

8. Коваленко Н. Н. Возможности современной термографии в диагностике травм органов зрения / Н. Н. Коваленко, В. И. Дунаевский, В. И. Котовский, Е. Ф. Венгер, С. С. Назарчук // Матеріали ІХ Міжнародної конференції "Актуальні питання біологічної фізики та хімії". – Севастополь. – 2013. – С. 28 – 29.
9. Ковальчук И. С. Возможности дистанционной инфракрасной термографии в диагностике заболеваний молочных желез / И. С. Ковальчук, В. И. Дунаевский, Е. Ф. Венгер, В. И. Котовский, С. С. Назарчук // Укр. медичний часопис. – 2013. – № 3. – С. 165 – 169.

Надійшла до редакції
04 червня 2014 року

©Котовский В. И., Дунаевский В. И., Коваленко Н. Н., Венгер Е. Ф., Назарчук С. С., 2014

УДК 621.384.6: 539.1.07: 539.1.047

ДОСЛІДЖЕННЯ ХАРАКТЕРИСТИК «МАЛИХ» ПОЛІВ ОПРОМІНЕННЯ У ПРОМЕНЕВІЙ ТЕРАПІЇ

^{1, 2)}Овсієнко О. В.

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

²⁾Київський міський клінічний онкологічний центр, Центр ядерної медицини, м. Київ, Україна
ooov1@i.ua

З поширенням променевої терапії для лікування онкозахворювань та більш ефективного лікування з'являються нові вдосконалені технології, такі як променева терапія з модульованою інтенсивністю, об'ємна дугова терапія та стереотаксична радіохірургія. Всі ці методики дозволяють підводити дозу «малими» полями опромінення з розмірами менше $3 \times 3 \text{ см}^2$, коли досягається гомогенний розподіл дози по всій пухлині та максимально зберігають критичні органи

В роботі експериментально досліджено «малі» поля опромінення та визначено типи детекторів, що забезпечують найкращу точність вимірювань при різних енергіях фотонів.

Ключові слова: «малі» поля опромінення, детектори, променева терапія з модульованою інтенсивністю (IMRT), об'ємна дугова терапія (ОДТ), стереотаксична радіохірургія (СРХ).

Вступ та постановка завдання

З появою нових технологій променевої терапії, таких як IMRT (променева терапія з модульованою інтенсивністю), VMAT (об'ємна дугова терапія), SRS (стереотаксична радіохірургія), з'явилася необхідність використання «малих» полів опромінення. Поняття «малих» полів опромінення залишається відкритим та не має чіткого визначення. У роботі [1] автори визначають, що поля, які в перетині менші $3 \times 3 \text{ см}^2$ знаходяться за межами традиційних лікувальних променів та потребують особливої уваги, як у вимірюванні дози так і в її розрахунку.

Також автори роботи [1] поділяють детектори на три типи в залежності від чутливого об'єму: 1) стандартні детектори (чутливий об'єм $\sim 10^{-1} \text{ см}^3$), міні – детектори ($\sim 10^{-2} \text{ см}^3$) та мікродетектори ($\sim 10^{-3} \text{ см}^3$). Для дозиметрії «малих» полів опромінення придатні мікродетектори, але в деяких випадках можна використовувати і міні-детектори. Зараз використовуються в основному «міні – іонізаційні» камери, діодні детектори, алмазні детектори, радіохромні плівки. Найкращим за своїми показниками є алмазний детектор, але складність його виготовлення робить його дуже дорогим. В Україні даного детектора немає в жодному медичному закладі, який займається дозиметрією апаратів для променевої терапії. В

онкологічних клініках для дозиметрії «малих» полів опромінення використовують в основному міні-іонізаційні камери, зрідка діодні детектори (вони також дорогі). Основні виробники даних дозиметрів – компанії PTW, IBA, Sun Nuclear, Standard Imaging [3,4,5].

Використання «малих» полів опромінення дозволяє підводити більші дози до пухлини, отримувати гомогенний розподіл дози та максимально заощаджувати органи ризику. В той же час дозиметрія таких полів більш вимоглива порівняно з «класичними» розмірами поля. Перша проблема, яка виникає при дозиметрії таких полів, це розмір детектора (відповідно чим більший детектор, тим менша просторова роздільна здатність) та «ефективний» усереднений об'єм або відсутність вторинної електронної рівноваги починають грати незначну роль при наближенні до умов Брега-Грея, які дійсні для великих полів опромінення [2].

Друга проблема – півтіні. Півтінь на профільній відстані відносно поглиненої дози – відстань, на якій відбувається зменшення потужності поглиненої дози від 80% до 20% від її величини в центрі поля опромінення. Неточні вимірювання півтіней можуть привести до «холодних» або «гарячих» точок між двома сусідніми сегментами при плануванні IMRT або VMAT [10].

У роботі досліджується вплив розміру і чутливості різних детекторів на точність вимірювань «реальної» ширини півтіні профілів «малих» полів опромінення, які формуються пелюстками коліматора лінійного прискорювача.

Матеріали та методи

Проаналізувавши роботи по даній темі, де показано недоцільність використання детекторів з великим чутливим об'ємом [6,7,9] та враховуючи той факт, що для дозиметрії «малих» полів опромінення в Україні використовують в основному два типи детекторів, прийнято рішення для наших досліджень взяти міні-іонізаційну камеру PTW PinPoint 31014 (чутливий об'єм $0,016 \text{ см}^3$) [8] та напівпровідниковий детектор PTW Diode P 60008 ($0,03 \text{ см}^3$). Вимірювання проводились у водному фантомі з трьома ступенями вільності PTW MP3 .

Дослідження проводилось на лінійному прискорювачі Siemens Oncor Impression Plus для фотонів з енергіями 6 та 18 МВ. Коліматор (MLC) даного прискорювача має 41 пару пелюстків, ширина пелюстка становить 1 см. Були проведені вимірювання відсоткових глибинних доз (ВГД) для полів опромінення $1 \times 1 \text{ см}^2$ та $2 \times 2 \text{ см}^2$ для фотонів з енергіями 6 та 18 МВ. Виміряні профілі для полів $1 \times 1 \text{ см}^2$, $2 \times 2 \text{ см}^2$, $3 \times 3 \text{ см}^2$ на глибинах d_{max} (максимум іонізації), $d_{50\text{mm}}$, $d_{100\text{mm}}$, $d_{200\text{mm}}$, $d_{300\text{mm}}$. Відстань джерело поверхня (ВДП) для всіх вимірювань становив 100 см. Дані виміряні напівпровідниковим детектором більш точніші та наближені до теоретичних, тому з ним ми і будемо порівнювати [10].

Результати вимірювань характеристик малих полів опромінення

З табл. 1 видно, що різниця між значеннями виміряними напівпровідниковим детектором і міні – іонізаційною камерою відрізняються на 6.92 % і 12.48 % для поля опромінення $2 \times 2 \text{ см}^2$ при енергії 18 МВ. Це означає, що при плануванні лікування, плануюча система яка буде використовувати дані виміряні мінііонізаційним детектором для енергій фотонів близьких до 18 МВ і вище, не додавати

ме дозу на глибинах 100, 200 мм відповідно на 6.92 % і 12.48 %.

Таблиця 1. Зміна відносної дози на різних глибинах для енергії фотонів 6 та 18 МВ

Поле опромінення, см ²	Різниця, %			
	6 МВ		18 МВ	
	100 мм	200 мм	100 мм	200 мм
1x1	0.91	0.22	5.18	6.59
2x2	0.78	0.21	6.92	12.48
3x3	0.05	0.04	5.99	11.4

На рис. 1 подано результати вимірювання відсоткових глибинних доз для енергій 6 та 18 МВ напівпровідниковим детектором та міні-іонізаційною камерою.

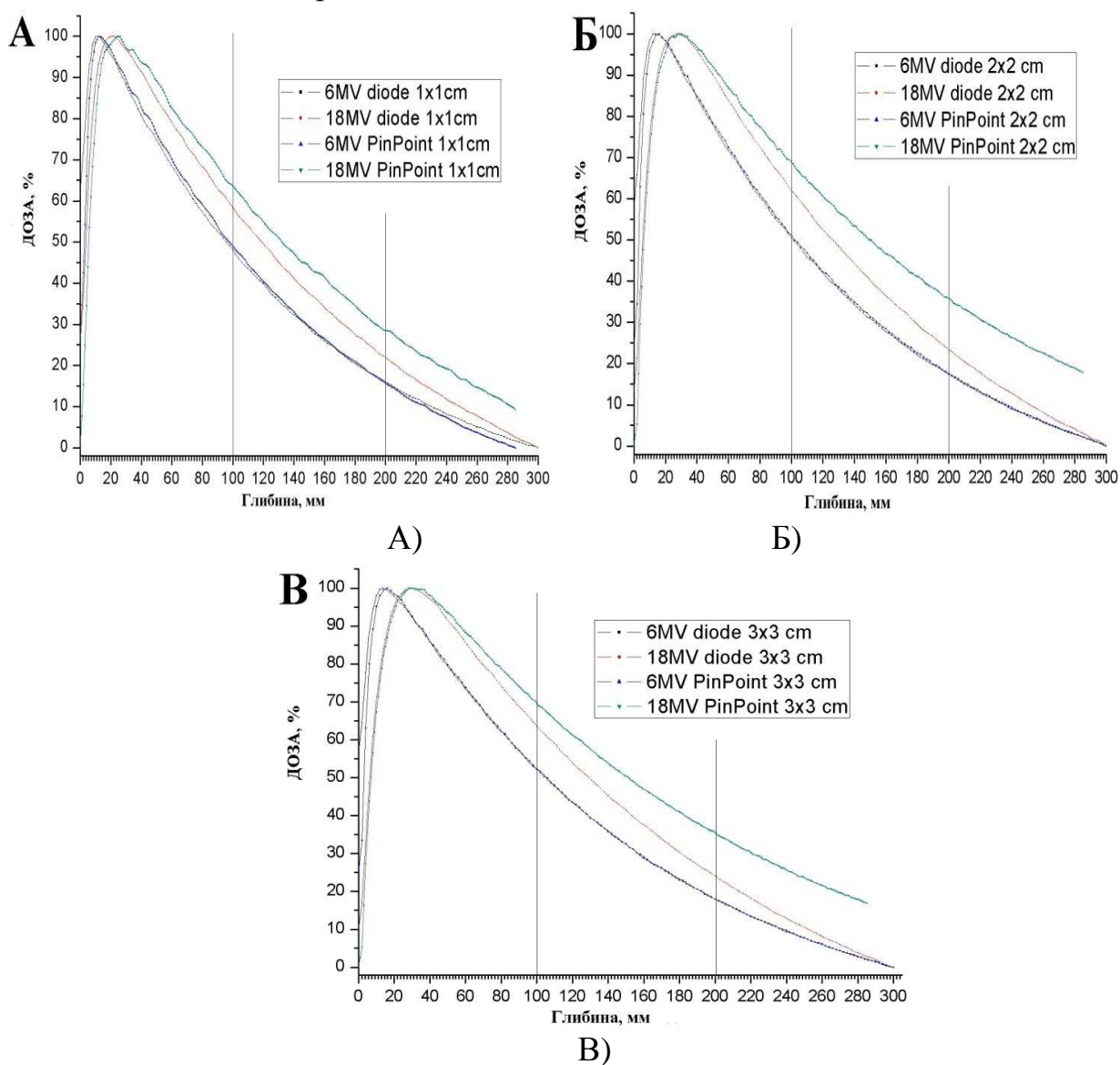


Рис. 1. Порівняння відсоткової глибинної дози лінійного прискорювача Siemens Oncor Impression Plus виміряну напівпровідниковим детектором та міні-іонізаційною камерою для енергії фотонів 6, 18 МВ та малих полів опромінення: а) 1x1 см²; б) 2x2 см²; в) 3x3 см².

З графіків видно, що значення глибин, які відповідають максимуму іонізації, які зареєстровані різними детекторами, для певної енергії фотонів майже не відрізняються. В той же час зі збільшенням енергії фотонів глибина максимуму іонізації збільшується. Так, для поля опромінення $1 \times 1 \text{ см}^2$: 6 МВ d_{max} однаковий, а для 18 МВ d_{max} відрізняється на 2 мм. Для поля опромінення $2 \times 2 \text{ см}^2$: 6 МВ d_{max} відрізняється на 2 мм, а для 18 МВ d_{max} є однаковим. Для поля опромінення $3 \times 3 \text{ см}^2$: як для 6 МВ, так і для 18 МВ d_{max} відрізняється на 2 мм. Отже, отримана різниця у визначенні глибини максимуму іонізації різними детекторами несуттєва і в кінцевому підсумку майже не впливає на дозу при плануванні лікування.

Інша картина спостерігається на глибині 100 мм та 200 мм. З графіків добре видно, що міні-іонізаційний детектор завищує відносну дозу. Для 6 МВ різниця є ще досить малою, але для 18 МВ різниця велика і збільшується зі збільшенням поля опромінення.

На рис. 2 представлені профілі полів опромінення лінійного прискорювача Siemens Oncor Impression Plus на різних глибинах.

З графіків видно, що профілі, виміряні міні-іонізаційною камерою дещо звужені у верхній частині профілю. При спаданні дози, навпаки, лінія профілю розширюється, має різкий спад, тим самим збільшуючи ширину півтіні.

У табл. 2 подано значення ширини півтіней для двох типів детекторів, які визначалися на основі профілів на глибині максимуму іонізації. Тут $D_{80\%}$ – значення відстані від центральної осі на 80% відносної дози, $D_{20\%}$ – значення відстані від центральної осі на 20% відносної дози, $D_{80\%} - D_{20\%}$ – ширина півтіні.

Таблиця 2. Ширина півтіні для «малих» полів опромінення, виміряних міні-іонізаційною камерою (PTW PinPoint) та напівпровідниковим детектором (PTW Diode P), енергія фотонів 6 МВ.

Поле опромінення, см^2	PTW PinPoint			PTW Diode P		
	$D_{80\%}$, мм	$D_{20\%}$, мм	ширина півтіні, мм	$D_{80\%}$, мм	$D_{20\%}$, мм	ширина півтіні, мм
1x1	2,7	6,7	4,0	2,5	5,8	3,3
2x2	6,8	11,5	4,7	7,6	11,0	3,4
3x3	11,6	16,6	5,0	12,4	16,0	3,6

З табл. 2 видно, що при розмірі поля опромінення $1 \times 1 \text{ см}^2$ півтінь профілю виміряна міні-іонізаційною камерою (PTW PinPoint) на 0,7 мм ширша ніж півтінь, виміряна напівпровідниковим детектором (PTW Diode P). Відповідно для поля опромінення $2 \times 2 \text{ см}^2$ ширина півтіні більше на 1,3 мм, а для поля опромінення $3 \times 3 \text{ см}^2$ – більша на 1,4 мм.

Далі розглянемо профілі полів опромінення на різних глибинах при енергії фотонів 18 МВ (див. табл. 3 та рис. 3).

З табл. 3 видно, що при розмірі поля опромінення $1 \times 1 \text{ см}^2$ півтінь профілю, виміряна міні-іонізаційною камерою (PTW PinPoint) на 0,8 мм ширша ніж півтінь виміряна напівпровідниковим детектором (PTW Diode P). Відповідно: для

поля опромінення $2 \times 2 \text{ cm}^2$ – більше на 0,8 мм; для поля опромінення $3 \times 3 \text{ cm}^2$ – більша на 1,2 мм.

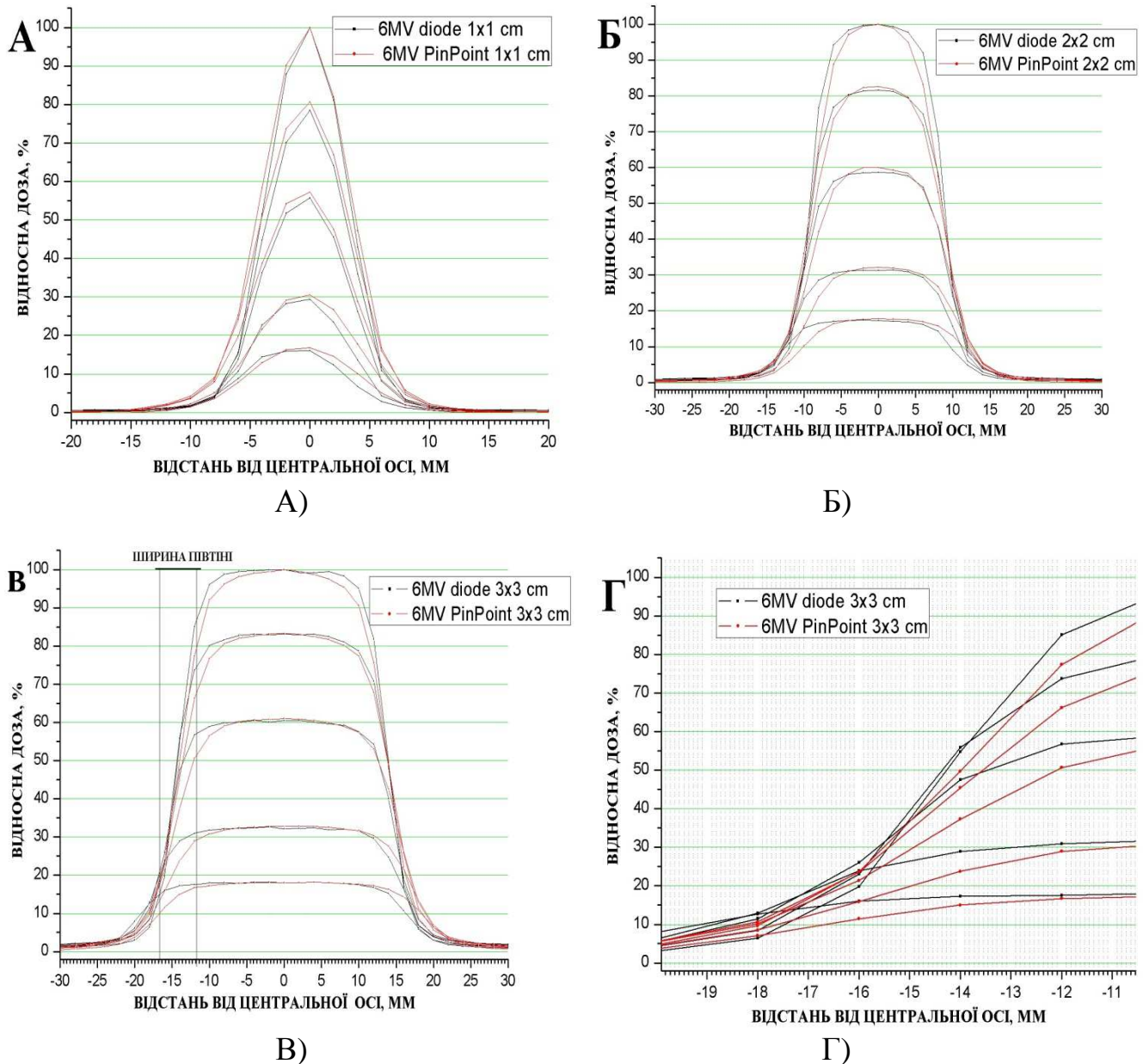
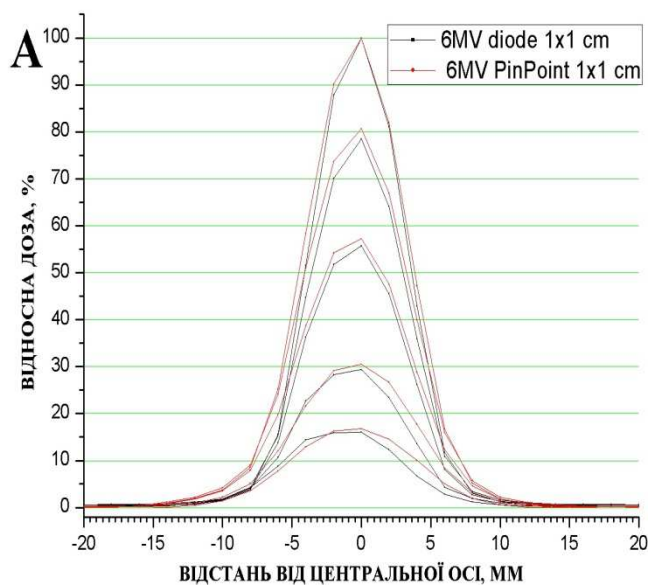


Рис. 2. Профілі лінійного прискорювача Siemens Oncor Impression Plus (енергія фотонів 6 МВ), виміряні напівпровідниковим детектором та міні-іонізаційною камерою для розміру полів опромінення: А) $1 \times 1 \text{ cm}^2$; Б) $2 \times 2 \text{ cm}^2$; В) $3 \times 3 \text{ cm}^2$; Г) регіон півтіні ($3 \times 3 \text{ cm}^2$). Відносна доза зареєстрована на глибини максимуму іонізації (100 % відносної дози), 50 мм, 100 мм, 200 мм, 300 мм.

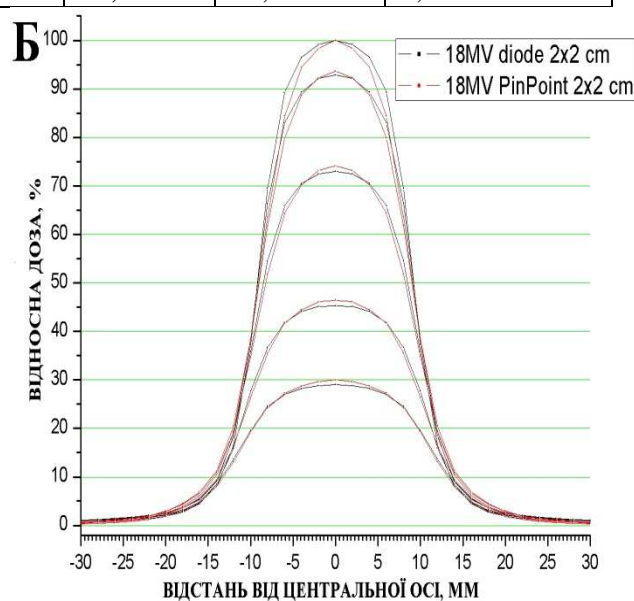
З рис. 3 видно, що як і при енергії 6 МВ, профілі, виміряні міні-іонізаційною камерою при енергії фотонів 18 МВ, дещо звужені у верхній частині профілю. Також на різних глибинах значення відносної дози помітно вищі порівняно з профілями, виміряними напівпровідниковим детектором, але це тільки для $1 \times 1 \text{ cm}^2$ та $2 \times 2 \text{ cm}^2$ (рисунок 3А, 3Б).

Таблиця 3. Ширини півтіні для «малих» полів опромінення, виміряних міні-іонізаційною камерою (PTW PinPoint) та напівпровідниковим детектором (PTW Diode P), енергія фотонів 18 МВ.

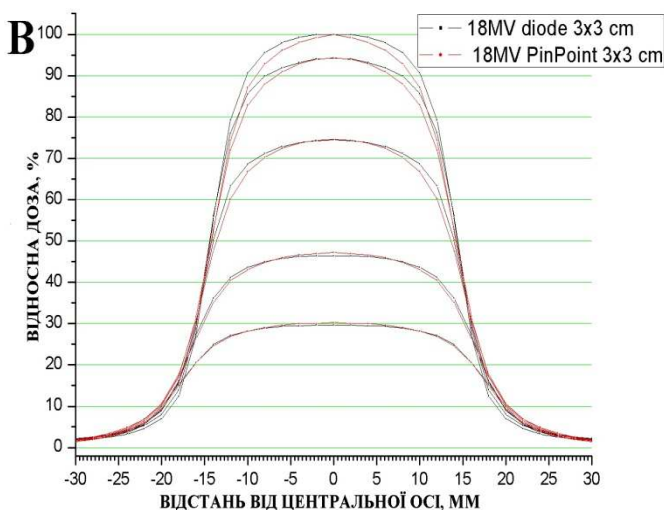
Поле опромінення, см ²	PTW PinPoint			PTW Diode P		
	D _{80%} , мм	D _{20%} , мм	ширина півтіні, мм	D _{80%} , мм	D _{20%} , мм	ширина півтіні, мм
1x1	2,4	7,0	4,6	2,3	6,1	3,8
2x2	6,5	12,0	5,5	7,0	11,7	4,7
3x3	11,1	17,4	6,3	11,9	17,0	5,1



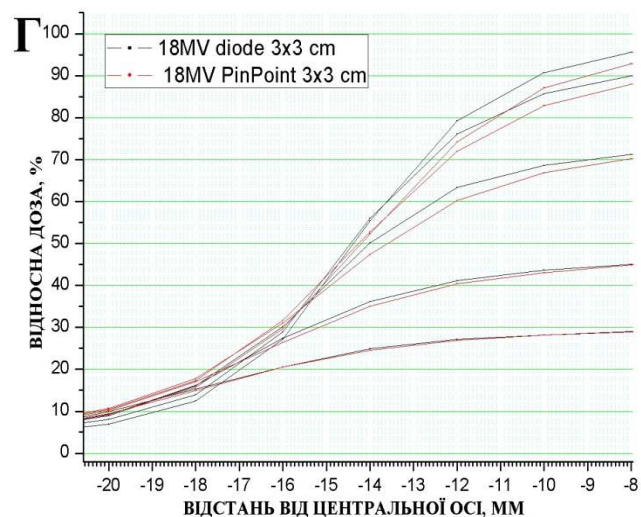
А)



Б)



В)



Г)

Рис. 3. Профілі лінійного прискорювача Siemens Oncor Impression Plus (енергія фотонів 18 МВ), зареєстровані напівпровідниковим детектором та міні-іонізаційною камерою для розміру полів опромінення: А) 1x1 см²; Б) 2x2 см²; В) 3x3 см²; Г) регіон півтіні (3x3 см²). Відносна доза зареєстрована на глибині максимуму іонізації (100 % відносної дози), 50 мм, 100 мм, 200 мм, 300 мм.

У подальших дослідженнях планується зробити модель коліматора лінійного прискорювача в програмі EGSnrc (Electron Gamma Shower National Research Council of Canada), комп'ютерний код системи являє собою пакет загального призначення для моделювання методом Монте-Карло комбінованого переносу електронів і фотонів в довільній геометрії для частинок з енергіями від декількох кеВ до декількох ТеВ. EGSnrc де факто називають золотим стандартом клінічної радіаційної дозиметрії. Це дасть змогу отримати методом Монте-Карло точніший набір глибинних розподілів та профілів та порівняти їх з вимірними дозиметричними характеристиками, що описані у даній роботі.

Висновки

Дозиметрія «малих» полів опромінення є однією з основних задач для медичних фізиків при плануванні лікування пацієнтів у променевій терапії, що застосовує лінійні прискорювачі. Суть проблеми полягає у правильності вибору дозиметра для вимірювань характеристик «малих» полів опромінення.

В роботі розглянуто два типи дозиметрів, які найчастіше використовуються для дозиметрії. На нашу думку, найбільш оптимальним є використання напівпровідникового детектора. Висока чутливість цих детекторів дозволяє отримати «реальну» ширину півтіні. Також, профілі, отримані даним типом детектора мають плавний перехід при спаданні відносної дози, що гарантує відсутність «гарячих» чи «холодних» точок між двома сусідніми сегментами при плануванні IMRT або VMAT. Особливо важливо використовувати даний тип детектора для вимірювань відсоткових глибинних доз при високих енергіях фотонів (вище 10 МВ), адже з отриманих результатів видно, що міні-іонізаційна камера завищує дозу від 6.92 % до 12.48 % для різних розмірів полів опромінення. Це є недопустимим, оскільки в кінцевому результаті пацієнт не отримає заплановану (потрібну) дозу, достатню для ефективного лікування пухлини. З іншого боку, міні-іонізаційні детектори також непогано себе зарекомендували. При вимірюванні відсоткових глибинних доз при енергії фотонів 6 МВ різниця становила менше 1% порівняно з даними, отриманими напівпровідниковим детектором. Але профілі для полів опромінення $1 \times 1 \text{ см}^2$, $2 \times 2 \text{ см}^2$ були звужені у верхній частині та мали вищі значення відносної дози на різних глибинах, що обумовлено їх недостатньо високою чутливістю.

Отже, міні-іонізаційні камери при дозиметрії «малих» полів опромінення рекомендовано використовувати для отримання відсоткових глибинних доз при енергії фотонів не вище 6 МВ, а при більших енергіях доцільно застосовувати напівпровідникові детектори.

Література

1. Das I. J. Small fields: nonequilibrium radiation dosimetry. / I. J. Das, G. X. Ding, A. Ahnesjo // *Med. Phys.* . 2008. .Vol. 35. P. 206-215.
2. Alfonso R. A new formalism for reference dosimetry of small and nonstandard fields. / R. Alfonso et al // *Med. Phys.* 35 (2008), 5179.
3. Crop F. The influence of small field sizes, penumbra, spot size and measurement depth on perturbation factors for microionization chambers. / F. Crop et al. // *Phys. Med. Biol.* 54 (2009) 2951.
4. DETECTORS catalogue, 2012/2013, PTW-Freiburg. Available at <http://www.ptw.de/>
5. 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.
6. Buccilioni M. Diamond detector versus silicon diode and ion in photon beams of different energy and field size. / M. Buccilioni, F. B. Buonamici, S. Mazzocchi, C. D. Angelis, S. Onori and G.A.P. Cirrone // *Med. Phys.* 2003, 2149-2154.
 7. Laub W. The volume effect of detectors in the dosimetry of small fields used in IMRT. / W. Laub and T. Wong // *Med. Phys.* 2003, 30.
 8. Martens C. The value of the PinPoint ion chamber for characterization of small field segments used in intensity-modulated radiotherapy. / C. Martens, C. D. Wagter and W. D. Neve // *Phys. Med. Biol.* 2000, 45, 2519-2530.
 9. Pappas E. Experimental determination of the effect of detector size on profile measurements in narrow photon beams. / E. Pappas, T. G. Maris, A. Papadakis, F. Zacharopoulou, J. Damilakis, N. Papanikolaous and N. Gourtsoyiannis // *Med. Phys.* 2006, 33, 3700-3710.
 10. Wuerfel J. U. Dose measurements in small fields. / J.U. Wuerfel // *Med. Phys. Intern.* 2013, №1, 81-90.
 11. E. Pappas, T. G. Maris, A. Papadakis, F. Zacharopoulou, J. Damilakis, N. Papanikolaous and N. Gourtsoyiannis, Experimental determination of the effect of detector size on profile measurements in narrow photon beams, *Med. Phys.* 2006, 33, 3700-3710.
 12. J. U. Wuerfel, Dose measurements in small fields, *Med. Phys. Intern.* 2013, №1, 81-90.

Надійшла до редакції
07 вересня 2014 року

© Овсієнко О. В., 2014

УДК 611.814.1:615.84

ДІАГНОСТИКА АДАПТИВНИХ РЕЗЕРВІВ ЛЮДИНИ ЗА ДАНИМИ ПУЛЬСОМЕТРІЇ

Запорожко І. О., Зубчук В. І.

Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут»,
м. Київ, Україна

Inna.Zaporozhko@gmail.com, grany@meta.ua

Проаналізовані критерії кількісної оцінки функціонального стану людини. Обґрунтована необхідність комплексного критерія з урахуванням параметрів мікроциркуляторної системи кровообігу на засадах пульсометрії. Описана архітектура комплексу. Запропонований метод реєстрації та обробки даних пульсометрії.

Запропонований кількісний критерій оцінки функціонального стану серцево-судинної системи – індекс форми пульсової хвилі (ІФПХ). Наведені результати досліджень ІФПХ для груп обстежуваних різного віку і статі. Запропонований кількісний критерій R для оцінки адаптивних резервів обстежуваних. Наведені норми R з урахуванням віку та статі людини.

Ключові слова: діагностика, функціональний стан, пульсова хвиля, біологічний вік, індекс форми.

Вступ

Визначення адаптивних резервів здоров'я людини є однією з задач діагностики і має на меті отримання кількісної оцінки функціонального стану основних систем у процесі здоров'я та виникненні патологій.

Під адаптивними резервами або коефіцієнтом здоров'я [1] розуміють суму резервних потужностей основних функціональних систем, показники яких у