

И. Б. Снисар

Государственное предприятие
«Государственный научно-технический центр
по ядерной и радиационной безопасности», г. Киев, Украина

Предел пространственной неоднородности поверхностных полей излучений

Выполнен анализ математической модели полей ионизирующих излучений, создаваемых вблизи материальных поверхностей распределенными на них источниками. Показано, что существует объективный предел пространственной неоднородности таких полей, который не зависит от распределения источников на поверхностях. Определены некоторые возможные применения полученного результата в области радиационной безопасности и дозиметрии.

Ключевые слова: поле, излучение, неоднородность, предел, прогнозирование.

И. Б. Снісар

Границя просторової неоднорідності поверхневих полів випромінювань

Виконано аналіз математичної моделі полів іонізуючих випромінювань, створюваних поблизу матеріальних поверхонь розподіленими на них джерелами. Показано, що існує об'єктивна границя просторової неоднорідності таких полів, яка не залежить від розподілу джерел на поверхнях. Визначено деякі можливі застосування отриманого результату в сфері радіаційної безпеки та дозиметрії.

Ключові слова: поле, випромінювання, неоднорідність, границя, прогнозування.

Многие современные технологии (используемые, например, на атомных и угольных электростанциях) неизбежно сопровождаются распространением радиоактивных веществ (РВ) в окружающей среде [1]. Одно из главных последствий их распространения — оседание РВ на различных поверхностях (поверхностях производственных зданий и помещений, промышленных площадках и территориях, поверхностях водоемов и т. д.). Поверхностные распределения РВ становятся источником полей излучений, которые формируются вблизи поверхностей (поверхностные поля излучений) и могут оказывать вредное воздействие на человека [1]. Наибольшую значимость поверхностные поля излучений приобретают в условиях аварий, при которых поверхностное радиоактивное загрязнение может достигать больших масштабов и высоких уровней (примером этого служат последствия аварии на энергоблоке № 4 Чернобыльской АЭС в 1986 г. [2, 3]).

Являясь неотъемлемой частью физических условий жизнедеятельности человека, поверхностные поля излучений должны являться предметом всестороннего изучения. В статье приведены результаты исследования их пространственной неоднородности, выполненного с помощью методологии теоретической физики, которая состоит в изучении реальных физических процессов посредством их математических моделей [4].

Математическая модель поверхностных полей излучений. Распределение РВ на некоторой поверхности S может быть представлено совокупностью точечных источников излучения. Каждый такой источник создает на расстоянии R от себя плотность потока частиц (квантов) излучения $d\varphi = \frac{\xi e^{-\mu R}}{4R^2} q dS$ [5], где ξ — средний выход частиц

на один ядерный распад в точечном источнике; μ — линейный коэффициент ослабления излучения в воздухе; $q dS$ — активность точечного источника, соответствующая количеству РВ, распределенному в пределах элементарной площадки dS с поверхностной плотностью q .

Плотность потока φ в некоторой точке наблюдения $\vec{r} = (x, y, z)$, создаваемая всеми точечными источниками, находящимися на поверхности S (т. е. создаваемая всей поверхностной активностью), равна сумме плотностей, создаваемых каждым точечным источником в отдельности (принцип аддитивности):

$$\varphi(\vec{r}) = \int_S d\varphi = \frac{1}{4\pi} \int_S \frac{e^{-\mu R}}{R^2} \xi(\vec{r}') q(\vec{r}') dS(\vec{r}'), \quad (1)$$

где $\vec{r}' = (x', y', 0)$ — радиус-вектор точечного источника на излучающей поверхности S ; $R = |\vec{r}' - \vec{r}| = \sqrt{(x' - x)^2 + (y' - y)^2 + z^2}$ — расстояние от точечного источника до точки наблюдения поля.

Математическая модель полей излучений, представленная формулой (1), сохраняет свою адекватность при следующих ограничениях:

1) точки наблюдения поля должны находиться достаточно близко от поверхности S , чтобы можно было пренебрегать воздушным фактором накопления излучения, который в модели не учитывается;

2) ослабление излучения, создаваемого поверхностными источниками, должно подчиняться экспоненциальному закону, представленному в формуле (1) множителем $e^{-\mu R}$;

3) поверхность S должна быть плоской или почти плоской, чтобы ее неровности не экранировали распределенные

на ней источники, вызывая тем самым нарушение принципа аддитивности, положенного в основу модели;

4) источники излучения должны быть изотропными для сохранения принципа аддитивности построения модели;

5) источники излучения должны быть распределены на поверхности S достаточно тонким слоем, чтобы можно было пренебрегать поглощением излучения в источнике, которое в модели также не учитывается.

Указанные ограничения не умаляют актуальность модели, так как, несмотря на них, она остается применимой во многих практических ситуациях. Действительно:

близость точек наблюдения поля к излучающей поверхности обеспечивается естественным интересом именно к приповерхностной области пространства, в которой осуществляется основная жизнедеятельность человека (отсюда термин «поверхностное поле излучения»);

экспоненциальный закон ослабления действует, по крайней мере, для трех наиболее значимых в области радиационной безопасности типов излучений — бета-, гамма- и нейтронного излучения [6, 7];

плоскую геометрию имеют поверхности множества объектов, встречающихся на практике; это могут быть стены и кровли зданий, стены и полы бытовых и производственных помещений, строительные площадки, дороги, земельные участки, водоемы и т. д.;

изотропия источников излучений обеспечивается случайным характером процесса их накопления на материальных поверхностях [3];

источники излучений в виде тонкого слоя также довольно часто встречаются на практике и могут формироваться, например, в результате просыпания порошкообразных РВ, разливания жидких РВ и осаждения радиоактивных аэрозолей на твердых поверхностях, концентрирования плавучих радиоактивных гидрозолей на поверхностях искусственных и естественных водоемов.

Пространственная неоднородность поверхностных полей излучений. Для количественной характеристики пространственной неоднородности полей обычно используется производная функции поля по заданному направлению, имеющая смысл скорости изменения поля по этому направлению [8]. Следуя данному подходу, найдем производные функции (1) в некоторой точке наблюдения по направлениям взаимно перпендикулярных координатных осей x и y , произвольно расположенных на поверхности S (ось z при этом является нормалью к поверхности S):

$$\frac{\partial \varphi}{\partial x} = \int_S K_1 g dS, \quad \frac{\partial \varphi}{\partial y} = \int_S K_2 g dS, \quad (2)$$

где $g = \frac{1}{4\pi} \frac{e^{-\mu R}}{R^2} \xi(\vec{r}') q(\vec{r}')$ — подынтегральная функция в интеграле (1) $\left(\varphi = \int_S g dS \right)$; $K_1 = (x' - x) \frac{\mu R + 2}{R^2}$

и $K_2 = (y' - y) \frac{\mu R + 2}{R^2}$ — функции, появившиеся под интегралом (1) в результате его дифференцирования.

Учитывая, что функция g удовлетворяет условию $g \geq 0$, применим к правым частям соотношений (2) первую обобщенную теорему о среднем значении [9]:

$$\int_S K_1 g dS = K_1^* \int_S g dS = K_1^* \varphi, \quad \int_S K_2 g dS = K_2^* \int_S g dS = K_2^* \varphi, \quad (3)$$

где K_1^* и K_2^* — значения функций K_1 и K_2 в точках усреднения, о существовании которых в области интегрирования

(на плоскости S) утверждает теорема (но не указывает на точное местоположение этих точек).

Исследование функций K_1 и K_2 на минимум и максимум показало, что они имеют одинаковые области значений, соответствующие интервалу $[-k; k]$, где k выражается по приближенной формуле

$$k = \frac{1}{z} + \frac{\mu}{\sqrt{2}} \quad (5)$$

с погрешностью не более 3 %, при условии $\mu z \leq 1$ (точная формула для k достаточно сложна и в настоящей работе не приводится). Поскольку K_1^* и K_2^* принадлежат соответственно областям значений функций K_1 и K_2 , то K_1^* и $K_2^* \in [-k; k]$. Тогда, с учетом соотношений $K_1^* = \frac{1}{\varphi} \frac{\partial \varphi}{\partial x}$

и $K_2^* = \frac{1}{\varphi} \frac{\partial \varphi}{\partial y}$, вытекающих из сравнения (2) и (3), можно записать

$$-k \leq \frac{1}{\varphi} \frac{\partial \varphi}{\partial x} \leq k, \quad -k \leq \frac{1}{\varphi} \frac{\partial \varphi}{\partial y} \leq k. \quad (6)$$

Неравенства (6) показывают, что скорости относительного изменения функции φ по направлениям координатных осей x и y ограничены одинаковыми пределами. Отсюда, в силу произвольного выбора упомянутых осей на поверхности S , следует, что теми же пределами ограничивается скорость относительного изменения функции φ по любому другому направлению λ , параллельному поверхности S , т. е.

$$-k \leq \frac{1}{\varphi} \frac{\partial \varphi}{\partial \lambda} \leq k. \quad (7)$$

Исходя из физического смысла и размерности (обратной расстоянию), в дальнейшем величину $\frac{1}{\varphi} \frac{\partial \varphi}{\partial \lambda}$ будем называть

линейным коэффициентом неоднородности (или просто неоднородностью) *поля излучения* по заданному направлению λ и обозначать символом K_λ (величину $K_\lambda = \frac{1}{\varphi} \frac{\partial \varphi}{\partial \lambda}$ следует отличать от линейного коэффициента ослабления излучения

$\mu = \frac{1}{\varphi_l} \frac{d\varphi_l}{dl}$, который характеризует изменение плотности потока φ_l частиц, движущихся в одном выделенном направлении l [5]). С учетом принятого обозначения, неравенство (7) может быть записано в окончательном виде:

$$|K_\lambda| \leq k. \quad (8)$$

Предельный закон неоднородности поверхностных полей излучений. Неравенство (8) показывает, что для полей излучений, возникающих вблизи поверхности с распределенными на ней РВ, существует объективный предел пространственной неоднородности k этих полей по любому направлению, параллельному поверхности. Отметим, что указанный предел не зависит от количественных и качественных характеристик источников поверхностных полей, которые (характеристики) соответственно представлены в модели функцией распределения поверхностной плотности активности $q(\vec{r}')$ и функцией поверхностного распределения выхода частиц $\xi(\vec{r}')$ (определяемой нуклидным составом источников в точках излучающей поверхности). Указанное свойство предела неоднородности свидетельствует об универсальном характере соотношения (8), позволяя рассматривать его как *предельный закон неоднородности* полей излучений поверхностного типа.

В некоторых случаях приемлема аппроксимация реальных объемных источников эквивалентными поверхностными источниками, которые характеризуются своими функциями $Q(\vec{r}') = \frac{1}{4\pi} \xi(\vec{r}') q(\vec{r}')$. Поскольку предел неоднородности k не зависит от вида функции $Q(\vec{r}')$, упомянутые случаи автоматически подпадают под действие предельного закона (8). Таким образом, область применения данного закона не ограничивается полями излучений только поверхностных источников, а, в определенной степени, охватывает поля излучений и объемных источников.

Другой важной особенностью предельного закона является то, что он выполняется не только тогда, когда функция поля представлена плотностью потока ϕ , но и когда используется любая другая полевая характеристика P , связанная с ϕ линейным соотношением $P = C\phi$, где $C = \text{const}$ (действительно, $K_\lambda = \frac{1}{\phi} \frac{\partial \phi}{\partial \lambda} = \frac{1}{C\phi} \frac{\partial (C\phi)}{\partial \lambda} = \frac{1}{P} \frac{\partial P}{\partial \lambda}$). Например, предельный закон справедлив для часто применяемой на практике величины мощности дозы, которая в большинстве случаев может считаться (при соответствующих допущениях) прямо пропорциональной плотности потока частиц излучения [5, 10].

Заключение

Закономерность, обнаруженная в результате исследования и выражаемая соотношением (8), имеет важное практическое значение. Прежде всего, она дает основу для так называемого экстремального прогнозирования полей излучений. Идея такого прогнозирования заключается в том, чтобы известное (например, из результатов измерений) значение поля в некоторой «узловой» точке экстраполировать на все окружающее пространство в предположении, что при переходе в него из этой точки поле непрерывно изменяется с предельной скоростью k , предсказанной неравенством (8). Выполненный таким образом прогноз для случаев возрастания ($+k$) и убывания ($-k$) поля покажет соответственно верхний и нижний пределы значений, которые может объективно принимать поле в рассматриваемой точке пространства. Конечно, по мере удаления от узловой точки интервал разрешенных значений поля (ИРЗ), ограниченный этими пределами, будет увеличиваться и на некотором расстоянии утратит свою прогнозную значимость. Но всегда можно ожидать, что прогноз в пределах упомянутого расстояния, даже если оно незначительно, окажется полезным в той или иной практической ситуации.

В свою очередь, экстремальный прогноз поверхностных полей излучений может служить основой для разработок различных методик в области радиационной безопасности и дозиметрии. Отметим некоторые возможные направления таких разработок:

оценка величины (определение ИРЗ) поверхностного поля на любом удалении от точки с известным значением этого поля;

определение потенциально опасных зон в поверхностных полях излучений по результатам их точечных измерений (т. е. зон с неизвестными значениями поля, в которых эти значения могут объективно достигать наиболее высоких уровней);

проверка достаточности имеющихся данных точечных измерений для утверждения о том, что поверхностное поле во всей области измерений не превышает заданного значения;

определение наиболее безопасных маршрутов в поверхностных полях излучений при дефиците данных его точечных измерений (в условиях редких точечных измерений);

оценка неопределенностей (максимальной погрешности) картограмм поверхностных полей излучений, построенных методом точечных измерений;

проверка достоверности (реалистичности) имеющегося множества результатов точечных измерений поверхностного поля.

По-видимому, данный перечень не является окончательным и может быть дополнен другими перспективными направлениями.

Список использованной литературы

1. Булдаков Л. А. Радиоактивные вещества и человек / Л. А. Булдаков. — М.: Энергоатомиздат, 1990. — С. 69, 80—82.
2. Жабо В. В. Охрана окружающей среды на ТЭС и АЭС / В. В. Жабо. — М.: Энергоатомиздат, 1992. — С. 6—8, 186—187.
3. Ретроспективная дозиметрия участников ликвидации последствий аварии на Чернобыльской АЭС / Ильичев С. В., Кочетков О. А., Крючков В. П., Мазурик В. К., Носовский А. В., Павлов Д. А., Снисар И. Б., Цовьянов А. Г. — К.: СEDA-стиль, 1996. — С. 24—29, 35.
4. Краткий словарь по философии / Под общ. ред. И. В. Блауберга, И. К. Пантина. — 4-е изд. — М.: Политиздат, 1982. — С. 190—191.
5. Иванов В. И. Курс дозиметрии / В. И. Иванов. — М.: Энергоатомиздат, 1988. — С. 46, 227, 296—297.
6. Козлов В. Ф. Справочник по радиационной безопасности / В. Ф. Козлов. — М.: Энергоатомиздат, 1987. — С. 129—149.
7. Вопросы дозиметрии и радиационная безопасность на атомных электрических станциях / Под ред. А. В. Носовского. — Славутич: Укратомиздат, 1998. — С. 75, 195, 200.
8. Морс Ф. Методы теоретической физики / Морс Ф., Фешбах Г. — М.: Изд-во иностр. лит-ры, 1960. — С. 41—42.
9. Бронштейн И. Н. Справочник по математике / И. Н. Бронштейн, К. А. Семендяев. — М.: Наука, 1986. — С. 239.
10. Романов В. П. Дозиметрист АЭС / В. П. Романов. — М.: Энергоатомиздат, 1987. — С. 114.

References

1. Buldakov L. A. Radioactive Substances and Human. — Moscow: Energoatomizdat, 1990. — P. 69, 80—82. (Rus)
2. Zhabo V. V. Environmental Protection at TPPs and NPPs. — Moskva: Energoatomizdat, 1992. — P. 6—8, 186—187. (Rus)
3. Illichev S. V., Kochetkov O. A., Kryuchkov V. P., Mazurik V. K., Nosovskiy A. V., Pavlov D. A., Snisar I. B., Tsov'yanov A. G. Retrospective Dosimetry of Accident Remediation Personnel at the Chernobyl Nuclear Power Plant. — Kiev: SEDA-stil, 1996. — P. 24—29, 35. (Rus)
4. Short Dictionary of Philosophy / Gen. Ed. by I. V. Blauberg, I. K. Pantin. — Iss. 4. — Moscow: Politizdat, 1982. — P. 190—191. (Rus)
5. Ivanov V. I. Dosimetry Course. — Moscow: Energoatomizdat, 1988. — P. 46, 227, 296—297. (Rus)
6. Kozlov V. F. Radiation Safety Manual. — Moscow: Energoatomizdat, 1987. — P. 129—149. (Rus)
7. Dosimetry Issues and Radiation Safety at Nuclear Power Plants / Ed. by A. V. Nosovskiy. — Slavutich: Ukratomizdat, 1998. — P. 75, 195, 200. (Rus)
8. Mors F., Feshbakh G. Methods of Theoretical Physics. — Moscow: Publishing House of Foreign Literature, 1960. — P. 41—42. (Rus)
9. Bronshtein I. N., Semendiyev K. A. Mathematics manual. — Moscow: Nauka, 1986. — P. 239. (Rus)
10. Romanov V. P. NPP dosimetrist. — Moscow: Energoatomizdat, 1987. — P. 114. (Rus)

Получено 03.03.2014.

Л. І. Асламова¹, Є. В. Куліч¹,
С. М. Лучковський², Н. В. Меленевська¹,
Л. П. Лук'янчук¹

¹ Навчально-науковий центр з радіаційної безпеки
Київського національного університету
імені Тараса Шевченка, м. Київ, Україна

² МЦ «Кіберклініка Спіженка», с. Капітанівка
Кієво-Святошинського району Київської обл.

Контроль додаткового дозового навантаження на пацієнта під час терапії системою КіберНіж

Однією з найсучасніших та ефективних систем опромінення в клінічній радіотерапії на сьогоднішній день є система КіберНіж, яка дає змогу проводити локальне опромінення пухлин із збереженням сусідніх органів та тканин. Окрім призначеної спеціалістом дози опромінення пухлини, відповідно до типу органів або тканин, пацієнт отримує значне додаткове дозове навантаження під час розміщення пацієнта на столі та реєстрації руху опромінюваної мішені за допомогою спеціальної системи відслідковування, що робить внесок у сукупну дозу опромінення, яку отримує пацієнт. У статті наведено результати вимірювання величин поглинутих доз опромінення під час процедури відслідковування руху мішені на різних відстанях вглиб від поверхні тіла пацієнта.

Ключові слова: КіберНіж, дозове навантаження, система відстеження руху мішені.

**Л. І. Асламова, Є. В. Кулич, С. Н. Лучковский, Н. В. Меленевская,
Л. Ф. Лукьянчук**

Контроль дополнительной дозовой нагрузки на пациента при прохождении терапии системой КиберНож

Одной из современных и эффективных систем облучения в клинической радиотерапии на сегодняшний день является система КиберНож, которая позволяет проводить локальное облучение опухолей с сохранением соседних органов и тканей. Кроме предписываемой специалистом дозы облучения опухоли в соответствии с типом органов или тканей, пациент получает значительную дополнительную дозовую нагрузку во время процедуры размещения пациента на столе и регистрации движения облучаемой мишени с помощью специальной системы отслеживания, что делает вклад в суммарное дозовое облучение пациента. В статье представлены результаты измерения величин доз облучения, получаемых пациентом во время процесса отслеживания движения мишени, на разных расстояниях вглубь от поверхности тела пациента.

Ключевые слова: КиберНож, дозовая нагрузка, система отслеживания движения мишени.

© Л. І. Асламова, Є. В. Куліч, С. М. Лучковський, Н. В. Меленевська,
Л. П. Лук'янчук, 2014

Актуальним питанням сучасної терапевтичної радіології є зменшення дозового навантаження на пацієнта під час проходження терапії за допомогою новітніх потужних терапевтичних апаратів. Одним з таких апаратів є радіотерапевтична система КіберНіж. Система містить 6 МеВ лінійний прискорювач з маніпулятором, що має 6 ступенів вільності. Лінійний прискорювач містить 12 коліматорів рентгенівських пучків, що дозволяють змінювати їх діаметр у діапазоні 5–60 мм, відстань між джерелом та мішенню становить 80 см. КіберНіж є складною комплексною системою, що використовує стереоскопічне рентгенівське зображення не тільки для встановлення параметрів терапевтичного опромінення, але й для відслідковування положення та руху мішені опромінення в реальному часі. Відслідковування руху мішені (при мимовільних рухах тіла або диханні) створює додаткове дозове навантаження на пацієнта, що в свою чергу може призводити до виникнення детермінованих біологічних ефектів.

Проходячи процедуру, пацієнт розташовується на дистанційно-керованому столі, що має 5 ступенів вільності і підключений до системи відслідковування мішені. Система відслідковування мішені складається з двох стандартних кіловольтажних рентгенівських трубок та двох плоско-панельних аморфно-сіліконових детекторів. Камери системи відслідковування та формування зображення встановлені під прямим кутом на стелі процедурної кімнати, а плоско-панельні детектори вмонтовані в підлогу (рис. 1). Отримані зображення від обох камер опрацьовуються програмним забезпеченням, принцип якого базується на алгоритмі реєстрації зображення та обчисленні зсуву й повороту мішені під час терапевтичної процедури [1].

Оскільки терапевтичні процедури, що проводяться за допомогою системи КіберНіж, основані на принципі візуального контролю, система використовує три способи відслідковування мішені, які використовуються в клінічній практиці для внутрішньо- та зовнішньочерепного візуального моніторингу.

«Нормуючий» спосіб відслідковування застосовується для зовнішньочерепних маніпуляцій, з використанням рентген-контрастних маркерів, імплантованих в м'які тканини, що оточують мішень [2]. «Внутрішньочерепний» спосіб полягає в реєстрації фіксованого положення тіла з відповідним маркуванням на черепних кістках пацієнта [3].

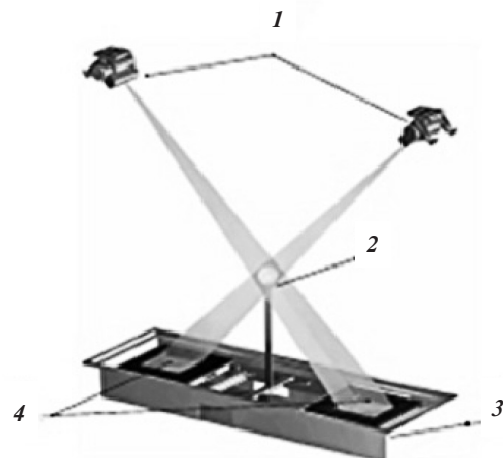


Рис. 1. Система відслідковування руху мішені:

1 — джерело випромінювання;
2 — калібрувальний пристрій;
3 — платформа; 4 — цифрові приймачі

«Хребцевий» спосіб дає змогу відстежувати зміщення пухлин, локалізованих у спинному мозку, реєструючи тіло в русі з маркерами на хребцях [4].

Отже, загальна доза опромінення, яку отримує пацієнт, включає дозу від використання комп'ютерної томографії (КТ) з метою планування терапевтичної процедури для ділянки-мішені; дозу від сканування прямої позиції пацієнта безпосередньо перед радіотерапією з урахуванням того, що кількість так званих сканів може становити близько 30, а також безпосередньо саму дозу терапевтичного опромінення, встановлену лікарем на підставі отриманих діагностичних даних.

Метою даного дослідження є створення інформаційної бази щодо оцінки додаткового дозового навантаження на пацієнта під час ідентифікації локалізації мішені опромінення та її відслідковування, щоб врахувати його в сумарній дозі, призначеній для терапевтичної процедури.

Хід модельних вимірювань. Вимірювання проводилися в клініці за допомогою терапевтичної системи КіберНіж (модель *CyberKnife G4*) з використанням еквівалентного антропометричного набірної фантома тіла людини PTW RW3 Slab Phantom з полістерену (polystyrene C_8H_8 з домішкою 2 % двоокису титану TiO_2 , який є водним еквівалентом, густина $\rho_{\phi} = 1,045$ г/см³). Для визначення товщини фантома (h), що відповідає 1 см тіла пацієнта (водний еквівалент, густина $\rho_v = 1$ г/см³), проводять перерахунок $h = \rho_v/\rho_{\phi} \cdot 1 \text{ см} = 1/1,045 \cdot 1 \text{ см} \approx 0,96 \text{ см}$. Дозу опромінення фантома вимірювали дозиметром PTW Unidose (електрометр) з іонізаційною камерою Фармера «Farmer 30013» (рис. 2).

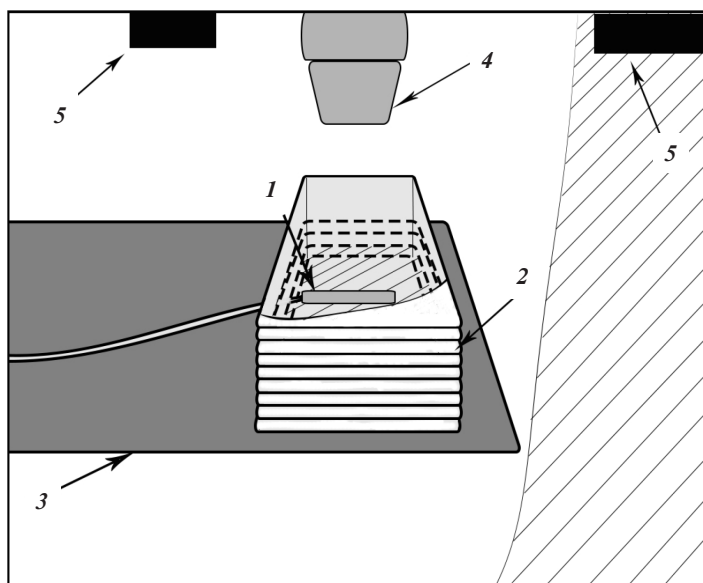


Рис. 2. Схема експерименту:

- 1 — камера Фармера; 2 — набірний фантом;
3 — стіл, на який кладуть пацієнта під час лікування;
4 — КіберНіж; 5 — джерела випромінювання системи відстеження руху тіла пацієнта, закріплені на стелі навпроти один одного

Під час експерименту камера Фармера розташовувалася на однаковій відстані від стола; товщина фантома збільшувалася накладанням пластин зверху. У ході дослідження використовувалося стандартне програмне забезпечення *CyberKnife*. Кулонівський заряд, який утворювався в камері Фармера під дією гамма-пучка, вимірювався

за допомогою електрометра і перераховувався у відповідне значення поглинутої дози при глибокофокусному випромінюванні за формулою

$$D_w = k_Q \cdot N_w \cdot M,$$

де k_Q — поправковий коефіцієнт якості перетворення пучка; N_w — калібрувальний коефіцієнт дозиметра за поглинутою дозою у воді; M — значення кулонівського заряду в камері Фармера.

Результати та висновки. Щоб визначити дозове навантаження на пацієнта під час відслідковування мішені опромінення, вимірювалися відносні величини поглинутих доз на різних глибинах від поверхні фантома. Отримані результати узгоджуються з наведеними в [5, 6]. Виміри проводилися при постійному струмі (I) на трубці 100 мА та за максимальної постійної напруги 120 кВ. Час експозиції для кожної серії експериментів становив 75, 100, 200, 300 мс. Довготривалі експозиції забезпечували отримання якісніших знімків, але при цьому зі збільшенням поглинутої дози (D) майже в 3,5 рази (рис. 3).

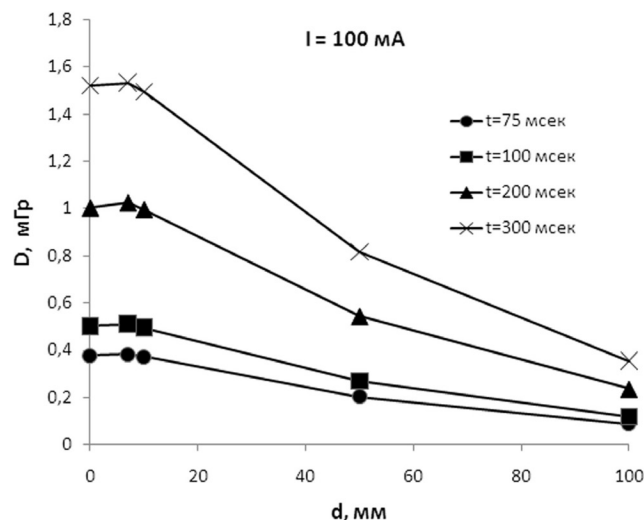
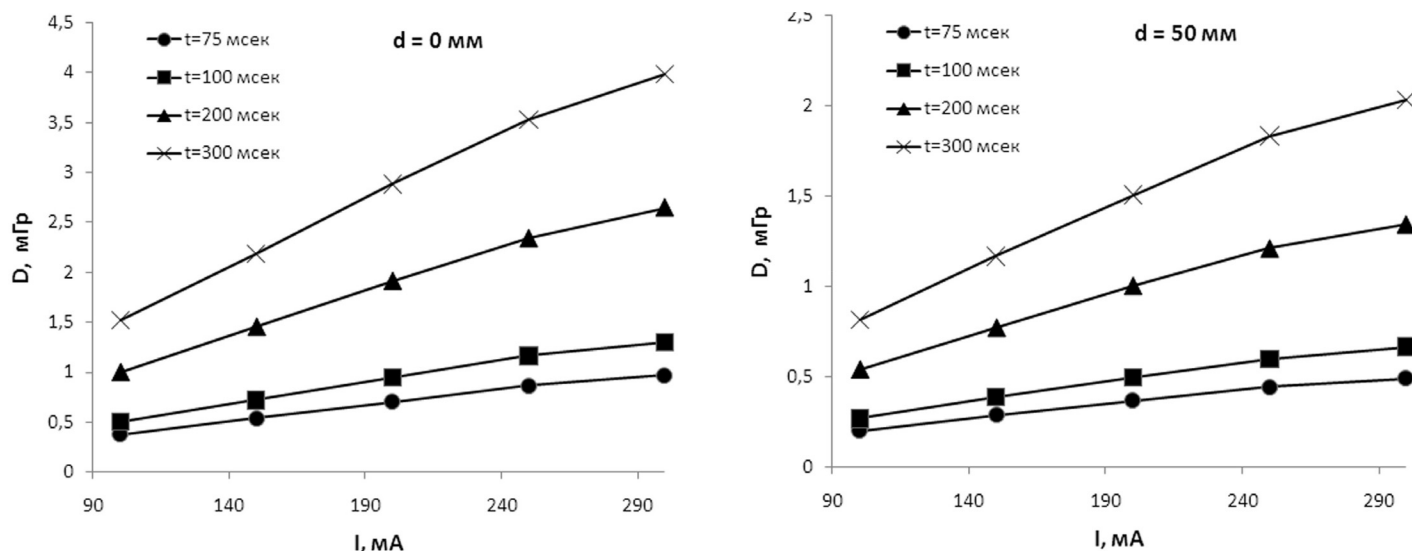


Рис. 3. Залежність поглинутої дози від товщини фантома d при силі струму (I) на трубці 100 мА

За умов сталої експозиції у 100 мс та збільшення сили струму на трубці в діапазоні 100...300 мА виявлено, що на глибині від поверхні фантома 100 мм дозове навантаження збільшується в 2 рази.

У наступній серії експериментів (рис. 4) встановлювалася залежність дози опромінення від сили струму на трубці при товщинах фантома 0 мм та 50 мм. Встановлено, що на глибині 50 мм від поверхні фантома відносна величина поглинутої дози зростає вдвічі.

У ході експериментів спостерігалася стабільна динаміка зростання дози із зміною струму на трубці та часу експозиції. Вимірювання дозового навантаження проводилося з розрахунку на одне сканування положення мішені. Враховуючи згадану вище необхідну кількість подібних сканів для проведення одного акту терапевтичного опромінення, який є фракційною частиною повної призначеної лікарем дози, навантаження на пацієнта є значним. Таким чином, з отриманого розподілу доз за глибиною можна зробити висновок, що основна доза від сканування

Рис. 4. Залежність поглинутої дози від сили струму на трубці та товщини фантома d

припадає саме на поверхню тіла пацієнта. При цьому детерміновані ефекти на здорові тканини є значними.

Отже, результати досліджень дають змогу вирішити питання про врахування додаткового опромінення у сумарній терапевтичній дозі та обрати коректні характеристики системи позиціонування, щоб оптимізувати додаткове дозове навантаження на пацієнта.

Список використаної літератури

1. Fu, D. A fast, accurate and automatic 2D–3D image registration for image-guided cranial radiosurgery / D. Fu, G. Kuduvali // *Medical Physics*. — 2008. — V. 35. — P. 2180–2194.
2. Murphy, M. J. Fiducial-based targeting accuracy for external-beam radiotherapy / M. J. Murphy // *Medical Physics*. — 2002. — V. 29. — P. 334–344.
3. Fu, D. Automated skull tracking for the CyberKnife image-guided radiosurgery system / D. Fu, G. Kuduvali, V. Mitrovic, W. Main, L. Thomson // *SPIE Medical Imaging: Image Processing* (2005, San Diego, CA, USA). — 2005. — P. 366–377.
4. Ho, A. K. A study of the accuracy of spinal radiosurgery using skeletal structure tracking / A. K. Ho, D. Fu, C. Cotrutz et.al. // *Neurosurgery (Operative Neurosurgery)*. — 2007. — V. 60. — P. 147–156.
5. Canbolat, A. Investigation of Surface Dose from Imaging Units of (Belonging) CyberknifeRobotic Radiosurgery / A. Canbolat, F. Zorlu, A. Dogan et al. // *Journal of Radiosurgery & SBRT*. — 2013. — Supplement 2.1. — Vol. 2. — P. 8.
6. Murphy, M. The management of imaging dose during image-guided radiotherapy: Report of the AAPM Task Group 75 / M. Murphy, J. Balter, S. Balter et.al. // *Medical Physics*. — 2007. — V. 34. — P. 4041–4062.

References

1. Fu, D. A fast, accurate and automatic 2D–3D image registration for image-guided cranial radiosurgery / D. Fu, G. Kuduvali // *Medical Physics*. — 2008. — V. 35. — P. 2180–2194.
2. Murphy, M. J. Fiducial-based targeting accuracy for external-beam radiotherapy / M. J. Murphy // *Medical Physics*. — 2002. — V. 29. — P. 334–344.
3. Fu, D. Automated skull tracking for the CyberKnife image-guided radiosurgery system / D. Fu, G. Kuduvali, V. Mitrovic, W. Main, L. Thomson // *SPIE Medical Imaging: Image Processing* (2005, San Diego, CA, USA). — 2005. — P. 366–377.
4. Ho, A. K. A study of the accuracy of spinal radiosurgery using skeletal structure tracking / A. K. Ho, D. Fu, C. Cotrutz et.al. // *Neurosurgery (Operative Neurosurgery)*. — 2007. — V. 60. — P. 147–156.
5. Canbolat, A. Investigation of Surface Dose from Imaging Units of (Belonging) CyberknifeRobotic Radiosurgery / A. Canbolat, F. Zorlu, A. Dogan et al. // *Journal of Radiosurgery & SBRT*. — 2013. — Supplement 2.1. — Vol. 2. — P. 8.
6. Murphy, M. The management of imaging dose during image-guided radiotherapy: Report of the AAPM Task Group 75 / M. Murphy, J. Balter, S. Balter et.al. // *Medical Physics*. — 2007. — V. 34. — P. 4041–4062.

Отримано 14.02.2014.