

Л. І. Асламова<sup>1</sup>, Є. В. Куліч<sup>1</sup>,  
С. М. Лучковський<sup>2</sup>, Н. В. Меленевська<sup>1</sup>,  
Л. П. Лук'янчук<sup>1</sup>

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

<sup>2</sup> МЦ «Кіберклініка Спіженка», с. Капітанівка  
Киево-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. И. Асламова, Е. 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].

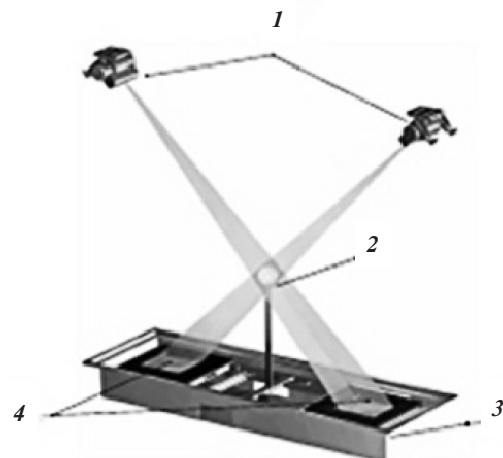


Рис. 1. Система відслідковування руху мішені:

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/см<sup>3</sup>). Для визначення товщини фантома ( $h$ ), що відповідає 1 см тіла пацієнта (водний еквівалент, густина  $\rho_v = 1$  г/см<sup>3</sup>), проводять перерахунок  $h = \rho_v/\rho_{\phi} \cdot 1$  см =  $1/1,045 \cdot 1$  см  $\approx 0,96$  см. Дозу опромінення фантома вимірювали дозиметром PTW Unidose (електрометр) з іонізаційною камерою Фармера «Farmer 30013» (рис. 2).

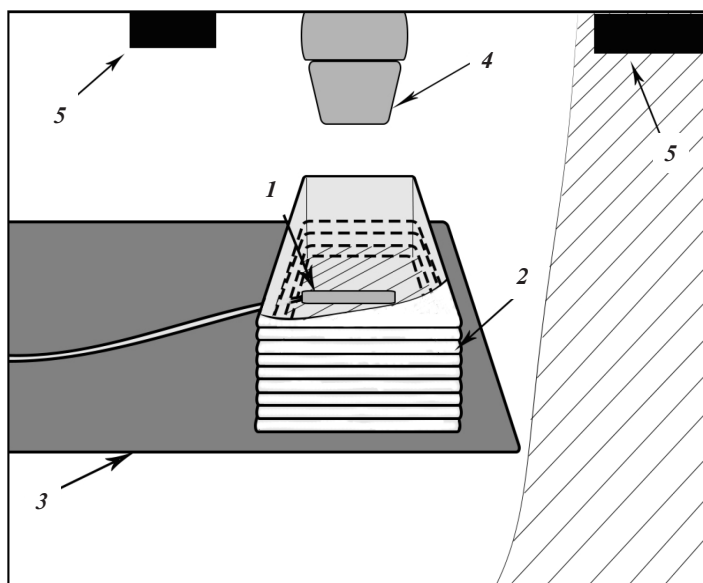


Рис. 2. Схема експерименту:

- 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).

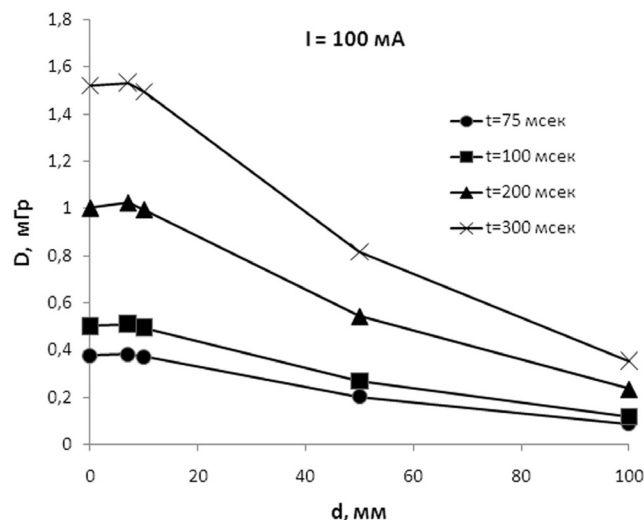
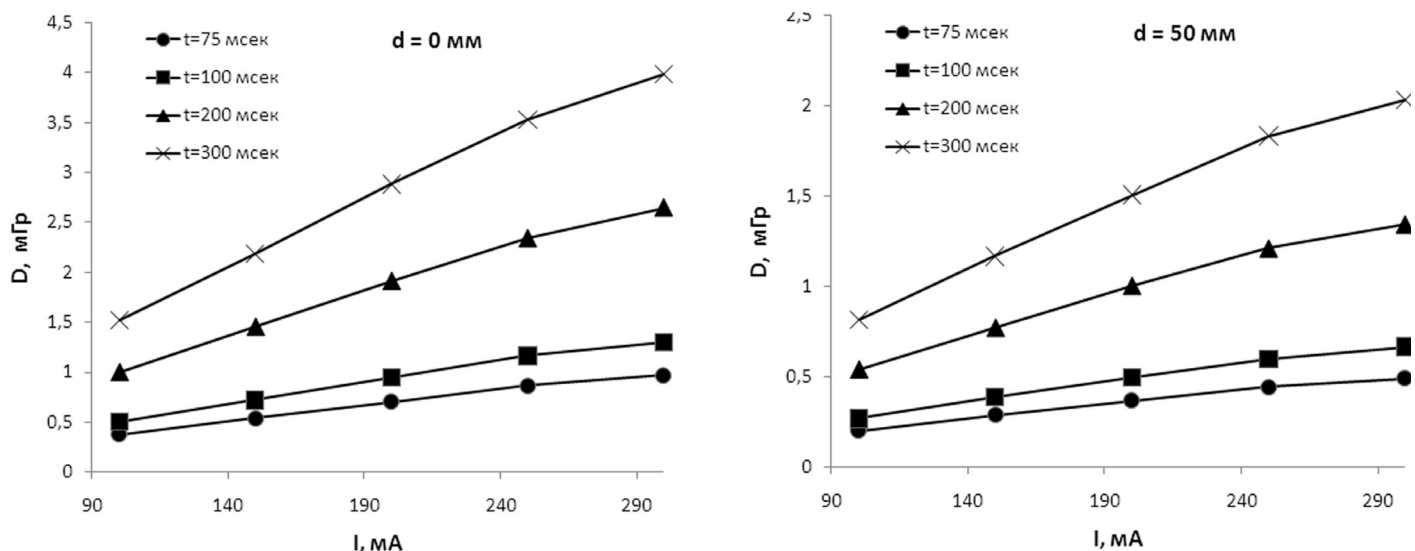


Рис. 3. Залежність поглинутої дози від товщини фантома  $d$  при силі струму ( $I$ ) на трубці 100 мА

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.