

- зеркальних систем / Н. К. Артюхина, В. А. Марчик // Журнал «Вестник НТУУ «КПІ»». Серія «Приборостроение». – Киев, 2012. – Вып. 43. – С. 23 – 29.
5. Национальный интернет-портал Республики Беларусь [Электронный ресурс] / Режим доступа: http://www.lomo-tech.ru/photos/lomo_kosm_otkr.pdf.
 6. Лебедева Г. И. Перспективные аэрокосмические зеркальные объективы / Г. И. Лебедева, А. А. Гарбуль // Опт. журнал. – 1994. – № 8. – С. 57 – 62.
 7. Патент РБ № 7514 на полезную модель «Зеркальный объектив» / Артюхина Н. К. // Оф. бюл. Изобретения. Патентные модели. Промышленные образцы. – 2011. – № 4. - Заявка № и 2010 1063 - от 24.12.2010.
 8. Патент РБ № 16709 на изобретение. «Зеркальный объектив» / Артюхина Н. К. 2013 // Оф. бюл. Изобретения. Патентные модели. Промышленные образцы.– 2013. – № 1. Заявка № А 2011 - 0351 от 22.03.2011.
 9. Максутов Д. Д. Астрономическая оптика. – Гостехиздат, 1946.
 10. Mikhelson N. N. Three-mirror telescopes anastigmats. Optica Acta. –1982. – Vol. 29, №7. – P. 979 – 983.
 11. Артюхина Н. К. Теория, методы проектирования и расчет зеркальных систем: монография / Н. К. Артюхина, БНТУ. – Минск, 2009. – 309 с.
 12. Патент РБ № 9279 на полезную модель «Зеркальный объектив» / Артюхина Н. К., Богданович Д. Д. // Оф.бюл. Изобретения. Патентные модели. Промышленные образцы. – 2013. – № 4. - Заявка № и 2012 1135 - от 20.12.2012.

*Надійшла до редакції
12 березня 2014 року*

© Артюхина Н. К., 2014

УДК 621.384.6: 539.1.07: 539.1.047

ДОСЛІДЖЕННЯ ОБЕРНЕНОГО РОЗСІЮВАННЯ ФОТОНІВ В ЛІНІЙНОМУ ПРИСКОРЮВАЧІ SIEMENS ONCOR

¹⁾Овсієнко О. В., ²⁾Будник М. М.

¹⁾Київський національний університет ім. Тараса Шевченка, м. Київ, Україна;

²⁾Інститут кібернетики ім. В. М. Глушкова НАНУ м. Київ, Україна

В даній роботі описано методика визначення фактору оберненого розсіювання для лінійного прискорювача Siemens Oncor Impression Plus Фотони і електрони відбиті від верхньої та нижньої щелеп вторинного коліматора приводять до значного збільшення заряду іонів, що вимірюється моніторною камерою. Вихід вимірюється у водному фантомі в ізоцентрі. Фактор оберненого розсіювання вносить поправку в кінцеву дозу, тому обов'язково має визначатися при введенні прискорювача в експлуатацію. Дана методика може також бути використана для прискорювачів інших виробників.

Ключові слова: фактор оберненого розсіювання, мультипелюстковий коліматор (МПК), лінійний прискорювач електронів (ЛПЕ), моніторна камера.

Вступ та постановка завдання

Поява мультипелюсткового коліматору (МПК) у лінійному прискорювачі електронів (ЛПЕ) зробила його незамінним у променевої терапії. Проте застосування МПК потребує вимірювання великої кількості дозиметричних величин, які впливають на «первинну» дозу та збільшують час клінічної дозиметрії.

Високоенергетичний електрон, що влучає в мішень з матеріалом з високим атомним номером Z , породжує високоенергетичне рентгенівське випромінювання. Цей процес відбувається в «головній частині» ЛПЕ, яка складається з вольфрамової мішені, формуючого фільтру, компенсуючого фільтру, моніторної камери (Mon 1), «шторок» коліматора ($Y - jaws$), пелюстків коліматора (multileaf). Схема пристрою подана на рис. 1. Лікувальний промінь спочатку попадає на формуючий фільтр, розташований відразу за мішенню, а потім – на компенсуючий фільтр, який надає променю гомогенної форми. Насамкінець, компенсоване рентгенівське випромінювання досягає моніторної камери [1].

Моніторна камера збирає іонний заряд, створений в межах свого повітряного об'єму. Коли зібраний в камері сумарний заряд відповідає заданій дозі (прискорювачі калібрують так, щоб 1 моніторна одиниця (MU) відповідала дозі в 1 cGy (сантигрей), ЛПЕ завершує процес опромінення [2]. Заряд формується в основному за рахунок прямого розсіювання фотонів від центральної секції фільтрів. Оскільки моніторна камера знаходиться поблизу пластин коліматора, обернене розсіювання від пластин на моніторну камеру впливає на формування заряду [3-5].

У роботах [6-12] було показано, що моніторна камера реєструє також додатковий заряд, який формується за рахунок фотонів та електронів, відбитих від верхньої та нижньої пластин коліматора. Наявність оберненого розсіювання фотонів та електронів від матеріалів з високим атомним номером було експериментально досліджено для фотонів з енергією 8 МВ (зазвичай, енергія діагностичних та терапевтичних гамма- та рентгенівських променів вимірюється в кіловольтах чи мегавольтах (кВ чи МВ), в той час, як енергію терапевтичних електронів вимірюють в мегаелектронвольтах (MeV). В першому випадку ця енергія – максимальний електричний потенціал, який використовують в лінійному прискорювачі для генерації пучка фотонів. Цей промінь містить спектр енергій: максимальна енергія приблизно рівна максимальному електричному потенціалу променя помноженому на заряд електрона. Таким чином, промінь 1 МВ породжує фотони з енергією не більш ніж 1 MeV), що становить майже 20% для полів опромінення $15 \times 15 \text{ см}^2$ [10]. Проте слід відмітити, що це дослідження було проведене ще тоді, коли ЛПЕ використовувались здебільшого лише для наукових досліджень, але з того часу конструкції коліматорів були суттєво вдосконалені.

Внесок оберненого розсіювання в дозу також залежить від конструкції коліматорів ЛПЕ. Наприклад, коліматор ЛПЕ Varian містить дві пари «шторок» X та Y, розташованих безпосередньо біля моніторної камери та набір мікропелюстків. При такій конструкції коліматора розсіяне випромінювання буде більше попадати на моніторну камеру, ніж при конструкції коліматора ЛПЕ Siemens Oncor.

Сучасні методики лікування онкологічних захворювань, такі як променева терапія з модульованою інтенсивністю (IMRT), стереотаксична променева терапія (SBRT) базуються на використанні «малих» полів опромінення. Це озна-

час, що буде збільшуватись кількість обернено розсіяних фотонів та електронів, що впливатиме на кінцеву дозу. Тому важливо знати на скільки відсотків моніторна камера буде занижувати кінцеву дозу, що може привести до недостатнього опромінення пацієнтів.

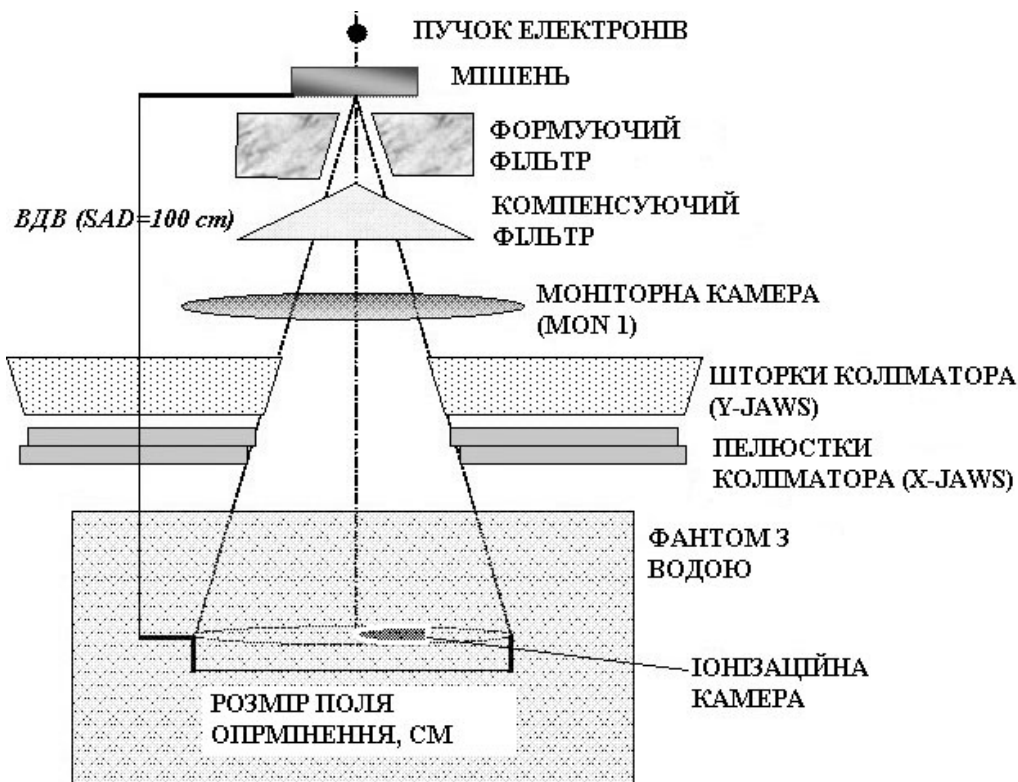


Рис. 1. Схема «голови» ЛПЕ Siemens Oncor та вимірювальної установки (фантом з водою, іонізаційна камера)

Раніше в роботах [13-14] нами було розглянуто деякі аспекти оптимізації параметрів ЛПЕ та методик їх застосування в променевої терапії. Тому метою даної роботи є експериментальне дослідження фактору оберненого розсіювання для лінійного прискорювача Siemens Oncor Impression Plus для енергій фотонів 6 і 18 МВ при асиметричних полях опромінення.

Матеріали та методи

ЛПЕ Siemens Oncor Impression Plus має дві енергії фотонів (6 і 18 МВ) та шість енергій електронів (6, 9, 12, 15, 18, 21 МеВ). Верхні «шторки» (Y-jaws) та нижні пелюстки (X-jaws) розташовані, відповідно, на 22,47 см та 30,27 см від моніторної камери. Даний ЛПЕ використовується для тривимірної конформної променевої терапії (3D КПТ), IMRT та опромінення поверхневих онкологічних захворювань електронами.

Для оцінки фактору оберненого розсіювання використано іонізаційну камеру РТW типу PinPoint 31014, яку застосовують для дозиметрії «малих» полів, РТW МРЗ фантом з водою та електрометр РТW UNIDOS. Вимірювання прово-

дилися за методикою ВДВ (відстань-джерело-вісь обертання). За цією методикою іонізаційна камера знаходиться на відстані 100 см від джерела випромінювання на глибині 10 см в центрі поля опромінення, розмір поля відповідає розміру згідно рис. 1.

Електрометр фіксує вихідний заряд на іонізаційній камері для різних полів опромінення при відпусканні ЛПЕ 100 МВ. Спочатку вимірювались значення для полів, коли X-jaws змінюється, а Y-jaws залишається сталим, тобто: $1 \times 10 \text{ см}^2$, $2 \times 10 \text{ см}^2$... $10 \times 10 \text{ см}^2$, потім вимірювання проводилися навпаки. Вихідні заряди для кожного поля нормувалися на 100%, які відповідали полю $10 \times 10 \text{ см}^2$ (вважаємо, що при такому розмірі поля вклад розсіювання в дозу практично відсутній).

Оскільки Y-jaws знаходяться ближче до моніторної камери, вклад від розсіювання в дозу від них буде більшим, тому різниця виходів при зміні X-jaws та Y-jaws і є фактором оберненого розсіювання. Вимірювання проводилися для фотонів з енергіями 6 та 18 МВ.

Результати та обговорення

Результати вимірювань занесені до табл. 1 та 2. У табл. 1 приведені дані фактору оберненого розсіювання для 6 МВ, у табл. 2 – для 18 МВ.

Для нормованих значень побудовано графіки, для того, щоб наочно було видно, що при зміні розмірів поля «шторками» коліматора (Y-jaws), значення заряду, який збирається іонізаційною камерою буде меншим (рис. 2, 3).

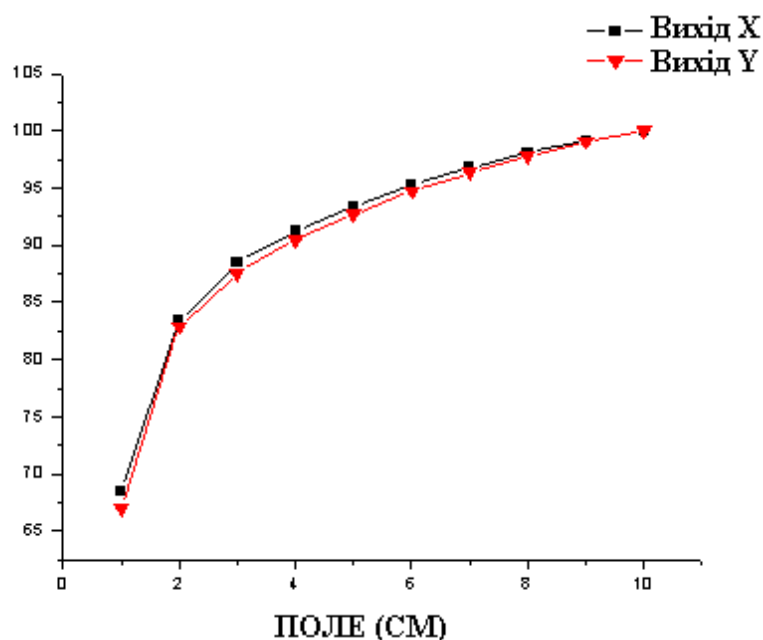


Рис. 2. Нормовані дані виходів для різних конфігурацій полів опромінення, які формуються «шторками» або пелюстками коліматора для енергії фотонів 6 МВ

Із рисунків видно, що фактор оберненого розсіювання є незначним, в середньому 0,7 %, як для фотонів з енергією 6 МВ, так і для фотонів з енергією 18 МВ і зі збільшенням поля опромінення взагалі стає мінімальним. Але для фотонів з енергією 6 МВ для поля $1 \times 10 \text{ см}^2$ це значення становить 1,46%.

Таблиця 1. Значення фактора оберненого розсіювання для енергії фотонів 6 МВ

Поле, см	6 МВ				Фактор оберненого розсіювання, %
	Дані отримані іон. камерою		Нормовані дані, %		
	Вихід (X)	Вихід (Y)	Вихід (X)	Вихід (Y)	Вихід (X-Y)
1x10, 10x1	234.5	229.5	68.467	67.007	1.460
2x10, 10x2	285.5	284	83.358	82.920	0.438
3x10, 10x3	303	300	88.467	87.591	0.876
4x10, 10x4	312.5	310	91.241	90.511	0.730
5x10, 10x5	320	317.5	93.431	92.700	0.730
6x10, 10x6	326.5	324.5	95.328	94.745	0.584
7x10, 10x7	331.5	330	96.788	96.350	0.438
8x10, 10x8	336	335	98.102	97.810	0.292
9x10, 10x9	339.5	339.5	99.124	99.124	0
10x10	342.5	342.5	100	100	0

Таблиця 2. Значення фактора оберненого розсіювання для енергії 18 МВ

Поле, см	18 МВ				Фактор оберненого розсіювання, %
	Дані отримані іон. камерою		Нормовані дані, %		
	Вихід (X)	Вихід (Y)	Вихід (X)	Вихід (Y)	Вихід (X-Y)
1x10, 10x1	255.5	281.5	62.469	68.742	-6.273
2x10, 10x2	337.5	344.5	82.518	84.127	-1.609
3x10, 10x3	370	367	90.465	89.621	0.843
4x10, 10x4	383.5	381	93.765	93.040	0.725
5x10, 10x5	391	388.5	95.599	94.872	0.727
6x10, 10x6	397	394.5	97.066	96.337	0.729
7x10, 10x7	401	399	98.044	97.436	0.608
8x10, 10x8	404.5	403	98.900	98.413	0.487
9x10, 10x9	407.5	407	99.633	99.390	0.244
10x10	409	409.5	100	100	0

Невеликі значення фактору оберненого розсіювання пояснюються конструкцією коліматора ЛПЕ Siemens Oncor. Наявність однієї пари «шторок» (Y-jaws) порівняно з ЛПЕ Varian, у якого дві пари «шторок» (X,Y-jaws), дає можливість розмістити «шторку» нижче моніторної камери, і таким чином зменшити обернене розсіювання.

Інша картина спостерігається для фотонів з енергією 18 МВ, що добре видно на рис. 3. Коли розмір поля опромінення змінюється «шторками» коліматора (Y-jaws), то іонізаційна камера накопичує заряд, значення якого є більшими значень, коли розмір поля формується пелюстками коліматора (X-jaws) для полів $1 \times 10 \text{ см}^2$ та $2 \times 10 \text{ см}^2$.

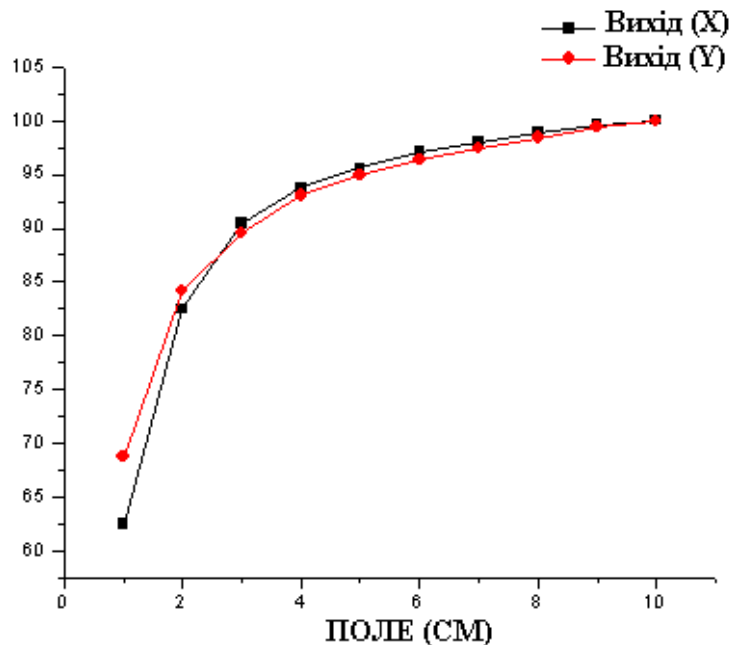


Рис. 3. Нормовані дані виходів для різних конфігурацій полів опромінення, які формуються «шторками» або пелюстками коліматора для енергії фотонів 18 МВ

У цьому випадку фактори оберненого розсіювання рівні, відповідно, -6,27% та -1,6%, що пояснюється тим, що іонізаційна камера типу PinPoint завищує значення абсолютної дози на «малих» полях для високої енергії фотонів.

У подальших дослідженнях планується використовувувати напівпровідниковий детектор. Це дасть змогу отримати точніші значення фактору оберненого розсіювання, адже напівпровідниковий детектор має більшу чутливість до випромінювання та використовується для дозиметрії «малих» полів опромінення.

Висновки

На основі виконаних експериментальних досліджень можна зробити висновок, що фактор оберненого розсіювання для ЛПЕ Siemens Oncor Impression Plus не перевищує 0,7% для фотонів з енергіями 6 та 18 МВ, оскільки «шторки» (Y-jaws) знаходяться не дуже близько біля моніторної камери.

Ці результати показують, що для ЛПЕ, які застосовують методики IMRT та SBRT для лікування онкологічних захворювань, при дозиметрії обов'язково повинен визначатись фактор оберненого розсіювання, особливо для прискорювачів, які містять декілька пар «шторок», адже їх вклад в кінцеву дозу може бути суттєвим.

Наведену методику визначення фактору оберненого розсіювання можна застосовувати для всіх лінійних прискорювачів медичного призначення. Отримані значення мають бути прийняті до уваги та внесені до плануючої системи для коректного планування лікування.

Неврахування оберненого розсіювання спричиняє похибку в бік зменшення при розрахунку терапевтичної дози, що може привести до недостатнього опромінення пацієнтів.

Література

1. Khan F. M. The physics of radiation therapy / F. M. Khan // USA: Lippincot Williams and Wilkins; 2003.
2. Ravikumar M. Measurement of backscattered radiation from secondary collimator jaws into the beam monitor chamber from a dual energy linear accelerator / M. Ravikumar, R. Ravichandran // *Strahlenther Onkol.*2001;177:670–5. [[PubMed](#)]
3. Patterson M. S. “Characteristics of an 18 MV photon beam from a Therac 20 Medical Linear Accelerator,” / M. S. Patterson and P. C. Shragge // *Med. Phys.* 8, 312–318 ~1981.
4. Lam K. L. “Flattening-filterbased empirical methods to parametrize the head scatter factor,” / K. L. Lam, M. S. Muthuswamy, and R. K. Ten Haken // *Med.Phys.* 23, 343–352 ~1996.
5. Luxton G. “Output factor constituents of highenergy photon beam,” / G. Luxton and M. A. Astrahan // *Med. Phys.* 15, 88–91 ~1988.
6. Hung P. H. The effect of collimator backscatter radiation on photon output of linear accelerators./ P. H. Hung, J. C. Chu, B. E. Bjarngard // *Med Phys.*1987;14:268–9.[[PubMed](#)]
7. Kase K. R. Head Scatter data for several linear accelerators (4-18MV) / K.R. Kase, G.K. Svensson // *Med Phys.*1986; 13: 530–2. [[PubMed](#)]
8. Kubo H. Telescopic measurements of backscattered radiation from secondary collimator jaws to a beam monitor chamber using a pair of slits. / H. Kubo // *Med Phys.*1989;16:295–8.[[PubMed](#)]
9. Lam K. L. Measurement of backscattering to the beam monitor chamber of medical linear accelerators using target charge. / K. L. Lam, M. S. Muthuswamy, R. K. Ten Haken // *Med Phys.* 1998;25:334–8 [[PubMed](#)]
10. Scrimger J. W. Backscatter from high atomic number materials in high energy photon beams.*Radiology.*/ J. W. Scrimger // 1977;124:815–7. [[PubMed](#)]
11. Watts D. L. Measurement of beam current and evaluation of scatter production in an 18-MeV accelerator. / D. L. Watts, G. S. Ibbott // *Med Phys.* 1987;14:662–4. [[PubMed](#)]
12. Zrenner M. Determination of monitor radiation scattering contribution in photon radiation of clinical electron linear accelerators. / M. Zrenner, H. Krieger // *Strahlenther Onkol.* 1999;175:515–23. [[PubMed](#)]
13. Овсієнко О. В. Перехід від стандартної 2-D до 3-D конформної променевої терапії та променевої терапії з модуляцією інтенсивності / О. В. Овсієнко, М. М. Будник // *Медична фізика – сучасний стан, проблеми, шляхи розвитку: зб. праць 2-го Міжн. семінару, Київ, 27–28 вересня 2012 р. – Київ: КНУ ім. Т. Шевченка, – с. 101-104.*
14. Овсієнко О. В. Дозиметри для радіотерапевтичних апаратів: переваги та недоліки / О. В. Овсієнко, М. М. Будник // *Медична фізика - сучасний стан, проблеми, шляхи розвитку. Новітні технології”: зб. праць 3-го Міжн. семінару, Київ, 6-7 червня 2013, КНУ ім. Тараса Шевченка. – с. 121-125.*

*Надійшла до редакції
06 березня 2014 року*

© Овсієнко О. В., Будник М. М., 2014