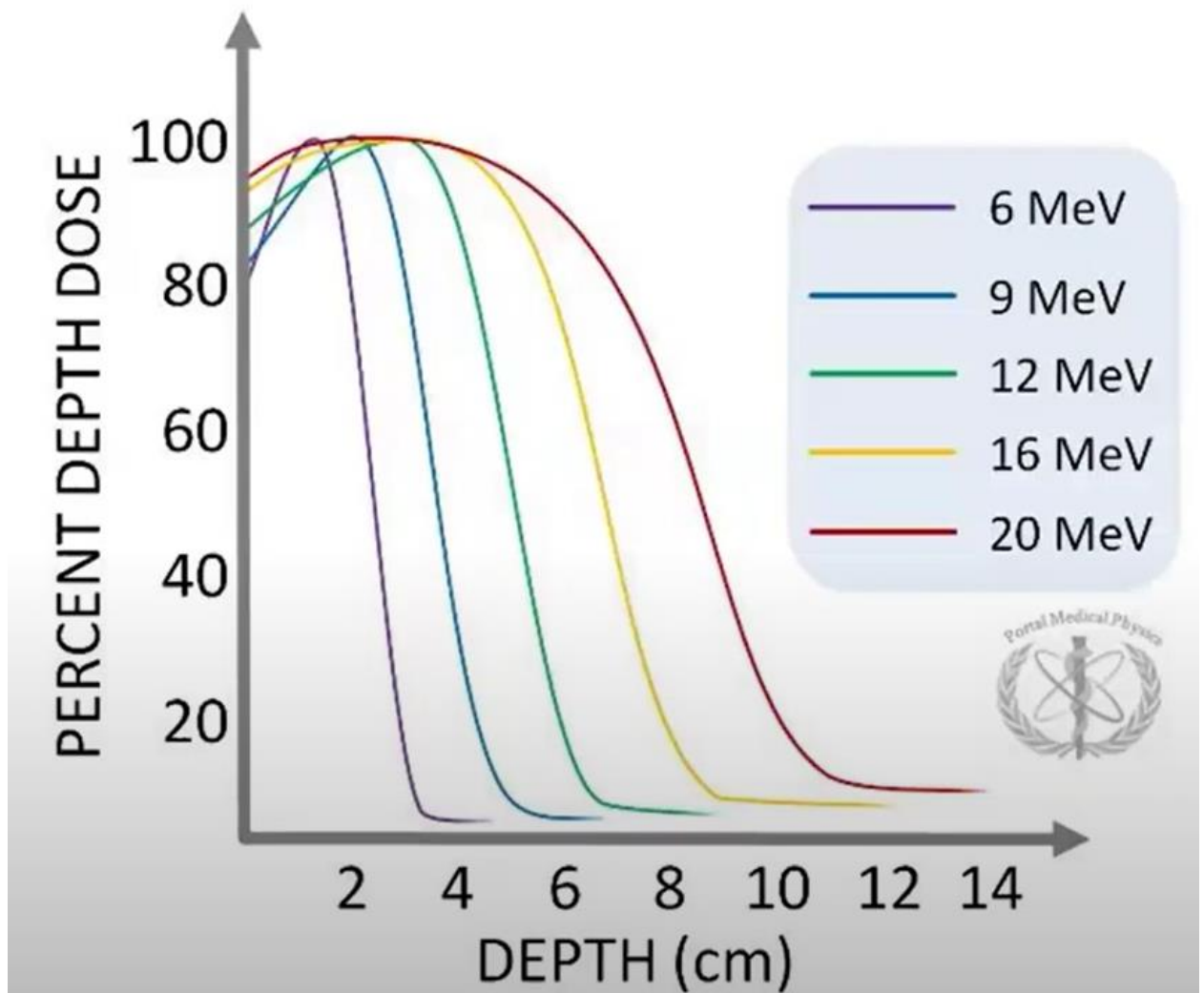


Рис. 2.2 Залежність розподілу дози від енергії у електронному пучку

У електронному пучку спостерігається більш плавна лінія зі збільшенням енергії. Тут вже навпаки, чим більша енергія, тим більша поверхнева доза. Пік відсувається на більшу глибину і збільшується гальмівний хвіст.

2.2 Метрики оцінки плану лікування

1. $D_{95\%}$: доза, яку отримує $\geq 95\%$ мішені.
2. Індекс однорідності (HI):

$$HI = \frac{D_{max} - D_{min}}{D_{призначена}}$$

Чим ближче HI до 0, тим рівномірніший розподіл дози.

3. Індекс відповідності (CI):

$$CI = \frac{V_{RI}}{V_{PTV}}$$

Де V_{RI} — об'єм, покритий референтною дозою; V_{PTV} — об'єм клінічної мішені. Ідеальне значення CI ≈ 1 .

2.3 Моделювання пучків

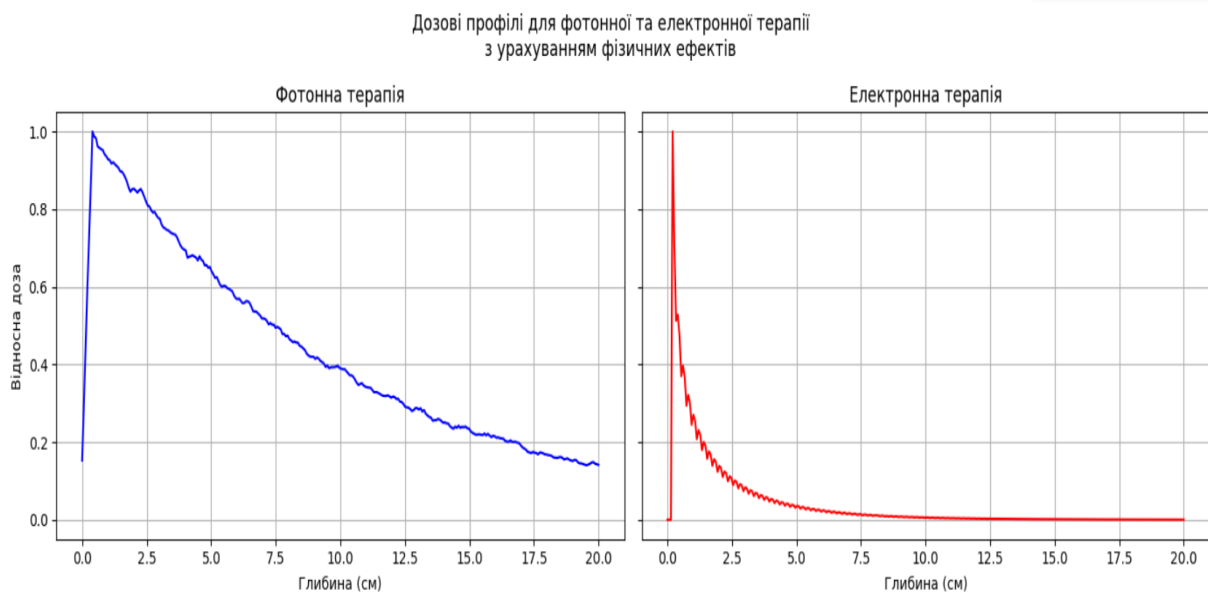


Рис. 2.3 Змодельовані пучки

Бачимо, що змодельовані пучки відповідають прогнозованим. Електронний має більш різкий спад дози (майже до 0 вже на 7,5 см при енергії в 12MeV), в той час як у фотонного на цій глибині зберігається половина дози.

Однорідність дозового розподілу (електронний пучок)

HI = 0.092

Однорідність дозового розподілу (фотонний пучок)

HI = 0.156

Рис. 2.4 Однорідність дозового розподілу

Для оцінки був вибраний лише параметр однорідності, бо індекс відповідності і 95% покриття можна використовувати лише для 3D об'єктів (пухлин).

2.4 Контуриг пухлин і критичних органів

Контуриг (розмітка або сегментація) — це процес ідентифікації та окреслення анатомічних структур на основі даних отриманих з КТ, МРТ або ПЕТ, що використовується для побудови плану променевої терапії. Саме контури визначають, куди буде подана терапевтична доза (мішень), і що потрібно максимально захистити (критичні органи).

Цей етап має вирішальне значення для:

- точності доставки дози до пухлини;
- зниження ризику променевих ускладнень;
- порівнюваності клінічних результатів між установами.

2.4.1 Основні типи контурів

GTV (Gross Tumor Volume) – макроскопічно видимий об'єм пухлини (на зображеннях або при пальпації).

CTV (Clinical Target Volume) – GTV + мікроскопічне розповсюдження, яке не можна візуалізувати, але ймовірно присутнє.

PTV (Planning Target Volume) – CTV + геометричні та технічні неточності (рухи пацієнта, похибки позиціонування).

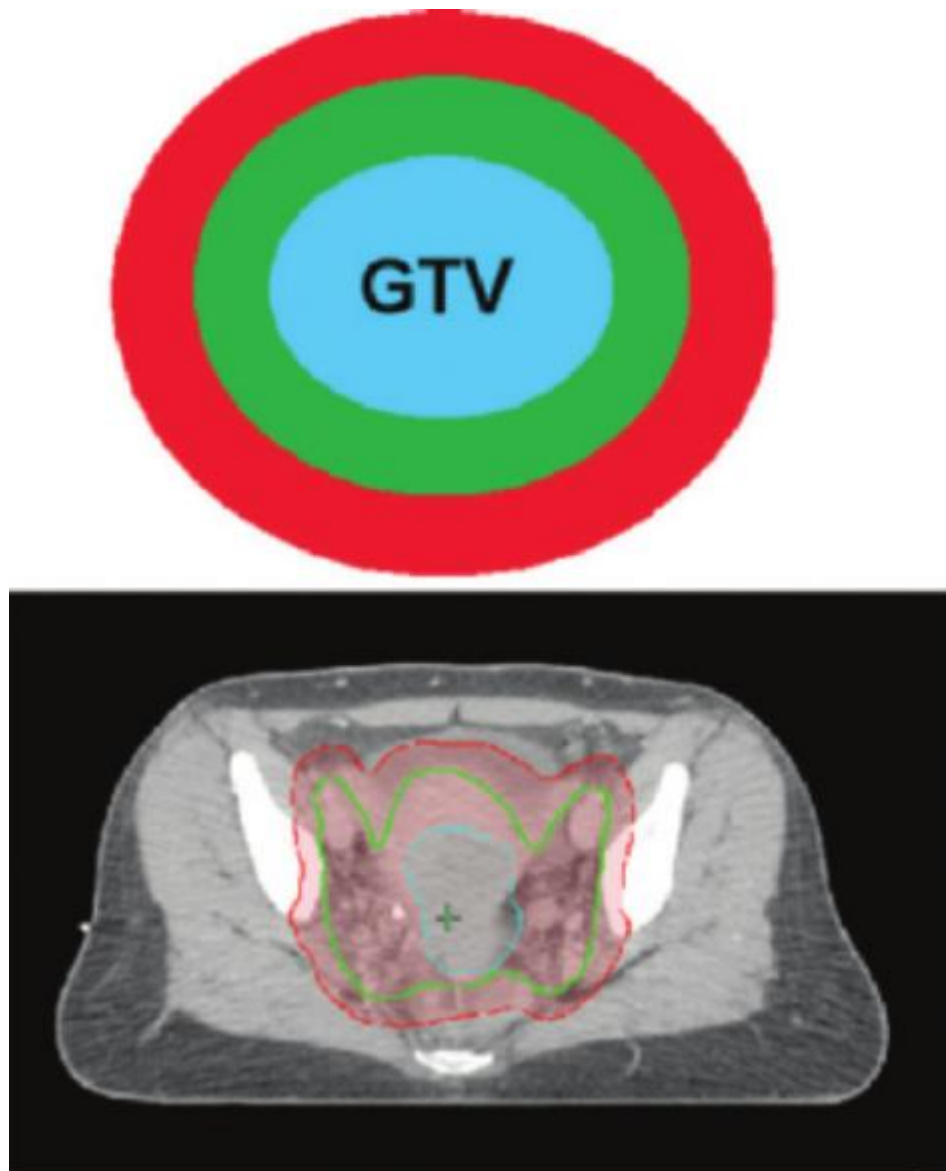


Рис. 2.5 Контуринг пухлини

OAR (Organs At Risk) – критичні органи або структури, функція яких має бути збережена (спинний мозок, серце, легені, кишечник, зорові нерви тощо).

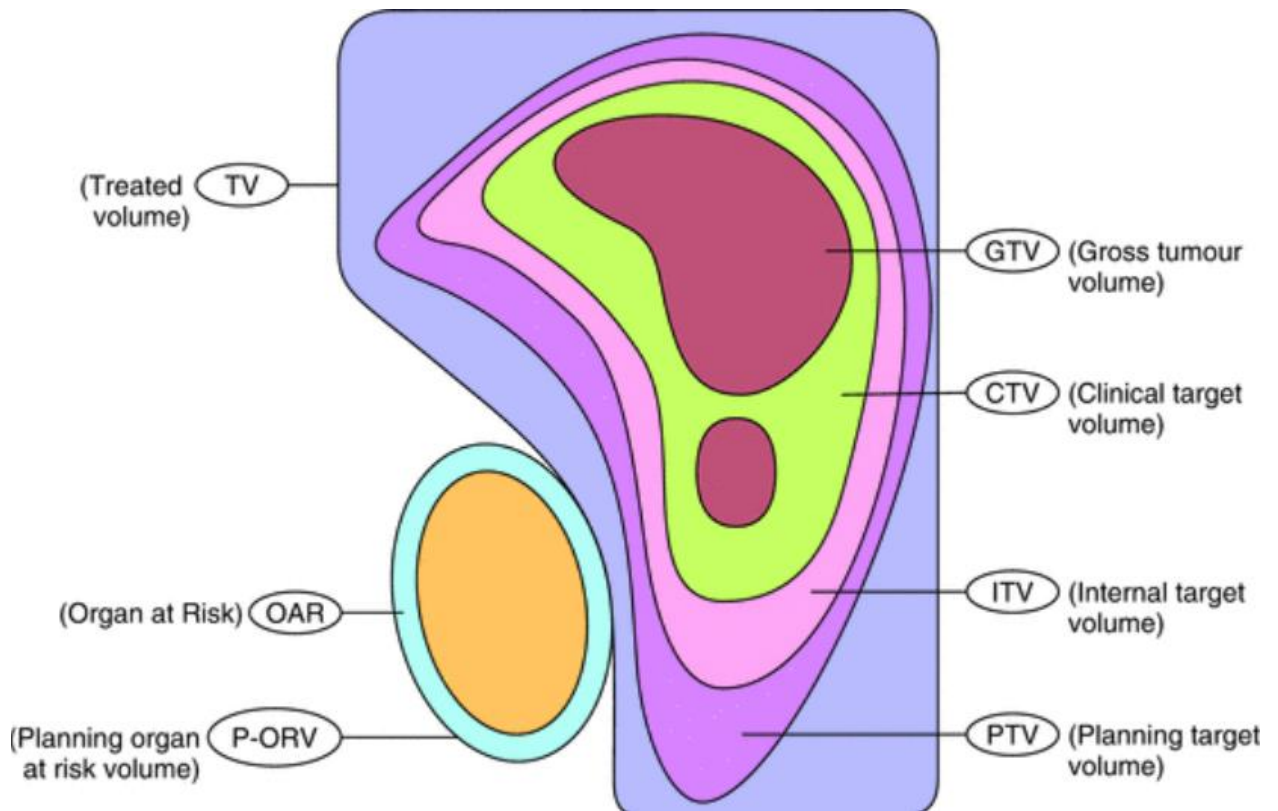


Рис. 2.5 Контуринг пухлини з близьким органом ризику

Контуринг виконується вручну або автоматично у спеціалізованих програмних середовищах, що постачається разом з лінійним прискорювачем Eclipse (Varian), Monaco (Elekta).

2.4.2 Помилки та їх наслідки

- Надлишкове включення здорових тканин до PTV → підвищений ризик ускладнень;
- Недооцінка розміру GTV/CTV → рецидиви пухлини через недостатню дозу;
- Неправильне окреслення OAR → опромінення критичних структур (наприклад, сліпота при ураженні зорового нерва).

Згідно з ICRU-83, будь-який план лікування повинен супроводжуватись ретельно вивіреними контурами та документацією по їх походженню.

2.5 Розподіл дози

Протягом останніх кількох десятиліть фотонна променева терапія зазнала значної технологічної еволюції. Те, що починалося як базова доставка променя з використанням фіксованих геометричних полів, перетворилося на складні, комп'ютерно оптимізовані методи лікування, здатні формувати розподіл дози з точністю до міліметра. Серед найбільш широко застосовуваних методів у клінічній практиці сьогодні є тривимірна конформна променева терапія (3D-CRT), променева терапія з модульованою інтенсивністю (IMRT) та об'ємно-модульована дугова терапія (VMAT).

Ці методи суттєво відрізняються за принципами модуляції променя, складністю планування, часом лікування та дозиметричними результатами. Розуміння відмінностей між ними має вирішальне значення для оптимізації терапевтичної ефективності та мінімізації впливу на здорові тканини. У цьому розділі представлено структуроване порівняння 3D-CRT, IMRT та VMAT, висвітлюючи їхні основні концепції, клінічне застосування, дозиметричні характеристики та практичне значення в сучасній радіаційній онкології.

2.5.1 3D-CRT

3D-CRT – це перше технологічне рішення після двовимірної променевої терапії. Вона використовує комп'ютерну томографію для створення тривимірної анатомічної моделі пацієнта, що дозволяє точніше формувати променеві пучки навколо цільового об'єму. Основна мета 3D-CRT – пристосувати дозу опромінення до форми пухлини, мінімізуючи вплив на

навколишні здорові тканини. У 3D-CRT кілька променевих пучків спрямовуються на пухлину під різними кутами.

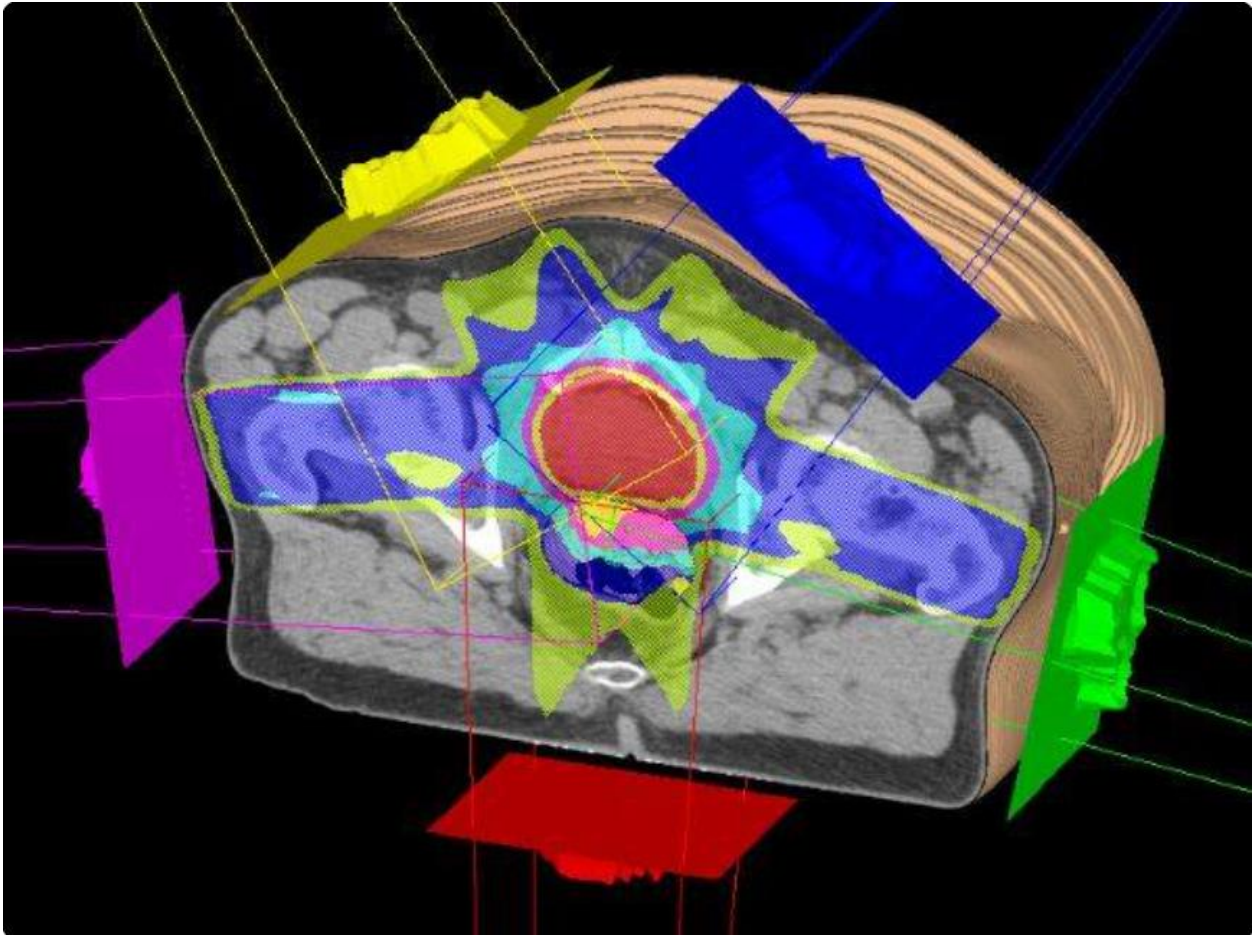


Рис. 2.6 3D-CRT план

Для побудови плану лікування потрібно:

- Обрати форму поля;
- Задати кути пучка;
- Призначити вагові коефіцієнти пучка для досягнення відповідності дози.

На відміну від IMRT або VMAT, модуляція інтенсивності не використовується. Кожен промінь має рівномірну інтенсивність по всьому полю, а формування дози досягається переважно за допомогою геометрії та дизайну поля.

Переваги:

- Планування та доставка відносно прості порівняно з передовими методами.
- Менша чутливість до невизначеностей у доставці променя або русі пацієнта.
- Не вимагає передового програмного забезпечення або лінійних прискорювачів з динамічними можливостями.
- Оскільки доставка променя не модулюється, сеанси лікування зазвичай проходять швидше.

Недоліки:

- Розподіл дози менш адаптований до складних форм пухлини, що призводить до потенційного переопромінення сусідніх здорових тканин.
- Через менш точне моделювання дози критичні органи часто отримують вищі дози.

Часто використовується в простих анатомічних ділянках без перекриття критичних структур, таких як рак молочної залози, раку передміхурової залози або паліативному лікуванні.

2.5.2 IMRT

Інтенсивно-модульована променева терапія (IMRT) є значним кроком уперед у порівнянні з 3D-CRT, що дозволяє точніше моделювати дозу шляхом

модуляції інтенсивності променя. Вона дозволяє медичним фізикам доставляти висококонформні дози до пухлин складної форми, одночасно краще захищаючи навколишні здорові тканини та критичні структури. IMRT вважається стандартом лікування багатьох видів раку, особливо тих, що розташовані поблизу радіочутливих органів.

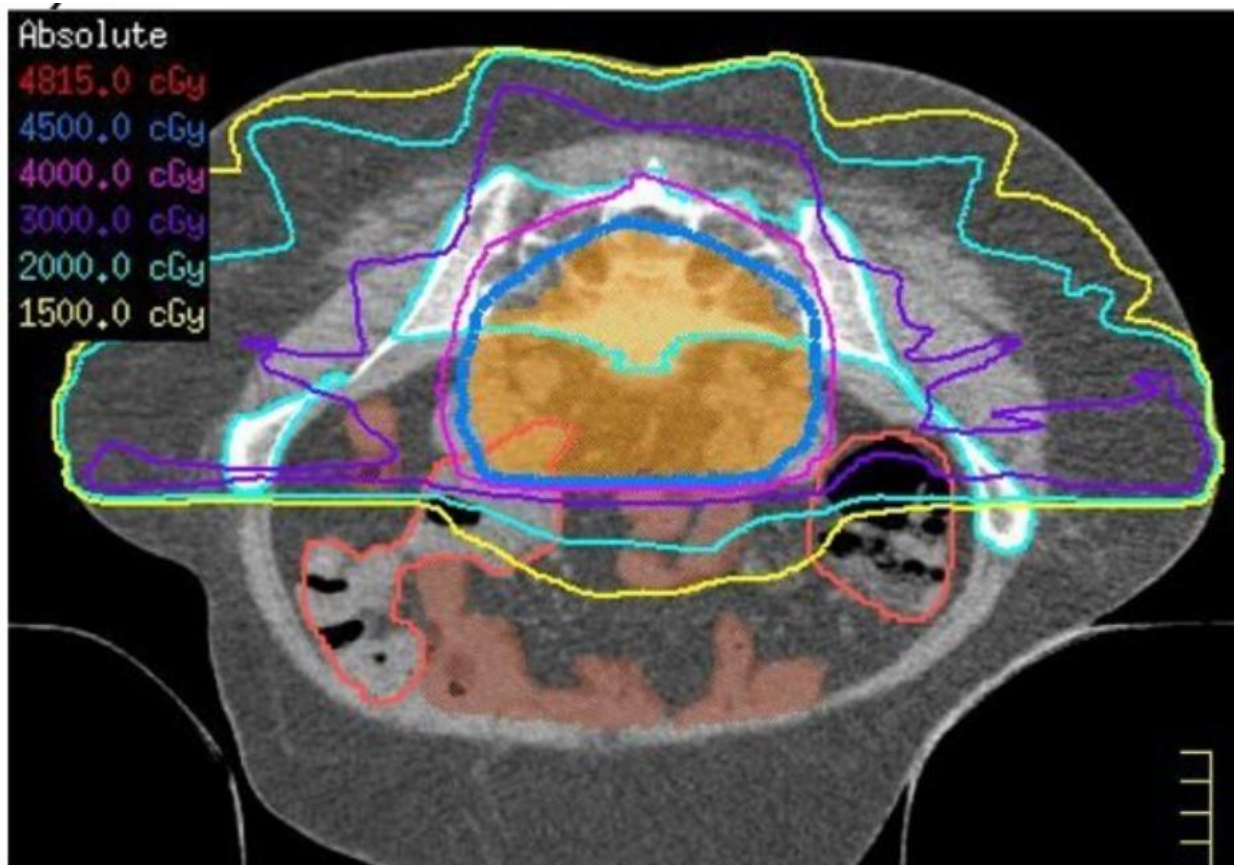


Рис. 2.7 IMRT план

На відміну від 3D-CRT, де кожен промінь доставляє рівномірну дозу, IMRT використовує кілька невеликих променів у кожному полі, кожен зі своїм власним рівнем інтенсивності. Це стало можливим завдяки динамічним багатопелюстковим коліматорам (MLC), які регулюються під час проведення лікування, щоб змінювати дозу по всій цілі.



Рис. 2.8 Мультилистьовий коліматор

При плануванні лікування даним методом вже використовують алгоритми зворотного планування (методи Монте-Карло): клініцист визначає клінічні цілі (наприклад, охоплення PTV, межі дози OAR), а система розраховує оптимальні профілі інтенсивності променя. Потім відбувається оцінка плану за допомогою гістограм доза-об'єм та коригування за потреби.

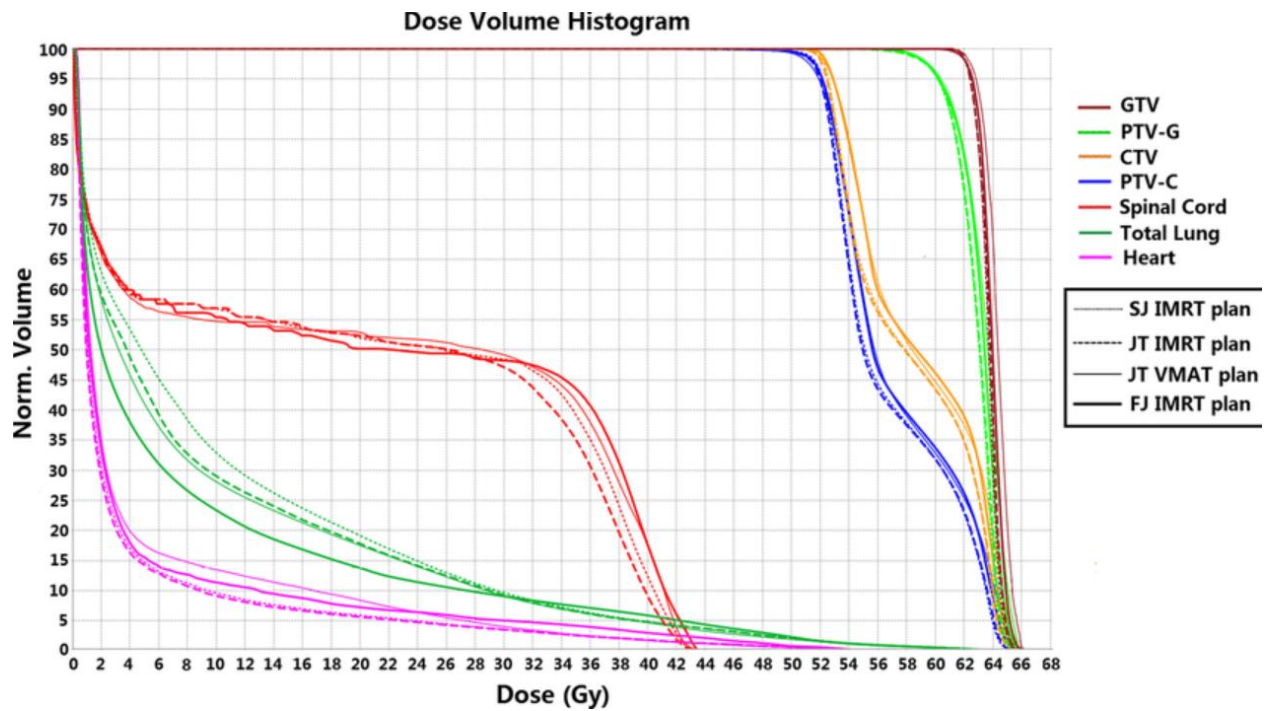


Рис. 2.9 Гістограма доза-об'єм

Бажано, щоб графіки, що відповідають критичним органам знаходились якомога ближче до 0 (але кожен орган має свою толерантність до радіації), а пухлина була опромінена 95-108% дозою.

Переваги:

- Може забезпечити увігнутий розподіл дози щільно навколо пухлини.
- Забезпечує безпечніше лікування пухлин поблизу життєво важливих структур (наприклад, спинного мозку, привушних залоз).
- Дозволяє знаходити компроміси між контролем пухлини та токсичністю на основі клінічних пріоритетів.

Недоліки:

- Зворотне планування та розрахунок дози є обчислювально ресурсоемними.
- Кожне поле може вимагати сотень рухів мультипелюсткового коліматора, що збільшує час сеансу.
- Більший вплив низьких доз на здорові тканини через різні кути променя і більший час лікування.
- Точне націлювання є важливим через круті градієнти дози.

IMRT частіше використовують при раку голови та шиї (наприклад, ротоглотки, носоглотки), раку передміхурової залози (зі збереженням сечового міхура та прямої кишки), онкології в дитячому віці (для зменшення довгострокової токсичності).

2.5.3 VMAT

Терапія об'ємною модульованою дугою (VMAT) – це найсучасніший метод доставки фотонів, який наразі використовується в клінічній практиці. Він розширює принципи IMRT, дозволяючи безперервну доставку випромінювання, коли гантрі апарату обертається навколо пацієнта. Під час цього обертання потужність дози, швидкість гантрі та положення багатопелюсткового коліматора (MLC) динамічно регулюються в режимі реального часу, що забезпечує високоефективне та конформне лікування.[10]

VMAT використовує одну або кілька дуг (часткових або повних), протягом яких пучок випромінювання постійно формується та модулюється.

Це вимагає складних алгоритмів зворотного планування, які одночасно оптимізують:

- Інтенсивність променя (як в IMRT),
- Швидкість обертання гантрі,
- Положення стулок коліматора,
- Потужність дози.

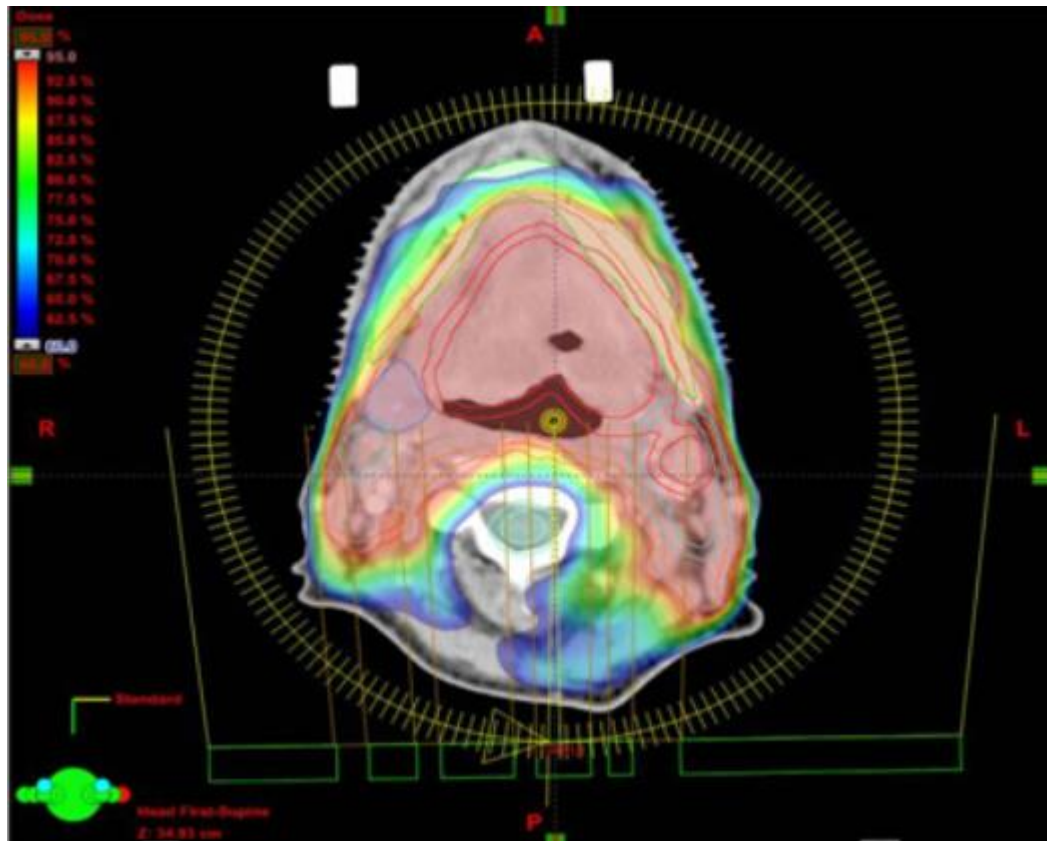


Рис. 2.10 VMAT план

Планування включає такі самі етапи як при IMRT.

Переваги:

- Усе лікування часто можна провести за 1–2 хвилини.
- Висока конформність дози
- Коротший час лікування зменшує рухи та дискомфорт.
- У деяких випадках менше розсіяного випромінювання в низьких дозах, ніж при IMRT.

Недоліки:

- Потрібні сучасні лінійні прискорювачі, здатні до динамічної модуляції.
- Високомодульовані плани вимагають суворого контролю якості, специфічного для кожного пацієнта.
- Через швидку модуляцію та вузькі поля потрібно дуже точно позиціонувати пацієнта
- Для рухомих цілей (наприклад, легень) швидкі зміни анатомії під час дуг можуть вплинути на точність доставки.

VMAT є кращою методикою в для багатьох видів раку: простати, голови та шиї, органів малого тазу та гінекологічних захворювань, метастазів.

2.5.4 Порівняльний аналіз

Було зроблено по одному плану кожного методу для семи пацієнтів. Після цього провели порівняння покриття 95% дозою, дози в критичних органах та індексу однорідності і відповідності.

		3D-CRT	IMRT	VMAT	<i>p</i> -Value*	<i>p</i> -Value#		
						3D-CRT vs. IMRT	3D-CRT vs. VMAT	IMRT vs. VMAT
PTV	D ₉₅ (cGy)	2,895±58	2,936±16	2,932±19	0.368	–	–	–
	HI	0.15±0.03	0.04±0.01	0.07±0.02	<0.001	0.047	0.047	0.047
	CI	1.56±0.16	1.23±0.05	1.19±0.05	0.002	0.047	0.047	0.094
Liver	D _{mean} (cGy)	1,587±190	1,291±213	1,376±175	0.004	0.047	0.047	0.234
Right kidney	D _{mean} (cGy)	400±184	544±272	561±297	0.066	–	–	–
Left kidney	D _{mean} (cGy)	729±662	760±467	699±492	0.368	–	–	–
Spinal cord	D _{max} (cGy)	2,415±564	1,845±101	1,980±142	0.066	–	–	–
Small bowel	D _{max} (cGy)	3,060±74	3,017±76	3,006±161	0.276	–	–	–

Рис. 2.11 Порівняльний аналіз

Не було виявлено суттєвої різниці в D₉₅ між трьома планами. HI плану IMRT був значно нижчим, ніж у планів VMAT ($p=0,047$) та 3D-CRT ($p=0,047$). HI плану VMAT був значно нижчим, ніж у плану 3D-CRT ($p=0,047$). CI планів IMRT та VMAT були значно нижчими, ніж у плану 3D-CRT ($p=0,047$ та $p=0,047$ відповідно). Не було виявлено суттєвої різниці в CI між планами IMRT та VMAT ($p=0,094$).

Висновки до розділу 2

Контуринг анатомічних структур є невід'ємною складовою сучасної променевої терапії. Саме точність визначення меж пухлини (GTV, CTV, PTV) та критичних органів (OAR) визначає ефективність лікування і безпечність для пацієнта. Використання КТ, МРТ, ПЕТ у поєднанні з ручною або автоматизованою сегментацією дозволяє формувати анатомічно обґрунтовані плани лікування.

Було проведено порівняння трьох основних методів фотонної терапії: 3D-CRT, IMRT та VMAT. Кожна з технік має свої переваги та обмеження. 3D-CRT залишається актуальною для простих випадків і в умовах обмежених ресурсів. IMRT забезпечує високу точність дозового покриття, особливо у складних анатомічних ділянках. VMAT є найбільш сучасним підходом, що дозволяє досягати високої конформності та швидкості лікування.

Таким чином, ефективність та безпечність променевої терапії визначаються на перетині точного анатомічного контурингу, біологічної оцінки дози та вибору найбільш оптимальної техніки опромінення. Використання методів Монте-Карло, а також індивідуалізація підходу до пацієнта значно підвищують якість лікування.

ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ

У цьому дослідженні ефективність променевої терапії фотонними та електронними пучками була оцінена за допомогою застосування методів моделювання Монте-Карло для моделювання розподілу дози в лінійному прискорювачі. Дослідження успішно продемонструвало, що методи Монте-Карло забезпечують високоточний та гнучкий підхід для імітації складних фізичних взаємодій у тканинних еквівалентних носіях, тим самим підвищуючи точність розрахунків дози, необхідних для ефективної променевої терапії.

Моделюючи розподіл дози як фотонів, так і електронних променів, були отримані значні відомості у відповідній поведінці, перевагах та обмеженнях у клінічній практиці. Показано, що фотонні промені, що характеризуються глибшим проникненням, є більш ефективними для націлювання на глибоко розташовані пухлини, тоді як електронні промені, з обмеженим проникненням та різким падінням дози, були виявлені, що краще підходять для лікування поверхневих злоякісних пухлин.

Застосування моделювання Монте-Карло забезпечило надійну основу для підвищення дозиметричної точності в клінічних протоколах. Результати підтверджують значення інтеграції вдосконалених інструментів моделювання в звичайне променеве планування для забезпечення оптимізованих результатів лікування та підвищення безпеки пацієнтів.

На закінчення, цей дипломний проект підтверджує, що методи Монте-Карло є золотим стандартом для моделювання розподілу дози при променевій терапії. Їх використання сприяє не лише науковій точності, але й практичному вдосконаленню протоколів лікування раку, підкреслюючи їх незамінну роль у сучасній медичній фізиці.

Висловлюю подяку лабораторії UMCG в Гронінгені, де проводилась практична частина згідно гранту № 0000002642.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Лекція 2 - Лінійний прискорювач: PDD/TMR/профіль - ААРМ/НУГ/УАМР навчальний курс з медичної фізики [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: https://www.youtube.com/watch?v=HXBQmGbkec8&ab_channel=HelpUkraineGroup%28HUG%29
2. "Proton Beam Therapy" /Harald Paganetti / 2017
3. Proton Therapy [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <https://www.hopkinsmedicine.org/health/treatment-tests-and-therapies/proton-therapy>
4. Monte Carlo in Heavy Charged Particle Therapy / Pablo Cirrone, Giada Petringa. / 2024
5. Methods for radiation dose distribution [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/8175397/>
6. Linear Accelerator [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <https://www.radiologyinfo.org/en/info/linac>
7. Research complex linac-300 upgrade project and the lines of nuclear research / A.Yu. Buki, A.N. Dovbnya, S.P. Gokov, V.I. Kasilov, S.S. Kochetov, V.A. Kushnir, V.V. Mitrochenko, L.A. Makhnenko, P.L. Makhnenko, T.F. Nikitina, N.G. Shevchenko, O.A. Shopen / 2009
8. Переваги застосування методики IMRT порівняно з 3-D-конформною променевою терапією у хворих на рак передміхурової залози / Сафронова О.В., Костюк К.С. / 2013
9. Methods to combine and sum external beam and brachytherapy dose distributions / Vania Batista, Åsa Tedgren / 2015
10. Дослідження VMAT та IMRT методів променевої терапії при лікуванні онкологічних захворювань / Могильних, М.А. / 2022