

МОДИФІКАЦІЯ ПОГЛИНЕНОЇ ДОЗИ ЗА ДОПОМОГОЮ МАГНІТНОГО ПОЛЯ ДЛЯ ЦІЛЕЙ ПРОМЕНЕВОЇ ТЕРАПІЇ

О.О. ЮДКО

Київський національний університет імені Тараса Шевченка

Мета роботи — отримати глибинний розподіл дози у воді для фотонів та електронів від лінійного прискорювача та обґрунтувати можливості використання магнітного поля для зміни біологічної ефективності випромінювання.

Матеріали та методи. За допомогою пакета EGSnrc/BEAMnrc створено модель лікувальної голови лінійного прискорювача Siemens Oncor з мультипелюстковим коліматором. Моделювання виконано для моноенергетичних фотонних та електронних пучків. Експериментальне вимірювання розподілу проводили за допомогою іонізаційної камери Semiflex для фотонів та плоскопаралельної камери Маркуса для електронів.

Результати. Отримано глибинні розподіли дози у воді для електронів та фотонів. Змодельовано треки дельта-електронів у мікродозиметричному варіанті. Обґрунтовано ідею підвищення коефіцієнта відносної біологічної ефективності випромінювання.

Висновки. Використання магнітного поля в радіохірургії для зміни лінійної передачі енергії вторинних заряджених частинок — перспективний і потужний метод керування поглиненою дозою.

Ключові слова: моделювання Монте-Карло, лінійний прискорювач, радіохірургія, дельта-електрони.

Успіх променевої терапії залежить від можливості підведення до пухлини біологічно ефективної дози, яка залежить від режиму фракціонування. При збільшенні дози ефект дії як на пухлину, так і на здорові тканини та критично важливі органи збільшується. Завдяки застосуванню новітніх методів опромінення (опромінення з модуляцією інтенсивності, стереотаксична радіохірургія, спіральна томотерапія) вдалося значно збільшити сумарну дозу опромінення і таким чином значно збільшити локальний контроль над пухлиною без про-

меневого перевантаження здорових тканин. Незважаючи на те що апаратні методи опромінення мають субміліметрову точність, невирішеним залишається завдання зміни розподілу вторинних частинок у речовині. Однією з перспективних ідей у променевої терапії є використання магнітного поля для модифікації поглиненої дози в тілі пацієнта [4]. Це дасть змогу змінити не лише форму розподілу дози з глибиною, а й величину відносної біологічної ефективності випромінювання (ВБЕ) внаслідок зміни лінійної передачі енергії (ЛПЕ) та лінійної густини іонізації (ЛГІ).

Мета роботи — отримати глибинний розподіл дози у воді для фотонів та електронів від лінійного прискорювача та обґрунтувати можливості використання магнітного поля для зміни біологічної ефективності випромінювання.

Юдко Олександр Олександрович

інженер-радіолог Київського міського онкологічного центру, аспірант кафедри медичної радіофізики КНУ імені Тараса Шевченка

Адреса: 03115, м. Київ, вул. Верховинна, 69

Тел. моб.: (096) 995-68-90

E-mail: yudko_a@ukr.net

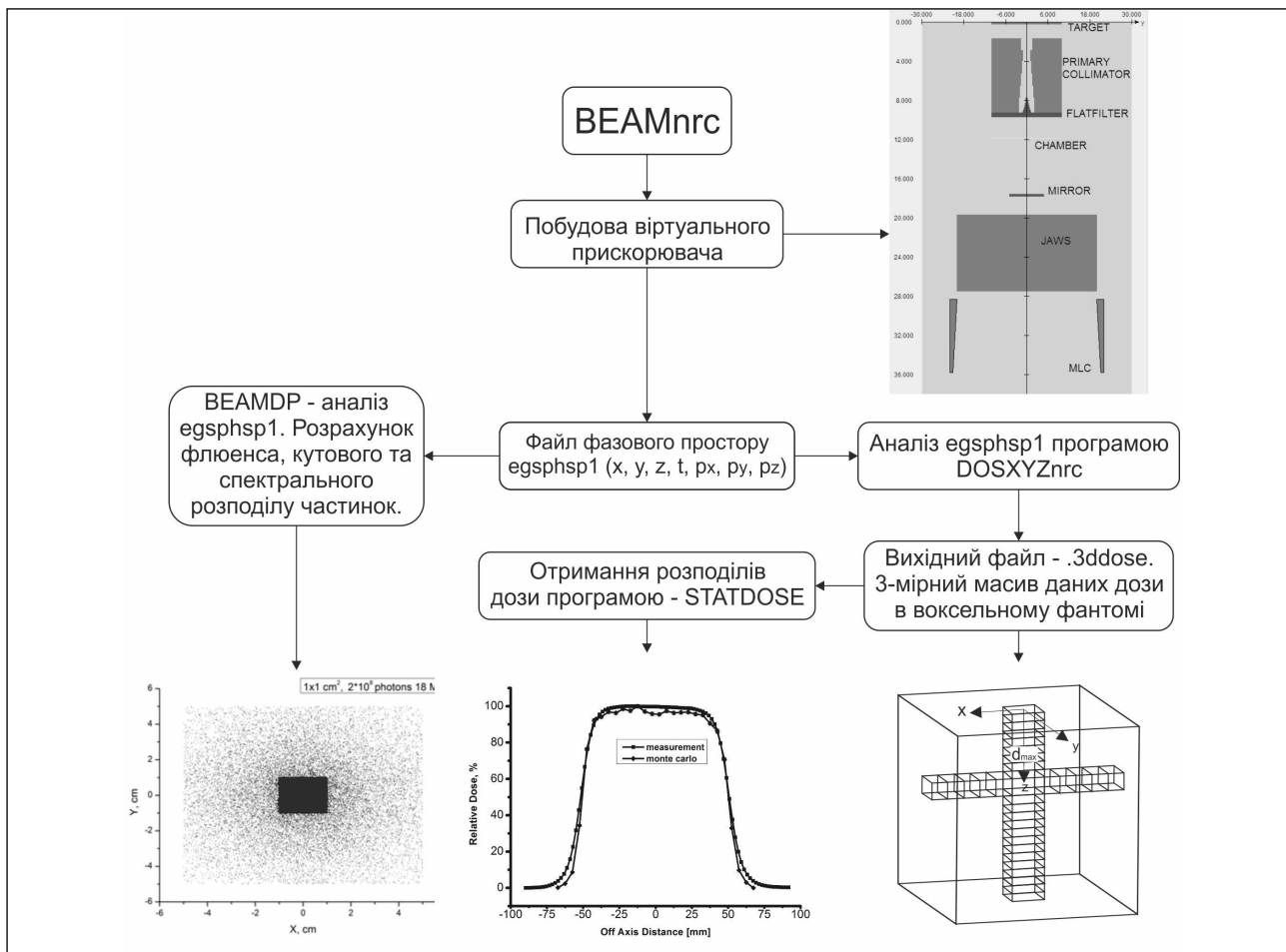


Рис. 1. Структура пакета BEAMnrc для моделювання лінійного прискорювача

Матеріали та методи

За допомогою пакета *EGSnrc/BEAMnrc* створено модель лікувальної голови лінійного прискорювача *Siemens Oncor* з мультипелюстковим коліматором [7]. Моделювання виконано для моноенергетичних фотонних та електронних пучків. Кількість історій використання для симуляцій — 10 млн. Фотонний транспорт розраховували до енергії відсічки (*ECUT*) — 0,01 MeV, електронний транспорт (*PCUT*) — 0,7 MeV. Розрахунки проведено на двох паралельних двоядерних процесорах *Inter Xeon 5100* з тактовою частотою 1,6 ГГц кожний. Отриманий файл фазового простору частинок — *eg sphsp1 (x, y, z, t, px, py, pz)* оброблено підпрограмою *DOSXYZnrc*. Глибинні та профільні розподіли дози будували з тривимірного масиву дозових значень у вокселях (*.3ddose*) за допомогою пакета *STATDOSE* (рис. 1). Експериментальне вимірювання розподілу дози у воді проведено за допомогою іонізаційної камери *Semiflex 31010* об'ємом 0,125 см для фотонів та плоскопаралельної

камери Маркуса з чутливим об'ємом 0,02 см³ для електронного випромінювання. Моделювання взаємодії фотонів з клітиною здійснено за допомогою пакета *WinX-ray*. Параметри симуляції: енергія — 10 кеВ, розмір пучка — 10 нм. Розрахунок проведено для 10 електронних треків.

Результати

На рис. 2 наведено залежність зміни поглиненої дози з глибиною для фотонів та електронів 6 MeV, отриману в результаті розрахунку *EGSnrc/BEAMnrc*. Камера *Semiflex* дає невелику похибку в регіоні експоненційного затухання, яка зі збільшенням енергії зростає. Суттєву похибку виявлено при вимірюванні малих полів. Максимум іонізації — на глибині 1,5 см.

На рис. 3 показано глибинний розподіл дози для електронного випромінювання 6, 9 та 18 MeV. Плоскопаралельна камера Маркуса дає занижену оцінку по дозі для 6 і 9 MeV. На рис. 5 показано треки іонізації 10 вторинних електронів, утворених тонким пучком фотонів

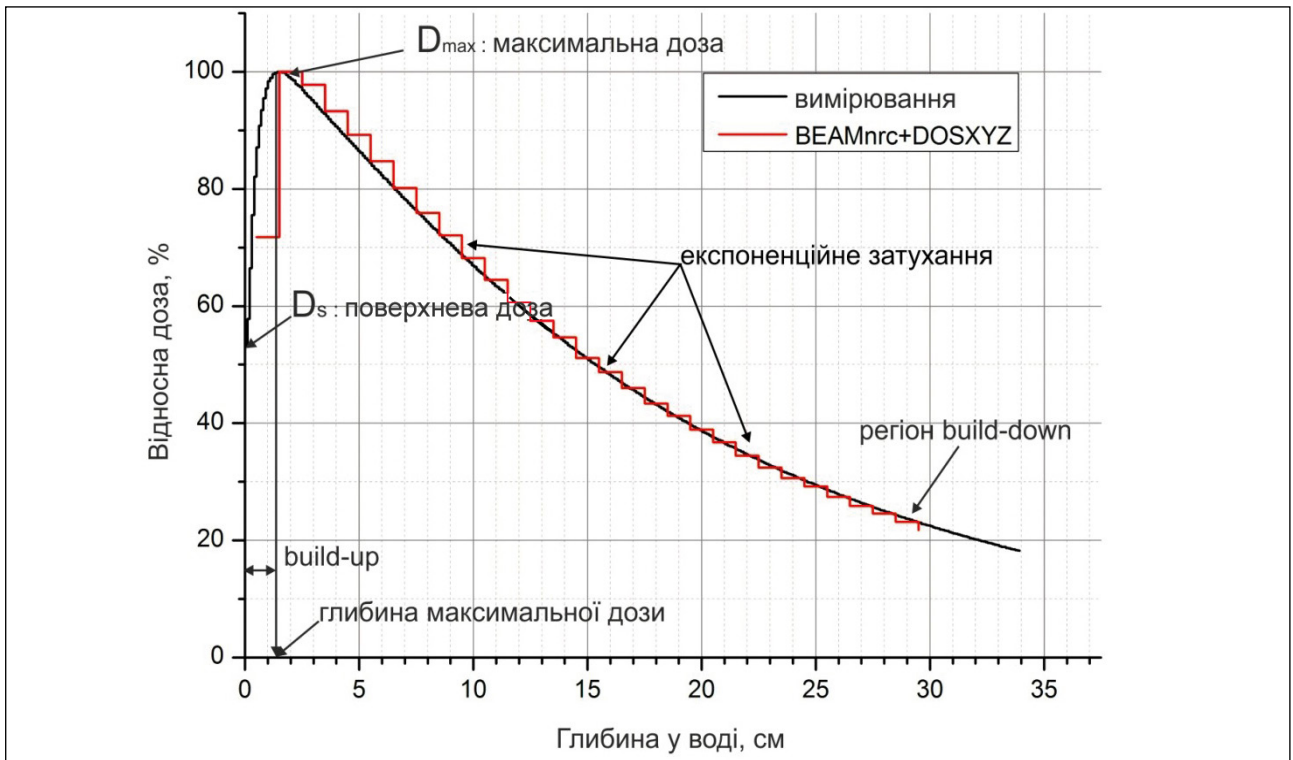


Рис. 2. Глибинний розподіл дози для фотонів 6 MeV у воді

діаметром 10 нм, які пересікають ядро людської клітини діаметром приблизно 12 мкм.

Обговорення

Як відомо, основними механізмами взаємодії радіації з речовиною є фотоэффект,

комптонівське розсіяння, утворення електрон-позитронних пар, релеєвське розсіяння та фотоядерні реакції. Результат променевої терапії залежить від розподілу поглиненої дози в тілі. Для променевої терапії великий інтерес становить положення максимуму іонізації та протяжність ділянки під назвою «build-up».

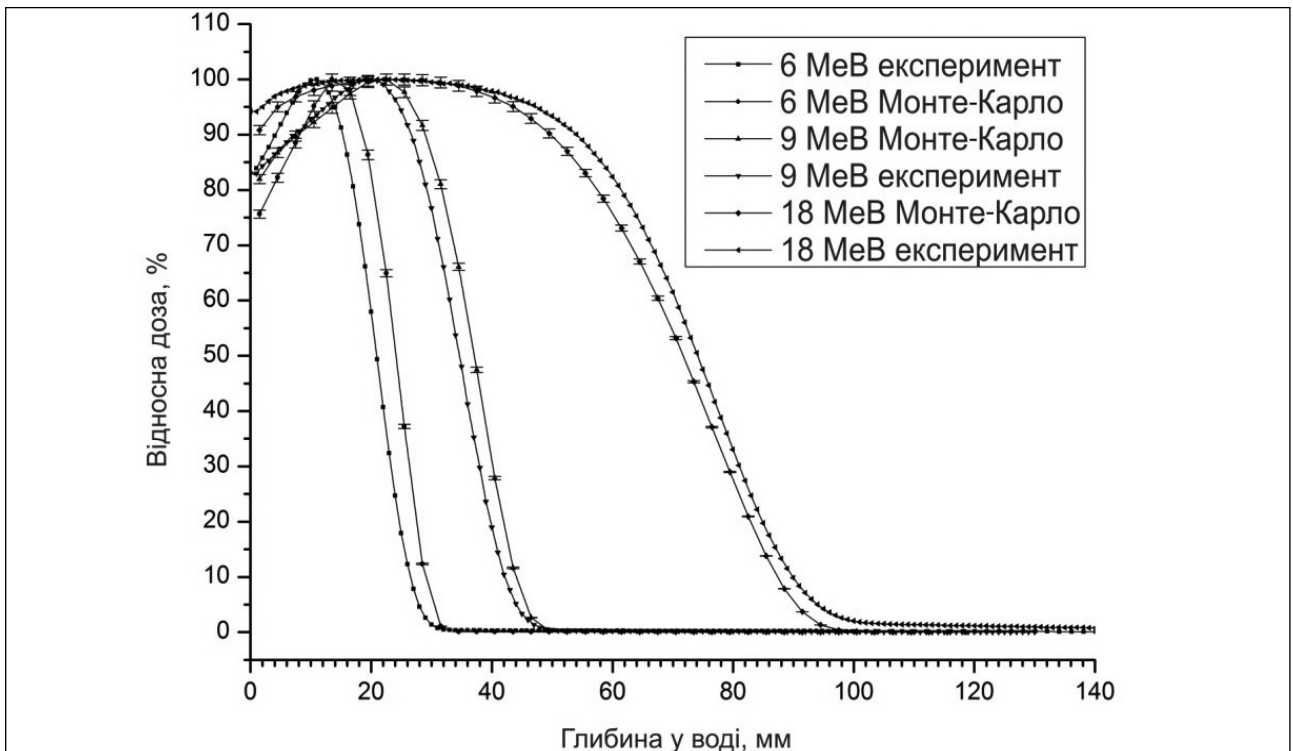


Рис. 3. Глибинний розподіл дози для електронів 6, 9 та 18 MeV у воді

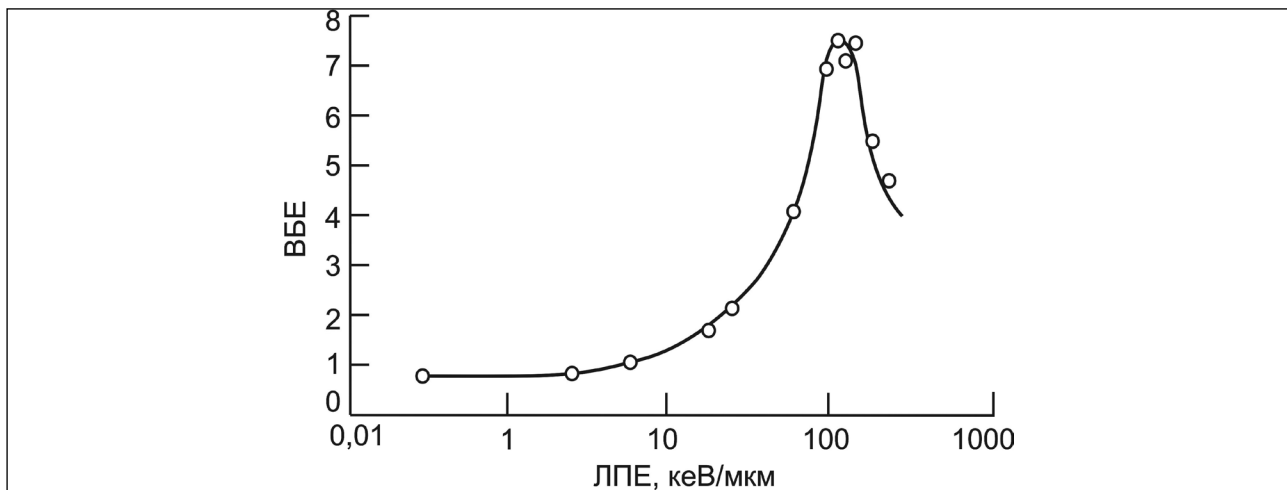


Рис. 4. Залежність відносної біологічної ефективності випромінювання від його лінійної передачі енергії

Наприклад, для лімфовузлів або підшкірних новоутворень зручно використовувати дозу для електронів 6 та 18 МеВ. Градієнт дози поза пухлиною різко знижується, тому не виникає опромінення органів, розташованих нижче за мішень (див. рис. 3). Для глибше розташованих пухлин використовують високоенергетичні фотони. Проте існують проблеми. У першому випадку — це розсіяні електрони різної енергії, великі напівітні профільних розподілів, у другому — значна протяжність ділянок експоненційного затухання та «*build-down*», що призводить до подальшого опромінення органів, розташованих уздовж осі пучка.

Опромінення тканин непрямим іонізуючим випромінюванням закінчується появою

заряджених частинок. Наприклад, рентгенівське і гамма-випромінювання вивільняють у тканинах вторинні електрони, нейтрони спричиняють появу протонів віддачі. Відомо, що поглинена доза визначається переважно потоком вторинних електронів. Наприклад, для фотонів від 1 до 20 МеВ частка вторинних електронів становить від 40 до 70 % [6].

При використанні високоенергетичного випромінювання траєкторії довгопробіжних дельта-електронів можна суттєво змінити за допомогою як поперечного, так і поздовжнього магнітного поля. Це дає змогу змінювати розподіл дози в тілі пацієнта, а саме, зсувати максимум іонізації в бік більших глибин, та зменшити вплив розсіяних електронів в

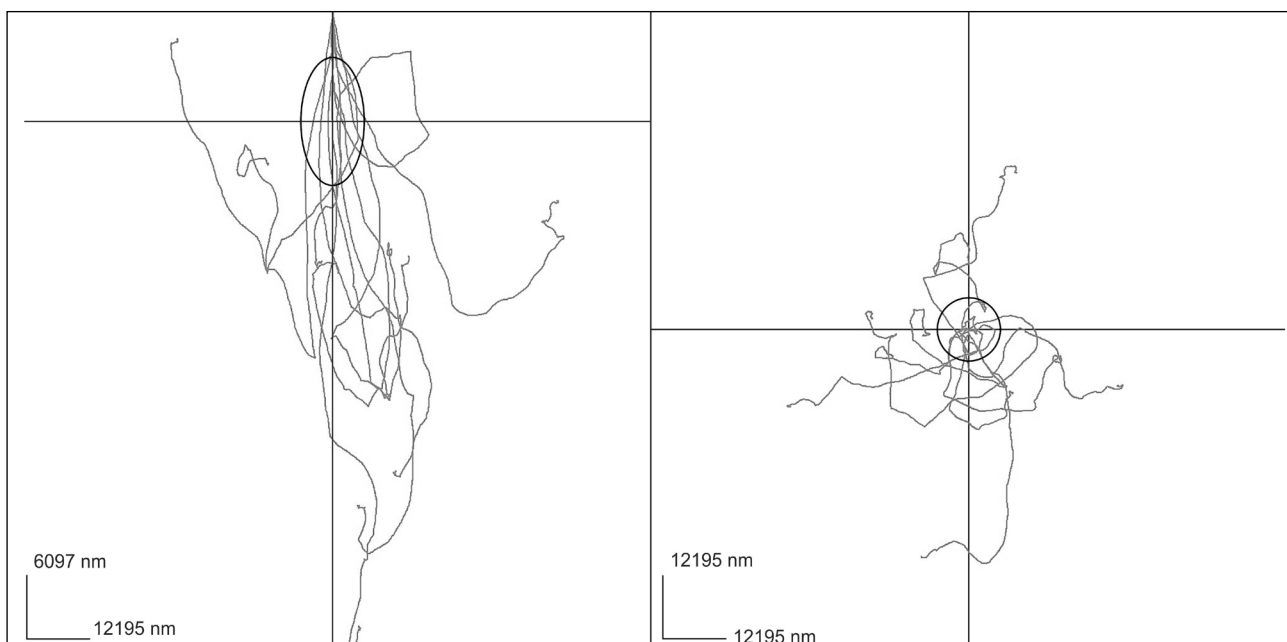


Рис. 5. Траєкторії дельта-електронів в ядрі клітини діаметром близько 12 мкм

електронній променевої терапії. Перспективним цей метод є в радіохірургії, адже при використанні малих полів ($< 3 \text{ см}^2$) та магнітних полів з напруженістю декілька тесла можна значно зменшити поверхневу дозу, зменшити нахил регіону «*build-down*», поєднати максимум іонізації з патологічним утворенням. Існує також теоретична передумова для використання цього методу в радіохірургії легень, оскільки у них електронна густина є значно нижчою від такої інших органів. Довжина траєкторій вторинних електронів буде більшою, адже вони зазнають значно менше зіткнень на одиницю шляху, що дає змогу змінити їх просторовий розподіл, локалізувати та підвищити дозу, збільшити густину втрати енергії, тобто змінити їх ЛПЕ-спектр [1]. Очевидно, що при дії трансверсального магнітного поля траєкторії вторинних електронів будуть нагадувати закручені спіралі, радіус обертання якої розраховується за формулою:

$$R = \frac{mv}{eB}.$$

Загальна довжина треків буде значно більшою в межах того ж ядра (див. рис. 5). Відповідно зросте «трекове» середнє — \bar{L}_T . Поглинену дозу можна розрахувати за такою формулою:

$$D = \Phi \bar{L}_T.$$

де Φ — флюенс частинок.

У радіобіології до рідкоіонізуючого випромінювання відносять рентген, фотони, про-

тони з ЛПЕ 3–5 кеВ/мкм, до густоіонізуючого — нейтрони, пі-мезони, важкі іони з ЛПЕ до 150 кеВ/мкм. Графік залежності ВБЕ від ЛПЕ наведено на рис. 4. При значенні ЛПЕ близько 100 кеВ/мкм ВБЕ досягає максимуму. Це пов'язано з критичною кількістю іонізацій в клітині, яких достатньо для початку апоптозу. Положення максимуму залежить від типу клітин та ЛПЕ-спектра випромінювання [2]. Відносна біологічна ефективність випромінювання пов'язана зі зміною ЛПЕ простою лінійною залежністю [3]:

$$\text{ВБЕ} = 0,8 + 0,16\bar{L}_D.$$

де \bar{L}_D — дозове середнє значення ЛПЕ.

Зі збільшенням ЛПЕ криві виживання стають крутішими. Виходячи з LQ-моделі при збільшенні нахилу кривої, величина відношення α/β збільшується [5]. Це означає, що більшість клітин вбивається лінійною компонентою [$\exp(-\alpha D)$], тобто однотрековою (однударною) подією.

Висновки

Завдання зміни лінійної передачі енергії при порушенні електронної рівноваги в речовині за наявності магнітного поля є перспективним, але малодослідженим. Для вивчення поведінки дози та керми на межі включення магнітного поля потрібно застосовувати методи ЛПЕ-спектрометрії, які є найінформативнішими. Використання мікродозиметричного підходу дасть змогу визначити зміну відносної біологічної ефективності випромінювання.

Список літератури

1. Иванов В.И. Курс дозиметрии: Учебник для вузов. — 3-е изд. перераб. и доп. — М: Атомиздат, 1978. — 392 с.
2. Климанов В.А. Радиобиологическое и дозиметрическое планирование лучевой и радионуклидной терапии. Ч. 1. Радиобиологические основы лучевой терапии. Радиобиологическое и дозиметрическое планирование дистанционной лучевой терапии: Учеб. пособие. — М.: НИЯУ МИФИ, 2011. — 500 с.
3. Попов В.И. Методы ЛПЭ-спектрометрии ионизирующих излучений. — М.: Атомиздат, 1970. — 135 с.
4. Bielajew A.F. The effect of strong longitudinal magnetic fields on dose deposition from electron and photon beams // Med. Phys. — 1993. — N 20. — P. 1171–1179.
5. Chapman J.D. The single-hit mechanism of tumor cell killing by radiation // Int. J. Radiat. Biol. — 2003. — Vol. 79. — P. 71–78.
6. Chernyaev A.P., Osipov A.S., Varzar S.M. Electron Beam Dose Distribution in a Solenoid Magnetic Field // Bulletin of the Russian Academy of Sciences: Physics. — 2008. — T. 72, N 7. — С. 978–980.
7. Rogers D., Walters B., Kawrakow I. BEAMnrc Users Manual. — National Research Council of Canada: Ottawa, 2007. — 267 p.

МОДИФИКАЦИЯ ПОГЛОЩЕННОЙ ДОЗЫ С ПОМОЩЬЮ МАГНИТНОГО ПОЛЯ ДЛЯ ЦЕЛЕЙ ЛУЧЕВОЙ ТЕРАПИИ

А.А. ЮДКО

Киевский национальный университет имени Тараса Шевченко

Цель работы — получить глубинное распределение дозы в воде для фотонов и электронов от линейного ускорителя и обосновать возможности использования магнитного поля для изменения биологической эффективности излучения.

Материалы и методы. С помощью пакета *EGSnrc/BEAMnrc* была создана модель лечебной головы линейного ускорителя *Siemens Oncor* с мультилепестковым коллиматором. Моделирование выполнено для моноэнергетических фотонных и электронных пучков. Экспериментальное измерение распределения проводили с помощью ионизационной камеры *Semiflex* для фотонов и плоскопараллельной камеры Маркуса для электронов.

Результаты. Получено глубинное распределение дозы в воде для электронов и фотонов. Смоделированы треки дельта-электронов в микродозиметрическом варианте. Обоснована идея повышения коэффициента относительной биологической эффективности излучения.

Выводы. Использование магнитного поля в радиохирургии для изменения линейной передачи энергии вторичных заряженных частиц — перспективный и мощный метод управления поглощенной дозы.

Ключевые слова: моделирование Монте-Карло, линейный ускоритель, радиохирургия, дельта-электроны.

MODIFICATION OF ABSORBED DOSE WITH MAGNETIC FIELD FOR RADIATION THERAPY

O.O. YUDKO

Taras Shevchenko Kyiv National University, Ukraine

Objective — to obtain the depth distribution of dose to water for photons and electrons from a linear accelerator and a reasonable opportunity to use a magnetic field to change the biological effectiveness of radiation.

Materials and methods. Using of the package *EGSnrc/BEAMnrc* established a model of a linear accelerator treatment head with *Siemens Oncor* multileaf collimator. Simulations were performed for monoenergetic photon and electron beams. Experimental measurement of the distribution is carried out using an ionization chamber *Semiflex* for photons, and a plane-parallel chamber Marcus for electrons.

Results. Depth doses of distribution in water for electrons and photons were obtained. Tracks of delta-electrons in the microversion of dosimetric were modeled. The idea of increasing the *RBE-Relative Biological Effectiveness* factor of radiation was substantiated.

Conclusions. Using of magnetic field in radiosurgery to change *Linear Energy Transfer (LET)* secondary charged particles is — a promising and powerful method of control of the absorbed dose.

Key words: Monte Carlo simulation, linear accelerator, radiosurgery, delta-electrons.