

УДК 539.1; 550.35; 539.16

Є.Л. Момот<sup>1</sup>, О.А. Безшийко<sup>1</sup>, Б.М. Бондар<sup>1,2</sup>, Л.О. Голінка-Безшийко<sup>1</sup>, І.М. Каденко<sup>1</sup>, Я.В. Кметюк<sup>2</sup>, К.Г. Кошарський<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Київський національний університет ім. Тараса Шевченка,

вул. Васильківська, 98а, 03022, Київ

e-mail: evgeniamomot@gmail.com

<sup>2</sup>Всеукраїнський центр радіаційної хірургії клінічної лікарні «Феофанія», м. Київ

## ОСОБЛИВОСТІ АКТИВАЦІЇ ПОВІТРЯ ТА УТВОРЕННЯ НЕЙТРОНІВ ПРИ РОБОТІ МЕДИЧНОГО ПРИСКОРЮВАЧА ЕЛЕКТРОНІВ

В роботі розглядаються основні шляхи активації компонентів середовища та матеріалів при роботі медичного лінійного прискорювача електронів та основні особливості забезпечення радіаційної безпеки персоналу.

**Ключові слова:** активація, лінійний прискорювач, нейтрони.

### Вступ

Рак займає одне з провідних місць серед захворювань населення більшості економічно розвинутих країн світу. Протягом останнього часу у всьому світі спостерігається підвищення захворюваності і смертності. Згідно даних American Cancer Society (ACS) [1] в 2008 році було 12700 тисяч нових випадків захворювань на рак та 7,6 мільйона випадків смерті. В Україні у 2000 році було зареєстровано 160 тисяч нових випадків раку. Порівняно з 1980 роком захворюваність зросла більш як на 30%. Згідно з прогностичними розрахунками, у 2020 році хворих на рак буде двісті тисяч, тобто захворюваність зросте ще на 25 % порівняно з 2000 роком. Вже сьогодні ризик захворіти на злоякісне захворювання протягом життя становить для чоловіків 28 %, а для жінок - 18,5 % [2]. Це обумовлює актуальність і важливість пошуку нових методів лікування онкологічних захворювань.

### Аналіз активації повітря

Лінійні прискорювачі електронів набули широкого використання в променевій терапії при лікуванні пацієнтів хворих на рак. Під час проведення лікувальної процедури з використанням лінійного прискорювача, крім опромінення самого пацієнта, відбувається опромінення стовпа

повітря між хворим і прискорювачем та конструкційних елементів голови прискорювача та процедурної. При використанні для опромінення високих енергій (вище 10 MeV) окрім утворення озону відбувається також активація компонентів середовища та матеріалів (можуть відбуватись реакції з утворенням різних радіоактивних ізотопів, які створюють додаткову дозу в кімнаті, де проводиться лікування) і, як наслідок, існує небезпека опромінення персоналу, в тому числі внутрішнього опромінення за рахунок активації компонентів повітря.

При аналізі можливої активації повітря до розгляду бралися наступні хімічні сполуки: N<sub>2</sub> – 78.084%, O<sub>2</sub> – 20.946%, Ar – 0.9340%, CO<sub>2</sub> – 0.035%, Ne – 0.001818%, He – 0.000524%, CH<sub>4</sub> – 0.0001745%, H<sub>2</sub> – 0.00055%, Kr – 0.000114%, SO<sub>2</sub> [3, 4], масовий та об'ємний вміст яких в повітрі наведено в таблиці 1.

Найбільш імовірні реакції, що можуть мати місце при роботі лінійного прискорювача електронів у режимі генерації гамма-квантів з енергією 18 MeV – це реакції з відділенням одного або ж двох нуклонів, такі як: ( $\gamma, n$ ), ( $\gamma, 2n$ ), ( $\gamma, p$ ), ( $\gamma, 2p$ ), ( $\gamma, np$ ) та реакції з вильотом альфа частинки. Так, для найбільших за масовою часткою складових повітря, таких як азот та кисень, пороги реакцій з відділенням одного нейтрона становлять 10,6 MeV та 15,7 MeV, відповідно [5].

Таблиця 1  
Склад повітря

Компонент	Об'ємний вміст%	Масовий вміст %
N <sub>2</sub>	78,09	75,50
O <sub>2</sub>	20,95	23,15
Ar	0,933	1,292
CO <sub>2</sub>	0,03	0,046
Ne	1,8 10 <sup>-3</sup>	1,4 10 <sup>-3</sup>
He	4,6 10 <sup>-4</sup>	6,4 10 <sup>-5</sup>
CH <sub>4</sub>	1,52 10 <sup>-4</sup>	8,4 10 <sup>-5</sup>
Kr	1,14 10 <sup>-4</sup>	3 10 <sup>-4</sup>
H <sub>2</sub>	5 10 <sup>-5</sup>	8 10 <sup>-5</sup>
N <sub>2</sub> O	5 10 <sup>-5</sup>	8 10 <sup>-5</sup>
Xe	8,6 10 <sup>-6</sup>	4 10 <sup>-5</sup>
O <sub>3</sub>	3 10 <sup>-7</sup> - 3 10 <sup>-6</sup>	5 10 <sup>-7</sup> - 5 10 <sup>-6</sup>
Rn	6 10 <sup>-18</sup>	4,5 10 <sup>-17</sup>

Продукти реакцій з вильотом двох нейтронів на основних компонентах повітря є або стабільними ізотопами, або ж мають дуже малий період напіврозпаду (десятки секунд) в порівнянні з <sup>13</sup>N та <sup>15</sup>O, які є продуктами реакцій <sup>14</sup>N(γ,n) <sup>13</sup>N та <sup>16</sup>O(γ,n) <sup>15</sup>O і мають періоди напіврозпаду близько 10 та 2 хвилин, відповідно. Перерізи цих реакцій згідно [6] становлять 1,272 мбарн для реакції <sup>14</sup>N(γ,n) <sup>13</sup>N та до 0,375 мбарн для реакції <sup>16</sup>O(γ,n) <sup>15</sup>O. Продукти ядерних реакцій з вильотом альфа-частинки при взаємодії гамма-квантів з ядрами повітря також є або стабільними ізотопами, або ж мають дуже малий період напіврозпаду, а такі як <sup>14</sup>C, що є продуктом реакції <sup>18</sup>O(γ,α) <sup>14</sup>C, має період напіврозпаду 5700 років.

При оцінці внеску активації повітря в загальну дозу також було розглянуто активацію пилу, оскільки фотоядерні реакції при енергіях гамма квантів 18 МеВ також можуть відбуватися на складових пилу, таких, як органічні сполуки, до складу яких входять H<sub>2</sub>, N<sub>2</sub>, O<sub>2</sub>, F, S, кварц (SiO<sub>2</sub>), карбонати (CaCO<sub>3</sub>) [7]. Згідно санітарних правил України, значення ГДК для нейтрального пилу, що не має отруйний Властивостей, не повинно перевищувати 10 мг/м<sup>3</sup> [7]. Як відомо, 1 м<sup>3</sup> повітря при нормальних умовах важить 1,293 кг. Таким чином, кількість ядер пилу в порівнянні з

кількістю ядер кисню та азоту не може дати істотного внеску в активацію повітря.

Концентрацію радіоактивного повітря в зоні опромінення під час роботи медичного прискорювача можна розрахувати за формулою [8]:

$$C = \frac{C_0 \cdot E_0 \cdot I \cdot d \cdot K}{\left(K + \frac{0,693}{T_{1/2}}\right) \cdot V \cdot K_k} \left[1 - e^{-\left(K + \frac{0,693}{T_{1/2}}\right)}\right],$$

де C<sub>0</sub> – стала швидкості утворення радіоактивного газу в повітрі (Ки/год · МеВ · А · м), T<sub>1/2</sub> – період напіврозпаду радіоізоотопу, який утворився, E<sub>0</sub> – енергія електронів в МеВ, K – кратність повітрообміну в зоні опромінення, K<sub>k</sub> – кратність повітрообміну в робочій камері, I – струм, V – об'єм камери прискорювача, d – відстань від вхідного вікна прискорювача до мішені. Також можна проводити розрахунки активації повітря згідно [9].

Так при високих енергіях гальмівних гамма-квантів при розрахунку забороненого часу необхідно враховувати не тільки утворення озону, а й накопичення з радіоактивних газів у приміщенні прискорювача.

Було проведено виміри розподілу залишкової дози в часі після набору 300 моніторних одиниць за 30 секунд на прискорювачі Varian CLINAC у Всеукраїнському центрі радіаційної хірургії клінічної лікарні «Феофанія». Результати вимірів наведено на рис. 1, 2.

Для проведення вимірів використовувалися два однакових дозиметри Red Eye G-10. Gamma Survery Meter SN. Виміри проводилися соосно осі пучка прискорювача та поза зоною цієї осі, як при відкритих щелепах, так і при закритих щелепах.

Певний внесок у загальну залишкову дозу може давати активація конструкційних елементів голови прискорювача. Продукти фотоядерних реакцій з вильотом одного або двох нуклонів на ізотопах свинцю, вольфраму, заліза, міді і т. ін. не всі є стабільними, а деякі з них мають кількахвилинні періоди напіврозпаду, пороги таких реакцій менші за 18 МеВ, а перерізи становлять сотні мілібарн. Тому треба враховувати, що наприкінці робочо-

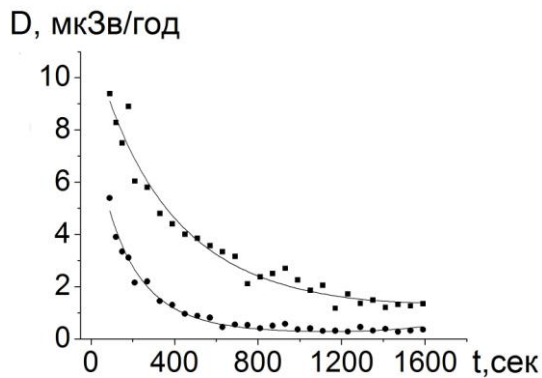


Рис. 1. Залежність потужності дози від часу після кінця опромінення при відкритих щелепах. Заповнені квадрати – виміри сосно пучка, кола – виміри поза зоною пучка.

го дня (тижня) в приміщенні лінійного прискорювача доза дещо збільшується за рахунок активації конструкційних елементів.

### Оцінка наявності вторинних нейтронів

При використанні для опромінення гамма-квантів високих енергій (вище 10 MeV) в результаті фотоядерних реакцій можуть утворюватися не тільки радіоактивні ізотопи, а також нейтрони високих енергій, які можуть створювати додаткову дозу як в приміщенні, де проводиться лікування, так і за його межами.

Коректне вимірювання дози створеної вторинними нейтронами ускладнюється наявністю фону гамма-квантів високої енергії. Більшість нейтронних дозиметрів, які використовуються в Україні не розраховані на вимірювання в умовах високоенергетичного гамма-фону, який присутній при роботі медичних прискорювачів. Оскільки завжди існує ймовірність проходження гамма-кванта високої енергії всієї товщини захисту, що саме по собі не дасть помітного внеску в загальну дозу від гамма-випромінювання. При цьому принцип роботи більшості нейтронних дозиметрів такий, що потрапляння в них гамма-кванта високої енергії, може викликати фотоядерну реакцію та призвести до хибного спрацьовування та реєстрації навіть при відсутності нейтронів. Щоб уникнути такого спотворення (завищення) при вимірах, нейтронної дози від вторинних нейтронів, необхідно в умовах можливого високоенергетичного гамма-фону використовувати спеціальні нейтронні дозиметри.

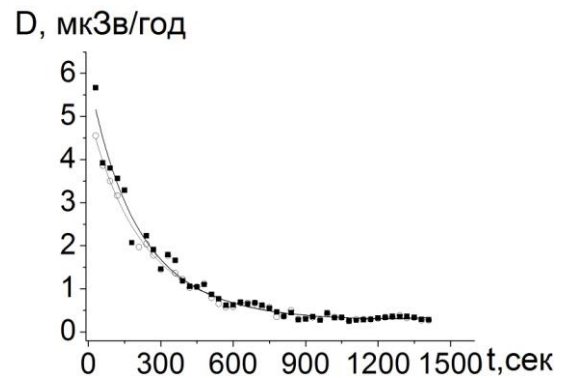


Рис. 2. Залежність потужності дози від часу після кінця опромінення при закритих щелепах. Заповнені квадрати – виміри сосно пучка, кола – виміри поза зоною пучка.

В разі ж сумнівів щодо показання дозиметра, або ж розходження показників різних дозиметричних пристроїв необхідно проводити додаткові дослідження.

Різні види випромінювання по-різному взаємодіють з речовиною в залежності від типу частинок, їх заряду, маси та енергії. Завдяки цьому можна визначити наявність в вимірюваному спектрі нейтронної компоненти досліджуючи зменшення вимірюваної дози в залежності від типу та товщини шару поглинаючої речовини.

Захист від нейтронів повинен містити у своєму складі водень (наприклад, поліетилен). Для захисту від гамма-випромінювання найчастіше використовують свинець, оскільки коефіцієнт ослаблення для гамма-квантів залежить від атомного номеру поглинаючої речовини.

Ослаблення потоку гамма-квантів можна розрахувати за спрощеною формулою:

$$\frac{dN}{N} = e^{-\mu^*d}$$

де  $\mu$  - коефіцієнт ослаблення,  $d$  - товщина поглинаючого шару. ми провели розрахунки для поглинача з свинцю (найбільш вживаний захист від гамма-випромінювання) та поліетилену (широко використовуваний захист від нейтронного випромінювання). Розрахована залежність ослаблення гамма-квантів від енергії для трьох товщин свинцевого поглинача (10 см, 12 см, 15 см) представлена на рис. 3. Оскільки в медичних лінійних прискорювачах використовується гальмівний спектр гамма-квантів, то ми проводили оцінку для всього діапазону енергій від нуля до максимальної енергії

гальмівного спектру. Аналогічно на рис. 4 представлено розрахунок ослаблення

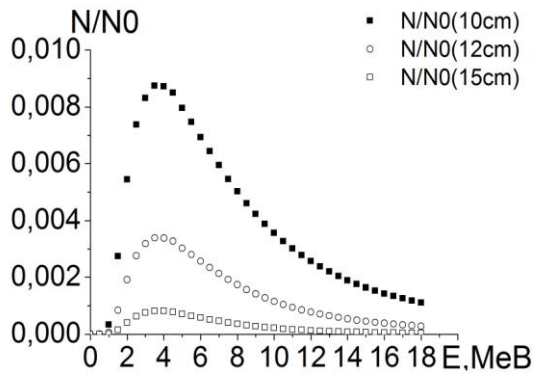


Рис. 3. Ослаблення пучка гамма-квантів з максимальною енергією 18 MeV у свинці.

Як видно з графіків, зі збільшенням товщини поглинаючого шару свинцю, інтенсивність потоку гамма-квантів після проход-

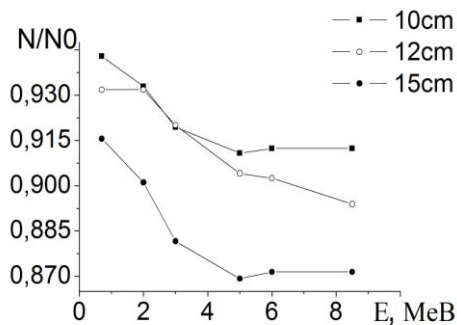


Рис. 5. Ослаблення пучка нейтронів з енергією 10 MeV у поглиначі зі свинцю.

Залежність ослаблення нейтронного випромінювання від енергії при проходженні тих самих товщин поглиначя з свинцю та поліетилену [7] представлено на рис. 5 та рис. 6, відповідно. Ослаблення і гамма-випромінювання, і нейтронної компоненти бралось, як відношення інтенсивності потоку частинок після поглиначя до початкової інтенсивності.

Як добре видно з рис. 7, де представлені залежності від енергії ослаблення гамма-квантів (квадрати) та нейтронів (кола) в 15 см свинцю, ослаблення потоку гамма-випромінювання суттєво більше ніж ослаблення нейтронного випромінювання.

спектру гамма-квантів для трьох товщин (7, 14 та 21 см) поглиначя з поліетилену.

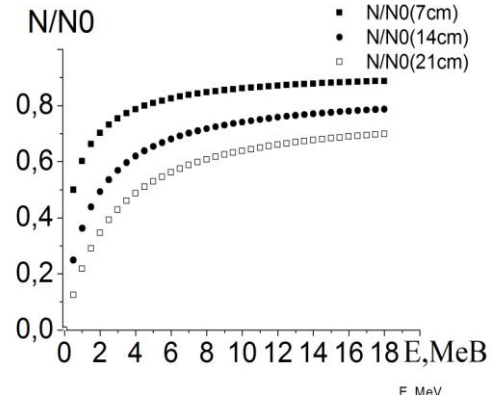


Рис. 4. Ослаблення пучка гамма-квантів з максимальною енергією 18 MeV у поліетилені.

ження поглиначя суттєво зменшується. В той же час поглинач з поліетилену слабо впливає на послаблення інтенсивності потоку гамма-випромінювання.

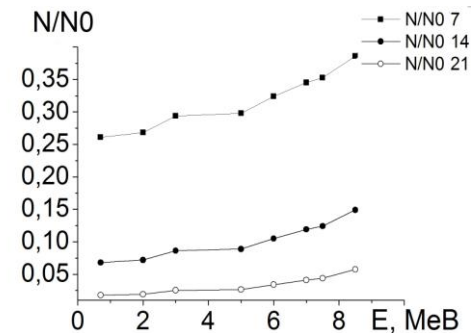


Рис. 6. Ослаблення пучка нейтронів з енергією 10 MeV у поглиначі з поліетилену.

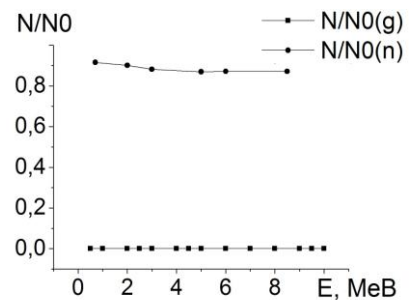


Рис. 7. Порівняння ослаблення потоку гамма-квантів та нейтронів у поглиначі зі свинцю товщиною 15 см.

### Висновок

З проведеного порівняння можна зробити висновок, що в разі виникнення

сумнівів, щодо наявності вимірної дозиметром нейтронної дози (або в разі сильної розбіжності в показниках різних дозиметрів) можна провести прості порівняльні

виміри з використанням поглиначів двох типів: з свинцю та поліетилену. За можливої наявності теплових нейтронів доцільно використовувати борований поліетилен.

#### СПИСОК ВИКОРИСТАНОЇ ЛІТЕРАТУРИ

1. Cancer prevention outlook. The prevention agenda S2 // Nature. - 2011. - Vol. 471. - 24 march.
2. Режим доступу: <http://www.eurolab.ua>.
3. Каденко І.М., Плюйко В.А. Фізика атомного ядра та частинок. Київ, 2010. – С. 17.
4. Режим доступу: <http://chemistry.narod.ru/tablici/vozduh>.
5. Режим доступу: <http://cdfc.sinp.msu.ru>.
6. Режим доступу: <http://www-nds.iaea.org/exfor/exfor.htm>.
7. Основні санітарні правила забезпечення радіаційної безпеки України ОСПУ (ДСП 6.177-2005-09-02).
8. Санитарные правила размещения и эксплуатации ускорителей электронов с энергией до 100 МэВ, 1858-78, 1978.
9. Radiation Protection for Particle Accelerator Facilities, NCRP Report №144, 2003. – Р. 76.
10. Машкович В.П., Кудрявцева А.В. Защита от ионизирующих излучений. - М.: Энергоатомиздат, 1995.

Стаття надійшла до редакції 10.05.2013

I.E. Momot<sup>1</sup>, O.A. Bezshyuko<sup>1</sup>, B.M. Bondar<sup>1,2</sup>,  
L.O. Golinka-Bezshyuko<sup>1</sup>, I.M. Kadenko<sup>1</sup>, Ya.V. Kmetyuk<sup>2</sup>,  
K.G. Kosharskii<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Taras Shevchenko National University of Kyiv, Str. Vasilkivska, 98a, 03022, Kyiv, Ukraine

<sup>2</sup>All-Ukrainian Center for Radiosurgery of the Clinical Hospital "Feofania"  
Kyiv, Str. Academic Zabolotny, 21, 03680, Kyiv

## AIR ACTIVATION MEASURING FEATURES AND STUDIES IN NEUTRON PHYSICS WITH MEDICAL ELECTRON ACCELERATORS

The main ways of measuring the activation of environmental components and materials during the work of medical electron accelerator are discussed. Also are considered important peculiarities of staff radiation safety.

**Keywords:** activation, medical linear accelerator, neutrons, absorption dose.

Е.Л. Момот<sup>1</sup>, О.А. Бешейко<sup>1</sup>, Б.М. Бондар<sup>1,2</sup>, Л.А. Голинка-Бешейко<sup>1</sup>, И.Н. Каденко<sup>1</sup>, Я.В. Кметюк<sup>2</sup>, К.Г. Кошарський<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Киевский национальный университет им. Тараса Шевченко, ул. Васильковская, 98а, Киев

<sup>2</sup>Всеукраинский центр радиационной хирургии клинической больницы «Феофания», Киев

## ОСОБЕННОСТИ АКТИВАЦИИ ВОЗДУХА И ОБРАЗОВАНИЯ НЕЙТРОНОВ ПРИ РАБОТЕ МЕДИЦИНСКОГО УСКОРИТЕЛЯ ЭЛЕКТРОНОВ

В работе рассматриваются основные пути активации компонентов среды и материалов при работе медицинского линейного ускорителя электронов и основные особенности обеспечения радиационной безопасности персонала.

**Ключевые слова:** активация, линейный ускоритель, нейтроны.