УДК 621.384.64:614.876
DOI: https://doi.org/10.17721/3041-1491/2024.11-16

Дмитро БЄЛИХ[1], магістр
ORCID ID: 0000-0002-5782-9827
e-mail: do_belykh@sstc.ua

Тетяна ЛИТВИНСЬКА[1], магістр
ORCID ID: 0000-0002-3308-8526
e-mail: tv_litvinskaya@sstc.ua

Віталій ПОЛУДНЕНКО[1], магістр, наук. співроб.
ORCID ID: 0000-0002-8307-6777
e-mail: va_poludnenko@sstc.ua

Ольга СІТНІКОВА[1], магістр, ст. інж.
ORCID ID: 0000-0002-0602-9731
e-mail: ol_kolodiichuk@sstc.ua

[1]Державне підприємство "Державний науково-технічний центр з ядерної та радіаційної безпеки", Київ, Україна

ВИЗНАЧЕННЯ ТОВЩИНИ ДЕСЯТИКРАТНОГО ОСЛАБЛЕННЯ ВИПРОМІНЮВАННЯ ВИТОКУ ВІД МЕДИЧНИХ ЛІНІЙНИХ ПРИСКОРЮВАЧІВ З ЕНЕРГІЄЮ 6 МЕВ

В с т у п . ***З досвіду проведення державних експертиз з ядерної та радіаційної безпеки проєктів улаштування медичних лінійних прискорювачів було помічено, що товщини десятикратного ослаблення випромінювання витоку в бетоні значно відрізняються у відомих, міжнародно визнаних методиках розрахунку біологічного захисту в дистанційній променевій терапії Національної ради з радіаційного захисту та вимірювань, а також МАГАТЕ.***

М е т о д и . ***За допомогою методу Монте-Карло в роботі було оцінено числове значення товщини десятикратного ослаблення випромінювання витоку медичних лінійних прискорювачів з енергією випромінювання 6 МеВ для бетону і проведено аналіз розбіжності отриманої та наведених у методиках величин.***

Р е з у л ь т а т и . ***За результатами проведеного аналізу запропоновано значення товщини десятикратного ослаблення випромінювання витоку медичних лінійних прискорювачів електронів з енергією 6 МеВ, найбільш прийнятне для розрахунку стаціонарного біологічного захисту.***

В и с н о в к и . ***Дослідження підтверджує коректність величини TVL = 279 мм, яка може бути використана під час розрахунку біологічного захисту медичних закладів із лінійними прискорювачами електронів та застосування принципу оптимізації радіаційного захисту.***

К л ю ч о в і с л о в а : ***товщина десятикратного ослаблення, лінійний прискорювач, радіаційна безпека, біологічний захист, метод Монте-Карло.***

Вступ

Одним з ефективних сучасних методів лікування онкологічних захворювань є дистанційна променева терапія за допомогою лінійних прискорювачів електронів (медичних лінійних прискорювачів). Сьогодні в Україні такий метод

© Бєлих Дмитро, Литвинська Тетяна, Полудненко Віталій, Сітнікова Ольга, 2024

лікування активно розвивається і все більше медичних закладів встановлюють лінійні прискорювачі. Здебільшого медичні лінійні прискорювачі встановлюють в існуючих бетонних бункерах, де були розміщені гамма-терапевтичні апарати. Оскільки лінійні прискорювачі генерують випромінювання з більшою інтенсивністю й енергією, ніж гамма-терапевтичні апарати, то для таких бункерів потрібно виконати оцінювання достатності існуючого біологічного захисту. Для визначення достатності такого захисту необхідно застосовувати принцип оптимізації, що передбачає досягнення балансу між прийнятним рівнем опромінення медичного персоналу та витратами на підсилення / модернізацію існуючого захисту. У цьому сенсі важливу роль відіграють методології та методики оцінювання біологічного захисту бункерів лінійних прискорювачів. Зазначені оцінювання виконують за відомими методиками МАГАТЕ (International Atomic Energy Agency, IAEA) та Національної ради з радіаційного захисту та вимірювань США (IAEA, 2006; NCRP Report 151, 2006). Однією з основних складових у розрахунках біологічного захисту є випромінювання витоку. З досвіду використання методик (IAEA, 2006) та (NCRP Report 151, 2006) у процесі виконання державних експертиз з ядерної та радіаційної безпеки виявилося, що у цих методиках значення товщин десятикратного ослаблення (TVL) випромінювання витоку в бетоні значно відрізняються. Притому різниця значень TVL спостерігається для всіх енергій випромінювання. Ця робота присвячена вивченню TVL випромінювання витоку саме для лінійних прискорювачів з енергією випромінювання 6 МеВ, оскільки вони найбільш поширені. Методика (NCRP Report 151, 2006) визначає першу та рівноважну TVL випромінювання витоку, як 340 мм та 290 мм, відповідно. У свою чергу, у методиці (IAEA, 2006) TVL зазначено 279 мм для випромінювання витоку.

Різниця у TVL випромінювання витоку значно впливає на результат розрахунку товщини захисту. Наприклад, для послаблення випромінювання витоку в 1000 разів необхідна товщина захисту з бетону становитиме 920 мм за методикою (NCRP Report 151, 2006), а за методикою (IAEA, 2006) товщина буде становити 837 мм. Наявність значної різниці в значеннях TVL у зазначених методиках є проблемою як для проектування відповідного біологічного захисту, так і для проведення державних експертиз з ядерної та радіаційної безпеки зазначених проєктів встановлення медичних лінійних прискорювачів.

Отже, проведення дослідження для визначення найбільш коректної TVL та аналіз розбіжностей дуже важливе.

Метою дослідження є визначення TVL у бетоні для випромінювання витоку медичних лінійних прискорювачів з енергією 6 МеВ та проведення аналізу отриманих результатів із відомими величинами з методик (IAEA, 2006) та (NCRP Report 151, 2006). За результатами проведеного аналізу запропоновано величину TVL, яка, як вважають автори, є найбільш реалістичною для розрахунку захисту від випромінювання витоку медичних лінійних прискорювачів з енергією 6 МеВ.

Методи

Визначення значень TVL виконувалося за допомогою методу Монте-Карло з використанням комп'ютерного коду PHITS (Sato et al., 2024) версії 3.32.

Першим кроком було моделювання джерела випромінювання – голівки лінійного прискорювача. Для досягнення відношення поглиненої дози за межами прямого пучка до поглиненої дози на прямому пучку, що дорівнював 0,001, підбиралася товщина захисту з вольфраму навколо мішені лінійного прискорювача. Зазначене відношення є міжнародним стандартом верхньої межі величини випромінювання витоку для медичних лінійних прискорювачів. Енергія електронів, що налітають на мішень, була прийнята такою, що дорівнює 6 МеВ. Розроблену модель голівки лінійного прискорювача зображено на рис. 1.

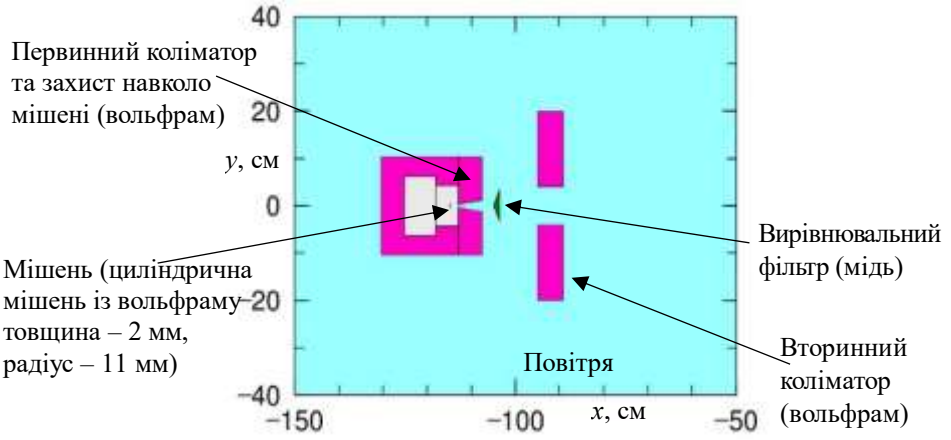


Рис. 1. Модель голівки лінійного прискорювача в комп'ютерному коді PHITS

Другим кроком було визначення спектра випромінювання витоку. Зважаючи на те, що в біологічному захисті голівки лінійного прискорювача відбувається багатократне розсіювання випромінювання, можна вважати, що спектр випромінювання витоку на великих кутах (більше 30°) від осі первинного випромінювання не залежить від кута. На малих кутах напрямку випромінювання від осі первинного випромінювання (менше 30°) вимоги до біологічного захисту стін загалом визначаються розсіяним випромінюванням від пацієнта, тому нема сенсу досліджувати спектр випромінювання витоку на малих кутах.

Зважаючи на вищезазначене, для дослідження спектра випромінювання витоку був обраний кут 90°. Абсолютні спектри первинного випромінювання (для поглиненої дози 400 Гр/год в ізоцентрі) та випромінювання витоку в куті 90° від осі первинного випромінювання зазначено на рис. 2.

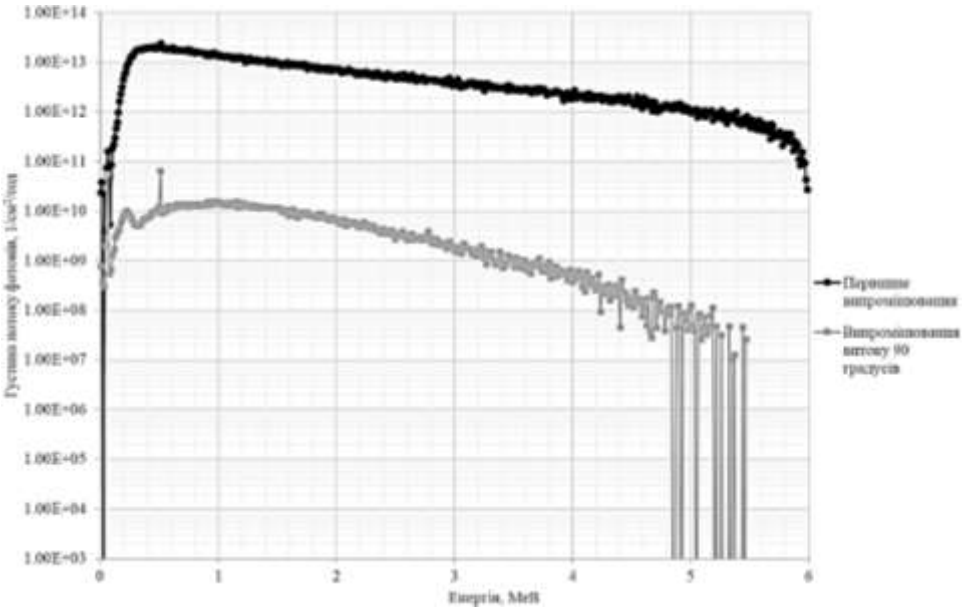


Рис. 2. Змодельовані комп'ютерним кодом PHITS спектри випромінювання

Третім кроком було визначення значення TVL випромінювання витоку в бетоні. У комп'ютерному коді PHITS (Sato et al., 2024) версії 3.32 моделювалося 10 пластин товщиною x = 100 мм кожна. Як налітаюче випромінювання моделювалося випромінювання витоку зі спектром, який було отримано на другому кроці (рис. 2). Кут розкриття пучка випромінювання був обраний 5°. Спочатку всі пластини були змодельовані з повітря для визначення ефективної дози без ослаблення D_0. Ця величина використовувалась як опорна, відносно якої визначаються TVL. Далі почергово пластини заповнювалися бетоном та визначалися відповідні ефективні дози D_i за захистом. Усі ефективні дози визначалися за допомогою коефіцієнтів перерахунку МКРЗ (ICRP, 2010). Зображення моделі визначення TVL вказано на рис. 3. Значення TVL обчислювалися за формулою

$$\mathrm{TVL}_i = \frac{x \cdot i}{\lg \frac{D_0}{D_i}}, \quad (1)$$

де i – номер останньої пластини, яка заповнюється бетоном.

Результати

Визначені за формулою (1) значення TVL наведено в табл. 1 і на рис. 4. Отримані значення TVL для товщин 100 та 1000 мм бетону варіюються від 181,77 мм до 239,63 мм, відповідно. Значення D_i визначені з відносним стандартним відхиленням менше 2 %. Збільшення значення TVL зі збільшенням товщини бетону обумовлюється фільтрацією випромінювання (високі енергії залишаються в пучку, а малі енергії поглинаються товщою бетону) та збільшенням розсіяння випромінювання в напрямку поширення випромінювання.

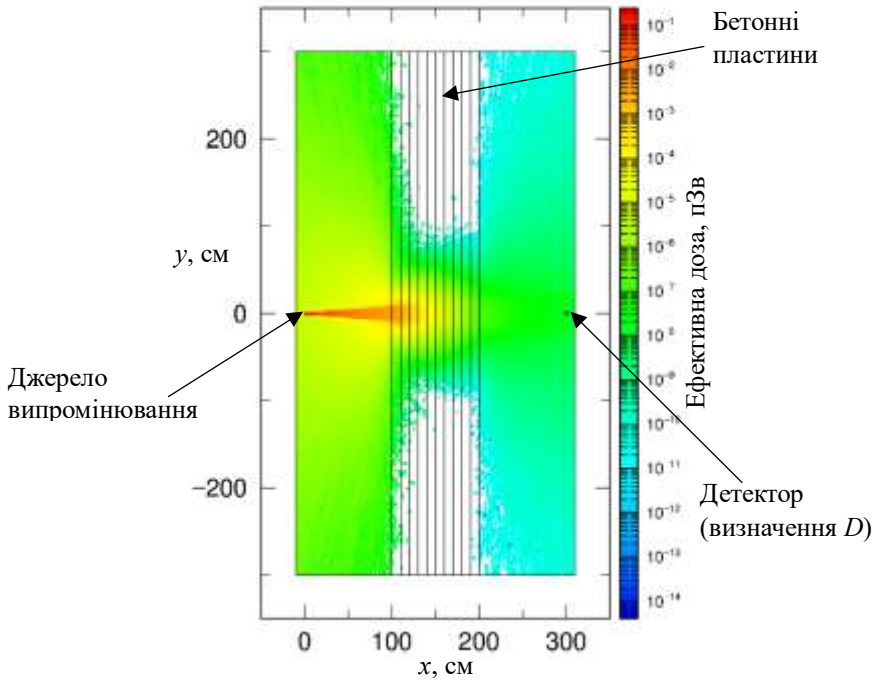


Рис. 3. Модель визначення товщини
10-кратного ослаблення випромінювання витоку (згенеровано PHITS)

Таблиця 1

Визначені товщини 10-кратного ослаблення

i	**Товщина бетону, *i*·*x*, мм**	**D_i, пЗв**	**TVL_i, мм**
0	0	2,36E-03	-
1	100	6,65E-04	181,77
2	200	2,15E-04	192,22
3	300	7,76E-05	202,34
4	400	2,87E-05	208,93
5	500	1,11E-05	214,69
6	600	4,44E-06	220,12
7	700	1,85E-06	225,48
8	800	7,95E-07	230,38
9	900	3,56E-07	235,49
10	1000	1,58E-07	239,63

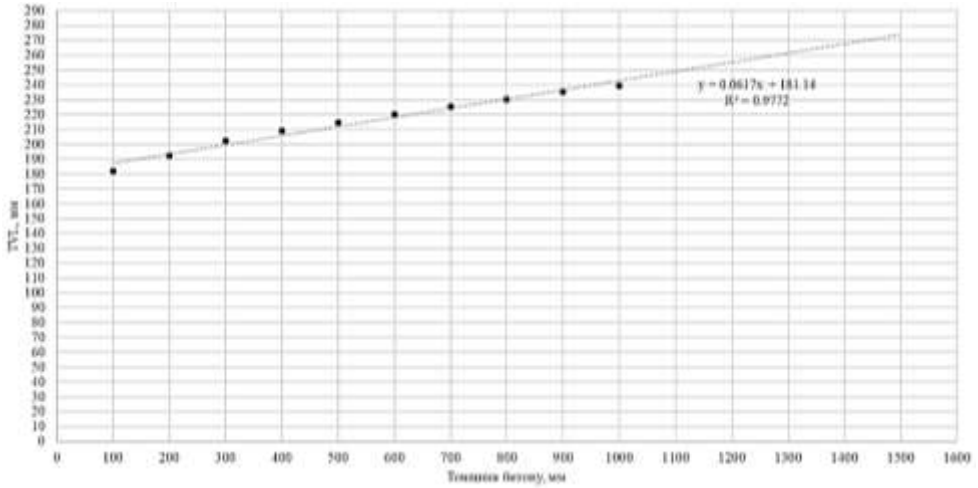


Рис. 4. Графічне зображення результатів розрахунку товщин 10-кратного ослаблення випромінювання витоку

За результатами аналізу отриманих даних, функція залежності TVL від товщини бетону має лінійний вигляд

$$\mathrm{TVL}(x) = 0{,}0617 \cdot x + 181{,}14\,. \qquad (2)$$

З існуючої практики проведення державних експертиз із ядерної та радіаційної безпеки проєктів встановлення медичних лінійних прискорювачів відомо, що типові товщини стін бункерів відповідають діапазону 1-2 м. Отже, доцільним буде визначити TVL за формулою (2) для середньої товщини із зазначеного діапазону – 1,5 м. Для середньої товщини стін бункерів 1,5 м TVL становитиме 273,69 мм. Отримана величина TVL узгоджується з величиною TVL для випромінювання витоку в бетоні за методикою (IAEA, 2006), у якій це значення дорівнює 279 мм.

На думку авторів, значення TVL у методиці (NCRP Report 151, 2006) визначені саме для малих кутів (менше 30°) між напрямком випромінювання витоку і віссю первинного випромінювання, хоча в методиці (NCRP Report 151, 2006) зазначено, що TVL випромінювання витоку визначено саме для кута 90° від осі первинного випромінювання. Відповідно до статті (Han et al., 2023), у якій описано проведене дослідження кутового розподілу спектра випромінювання навколо мішені лінійного прискорювача, зі зменшенням кута напрямку випромінювання від осі первинного випромінювання частина спектра з високими енергіями збільшується. Згаданий вище ефект багатократного розсіювання випромінювання в голівці лінійного прискорювача для малих кутів напрямку випромінювання є незначним за рахунок більшої енергії випромінювання. Таким чином, на малих кутах випромінювання витоку має більшу енергію, а отже, і більшу TVL.

Дискусія і висновки

За результатами проведеного дослідження була визначена товщина десятикратного ослаблення бетоном для випромінювання витоку медичного

лінійного прискорювача, яка становить 273,69 мм. Отримана величина узгоджується з наведеним у методиці МАГАТЕ (IAEA, 2006) значенням 279 мм. Таким чином, результати цього дослідження підтверджують коректність величини TVL = 279 мм, яка може бути використана під час розрахунку біологічного захисту медичних закладів із лінійними прискорювачами електронів та застосування принципу оптимізації радіаційного захисту. Використання значення TVL з методики (NCRP Report 151, 2006) можна вважати доцільним для оцінювання "зверху" товщини захисту від випромінювання витоку з точки зору консервативного підходу розрахунків біологічного захисту для медичних лінійних прискорювачів.

Внесок авторів: Дмитро Бєлих – концептуалізація, дослідження, методологія; Тетяна Литвинська – керування дослідженням, написання – оригінальна чернетка; Віталій Полудненко – візуалізація, обробка даних; Ольга Ситнікова – формальний аналіз, написання – перегляд і редагування.

Список використаних джерел

Han, D., Jung, K., Kim, J., Kwon, D., Lee, K., & Lee, C. (2023). Evaluation by thickness of a linear accelerator target at 6-20 MeV electron beam in MCNP6. *Nuclear Engineering and Technology*, 55(6), 1994–1998. https://doi.org/10.1016/j.net.2023.02.026

IAEA. (2006). *Radiation Protection in the Design of Radiotherapy Facilities*. Safety Reports Series No. 47.

ICRP. (2010). *Conversion Coefficients for Radiological Protection Quantities for External Radiation Exposures*. Publication 116, Ann. ICRP 40(2-5).

NCRP Report 151. (2006). Structural shielding design and evaluation for megavoltage X- and gamma-ray radiotherapy facilities. *Journal of Radiological Protection*, 26(3), 349. https://doi.org/10.1088/0952-4746/26/3/b01

Sato, T., Iwamoto, Y., Hashimoto, S., Ogawa, T., Furuta, T., Abe, S., Kai, T., Matsuya, Y., Matsuda, N., Hirata, Y., Sekikawa, T., Yao, L., Tsai, P.E., Hunter, H.N., Iwase, H., Sakaki, Y., Sugihara, K., Shigyo, N., Sihver, L., & Niita, K. (2024). Recent improvements of the Particle and Heavy Ion Transport code System – PHITS version 3.33. *J. Nucl. Sci. Technol*., 61, 127–135.

References

Han, D., Jung, K., Kim, J., Kwon, D., Lee, K., & Lee, C. (2023). Evaluation by thickness of a linear accelerator target at 6-20 MeV electron beam in MCNP6. *Nuclear Engineering and Technology*, 55(6), 1994–1998. https://doi.org/10.1016/j.net.2023.02.026

IAEA. (2006). *Radiation Protection in the Design of Radiotherapy Facilities*. Safety Reports Series No. 47.

ICRP. (2010). *Conversion Coefficients for Radiological Protection Quantities for External Radiation Exposures*. Publication 116, Ann. ICRP 40(2-5).

NCRP Report 151. (2006). Structural shielding design and evaluation for megavoltage X- and gamma-ray radiotherapy facilities. *Journal of Radiological Protection*, 26(3), 349. https://doi.org/10.1088/0952-4746/26/3/b01

Sato, T., Iwamoto, Y., Hashimoto, S., Ogawa, T., Furuta, T., Abe, S., Kai, T., Matsuya, Y., Matsuda, N., Hirata, Y., Sekikawa, T., Yao, L., Tsai, P.E., Hunter, H.N., Iwase, H., Sakaki, Y., Sugihara, K., Shigyo, N., Sihver, L., & Niita, K. (2024). Recent improvements of the Particle and Heavy Ion Transport code System – PHITS version 3.33. *J. Nucl. Sci. Technol*., 61, 127–135.

Отримано редакцією збірника / Received: 20.06.24
Прорецензовано / Revised: 02.07.24
Схвалено до друку / Accepted: 30.09.24

Dmytro BIELYKH[1], Master of Arts
ORCID ID: 0000-0002-5782-9827
e-mail: do_belykh@sstc.ua

Tetiana LYTVYNSKA[1], Master of Arts
ORCID ID: 0000-0002-3308-8526
e-mail: tv_litvinskaya@sstc.ua

Vitalii POLUDNENKO[1], Master of Arts, Researcher
ORCID ID: 0000-0002-8307-6777
e-mail: va_poludnenko@sstc.ua

Olha SITNIKOVA[1], Master of Arts, Senior Engineer
ORCID ID: 0000-0002-0602-9731
e-mail: ol_kolodiichuk@sstc.ua

[1]State Enterprise "State Scientific and Technical Center for Nuclear and Radiation Safety", Kyiv, Ukraine

DETERMINATION OF THE TENTH VALUE LAYER OF LEAKAGE RADIATION ATTENUATION FROM MEDICAL LINEAR ACCELERATORS WITH THE ENERGY OF 6 MEV

Introduction. ***The article addresses the significant differences observed in the tenth-value layers (TVL) of leakage radiation attenuation in concrete for medical linear accelerators (linacs) between internationally recognized methodologies of the National Council on Radiation Protection and Measurements (NCRP) and the International Atomic Energy Agency (IAEA).***

Methods. ***These differences have implications for the biological protection calculations. The study aims to determine the TVL for leakage radiation from 6 MeV medical linacs using the Monte-Carlo method.***

Results. ***The study identifies that for an average concrete wall thickness of 1.5 meters, the TVL equals approximately 273.69 mm.***

Conclusions. ***This value 273.69 mm is consistent with the IAEA's value of 279 mm. The study's findings provide a more realistic TVL value for leakage radiation, which aligns closely with the IAEA's data, thus offering a reliable reference for designing radiation protection in medical facilities using linacs.***

Keywords: ***tenth-value attenuation layer, linear accelerator, radiation safety, shielding, Monte Carlo method.***

Автори Д. Бєлих, Т. Литвинська, В. Полудненко та О. Сітнікова заявляють про відсутність конфлікту інтересів. Спонсори не брали участі в розробленні дослідження; у зборі, аналізі чи інтерпретації даних; у написанні рукопису; в рішенні про публікацію результатів.

The authors D. Bielykh, T. Lytvynska, V. Poludnenko and O. Sitnikova declare no conflicts of interest. The funders had no role in the design of the study; in the collection, analyses or interpretation of data; in the writing of the manuscript; in the decision to publish the results.