

УДК 539.16.04:614.876:616-073.75

В. М. Волоський✉, В. В. Чумак, О. В. Баханова, А. О. Моргун

Державна установа “Національний науковий центр радіаційної медицини Національної академії медичних наук України”, вул. Мельникова, 53, м. Київ, 04050, Україна

АПРОБУВАННЯ МЕТОДУ ВИЗНАЧЕННЯ ЕФЕКТИВНОЇ ДОЗИ В АНІЗОТРОПНИХ ПОЛЯХ В УМОВАХ ПРОФЕСІЙНОГО ОПРОМІНЕННЯ ІНТЕРВЕНЦІЙНИХ КАРДІОЛОГІВ

Метою роботи була експериментальна перевірка практичного застосування розробленої для умов АЕС методики оцінки індивідуальної ефективної дози за показаннями чотирьох дозиметрів в умовах неоднорідного зовнішнього гамма-опромінення з відомими кутовими характеристиками поля випромінювання.

Матеріали та методи досліджень: проведено дві серії експериментальних фантомних досліджень в умовах рентген-операційної на робочих місцях лікарів інтервенційної кардіології під час проведення операцій.

Результати та висновки: показано, що дозові поля в тілі медичного працівника характеризуються значними градієнтами, показання індивідуальних дозиметрів, залежно від місця розташування, можуть відрізнятися від 1,5 до 10 разів, отже, використання одного дозиметра не дає достатньої інформації для достовірної оцінки ефективної дози. Дослідження підтвердили можливість застосування методики АЕС на робочому місці інтервенційного кардіолога. Продемонстровано необхідність контролю доз на кришталик ока.

Ключові слова: ефективна доза, доза на органи, доза опромінення, фантомні вимірювання, ТЛ дозиметрія, рентгенівське опромінювання, інтервенційна радіологія.

Проблеми радіаційної медицини та радіобіології. 2013. Вип. 18. С. 70–81.

V. N. Voloskyi✉, V. V. Chumak, E. V. Bakhanova, A. A. Morgun

State Institution “National Research Center for Radiation Medicine of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine”, Melnykov str., 53, Kyiv, 04050, Ukraine

Testing and validation of methods for dose measuring in anisotropic fields under occupational exposure in interventional cardiology

Study objective. Experimental testing of the practical application of methodology developed for the individual effective doses assay in an NPP staff by means of 4 dosimeters in case of non-uniform external γ -exposure with known angular characteristics of the radiation field.

Materials and methods. Two series of experimental phantom measurements were held at the workplaces of interventional cardiologists during a procedures in an X-ray operating room.

Results and conclusions. Dose fields in a body of healthcare professional are characterized by the high gradients and readings of individual dosimeters depending on location can differ from 1.5 to 10 times. Thus a single dosimeter is not a source of sufficient information for accurate estimation of an effective dose. Studies have confirmed the possibility of NPP technique application at the workplace of interventional cardiologist. The essential need for a strict control of the eye lens doses is demonstrated.

Key words: effective dose, organ dose, phantom measurements, TL dosimetry, X-ray, interventional radiology.

Problems of radiation medicine and radiobiology. 2013;18:70–81.

✉ Волоський Віталій Миколайович, e-mail: vit@leed1.kiev.ua

© Волоський В. М., Чумак В. В., Баханова О. В., Моргун А. О., 2013

Відомо, що на сьогодні найбільші дози опромінення серед усього медичного персоналу отримують ті, хто працює в галузі інтервенційної радіології [1–4]. Для зменшення дозового навантаження медичного персоналу використовуються захисні екрани, шторки, що частково екранують опромінення, а також рентген-захисні фартухи, жилети, коміри та окуляри. Це дає змогу на порядок знизити ефективну дозу опромінення. Водночас відомо, що ефективна доза E – це величина, яку не можна вимірювати безпосередньо. У практиці радіаційного захисту прийнято користуватися оцінками, зробленими на основі вимірювань так званих операційних або робочих величин, що здійснюються за допомогою спеціально каліброваних дозиметрів, а саме індивідуальних еквівалентів дози: $H_p(10)$ – для ефективної дози на все тіло та $H_p(0.07)$ – для дози на шкіру. Проте, за допомогою лише одного дозиметра неможливо оцінити дозу працівників, що використовують захисні фартухи, коли працюють в інтенсивних полях рентгенівського випромінювання. Останнім часом, у таких випадках рекомендоване одночасне застосування кількох, принаймні двох, дозиметрів [4–6]. Такі алгоритми, зазвичай, використовують показання двох дозиметрів – одного під захисним фартухом, іншого – над фартухом, які у вигляді зваженої суми дозволяють оцінити ефективну дозу працівника. Водночас, слід враховувати, що опромінення лікарів – інтервенційних радіологів відбувається у сильно неоднорідних та анізотропних полях випромінювання. Ця обставина робить вибір місця носіння дозиметра дуже відповідальним. Вибору оптимального місця носіння дозиметра, яке розглядалося у теоретичний спосіб (модельовання методом Монте-Карло), було присвячено роботу [7], яка показала, що навіть при розташуванні дозиметрів на заданому рівні (грудей чи поясу) право- або лівостороннє розташування дозиметра справляє суттєвий вплив на оцінку ефективної дози. Водночас, для умов опромінення персоналу АЕС у сильно анізотропних полях фотонного випромінювання нами був розроблений алгоритм, який базується на дещо інших принципах [8]. В основу визначення ефективної дози в сильно анізотропних полях гамма-випромінювання покладено метод сумісних (одночасних) вимірювань за допомогою чотирьох дозиметрів, що розташовуються на торсі працівника, попарно – спереду та ззаду. Цей метод множинної дозиметрії був успішно перевірений на робочих місцях АЕС [9]. Метою даної роботи було перевірити можливість застосування цього алгоритму у випадку сильно анізотропного опромінювання лікарів інтервенційної радіології. Таку перевірку мож-

It is known that interventional radiologists currently receive the largest radiation doses among all healthcare staff [1–4]. Healthcare personnel use protective screens and shields that partially reduce the X-ray exposure, as well as protective aprons, vests, collars, and glasses to reduce the radiation dose. This results in about an order of magnitude reduction of radiation doses. At the same time it is known that an effective dose E is a quantity that can not be measured directly. In radiation protection practice it is estimated on the basis of measurement of the so-called operational quantities that are assayed using specially calibrated dosimeters. Such quantities are the personal dose equivalents $H_p(10)$ for the whole body effective dose and $H_p(0.07)$ for the skin dose. However using a single dosimeter it is impossible to estimate the dose of a staff who use protective aprons when working under the intensive X-rays fields. Currently in this situation the simultaneous use of several, at least two, dosimeters is recommended [4–6]. Typically for such algorithms they receive readings from the two dosimeters: one worn under the protective apron and another on the apron. A weighted sum is used then to estimate an effective dose on a worker. It should be noted that exposure of interventional radiologists occurs in highly heterogeneous and anisotropic radiation fields. This fact makes dosimeter's positioning on the doctor's body quite critical. Studying the optimum location of a dosimeter theoretically (by Monte Carlo simulations) [7] the authors have shown that even for a given (chest, belt) level either right- or left-side position of the dosimeter affects significantly the assessment of the effective dose. Earlier for irradiation conditions in highly anisotropic photon radiation fields which are characteristic for a nuclear power plant (NPP) personnel we have developed a dose-assessment algorithm that is based on a somewhat different approach [8]. The method of effective dose assessment under highly anisotropic fields of γ -radiation is based on simultaneous measurements with four dosimeters positioned on the worker's torso in pairs – two on the frontal and two on the rear sides. This method of multiple dosimetry was successfully tested for the NPP working places [9]. In this study we have tested the applicability of the mentioned algorithm in case of strongly anisotropic radiation exposure of interventional radiologists. This test was done by a dosimetric phantom placing on the surgeon's work-

на зробити, розташувавши дозиметричний фантом на робочому місці лікаря-хірурга в операційній під час проведення операції на тривалий час, що необхідний для накопичення дози індивідуальними дозиметрами і, головне, термолюмінесцентними (ТЛ) детекторами всередині фантому. Дози мають бути достатніми для впевненого вимірювання, тобто, значно вищими за поріг чутливості ТЛД системи.

МЕТА ДОСЛІДЖЕННЯ

Метою роботи була експериментальна перевірка можливості використання методики визначення ефективної дози за показаннями чотирьох дозиметрів при опроміненні в сильно анізотропних полях, яку було спочатку розроблено для дозиметричного контролю працівників АЕС [8], для визначення ефективної дози лікарів інтервенційної радіології, що працюють у анізотропних полях рентгенівського випромінювання в захисних фартухах. Експериментальну перевірку було здійснено методом фантомних вимірювань при експонуванні фантому під час рутинного проведення операцій інтервенційної кардіології.

МАТЕРІАЛИ ТА МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕНЬ

Для експериментального визначення значення ефективної дози на робочих місцях інтервенційних радіологів використовувався стандартний гетерогенний антропоморфний фантом типу RANDO-ALDERSON. Внутрішній устрій фантому відповідає характеристикам “Стандартної людини МКРЗ” [10] і включає кісткову, легеневу та м’які тканини тіла людини. Даний фантом складається з 39 шарів, скріплених стяжним пристроєм. Всередині фантому розміщуються (імплантовані) термолюмінесцентні детектори, виготовлені з тканиноеквівалентного матеріалу LiF:Mg,Ti. Фантом може містити 270 ТЛ детекторів у позиціях, що відповідають розташуванню визначених органів людини.

Для більш точного визначення еквівалентної дози кожного органа у відповідних йому локалізаціях розташовується по кілька детекторів, показання яких усереднюються. Під час фантомних вимірювань споряджений ТЛ детекторами фантом експонується у полі випромінювання, після експонування показання ТЛ детекторів зчитуються, і, за допомогою відповідного усереднення по органах, визначаються дози на окремі органи. Потім, відповідно до співвідношення $E = \sum_T w_T H_T$ [10], можна визначити ефективну дозу.

Під час експерименту, на фантом з ТЛ детекторами одягнули стандартні захисний фартух та комір, ефективний захист яких був еквівалентний 0,35 мм

place in operating room during procedures for quite a long period of time required for dose accumulation by individual dosimeters and above all by thermoluminescent (TL) detectors inside the phantom. Doses at that should be sufficient to obtain the confident measurements, i.e. be significantly higher than sensitivity threshold of the TLD system.

STUDY OBJECTIVE

The study objective was to test the applicability of the four-dosimeter technique for an effective dose assessment in strongly anisotropic fields for the effective dose estimation in an interventional radiology staff who work in anisotropic X-ray fields and use protective aprons. The technique was originally developed for radiation monitoring of NPP workers [8]. Experimental verification was performed based on the phantom measurements performed by an anthropomorphic phantom exposing during routine operations in an interventional cardiology.

MATERIALS AND METHODS

A standard heterogeneous anthropomorphic phantom of RANDO-Alderson type was used for the experimental assay of an effective dose values in the workplaces of interventional radiologists. The internal structure of the phantom corresponds to the “ICRP standard man” [10] and includes bone, lung and soft tissues. This phantom consists of 39 layers held together by an external assembly. The thermoluminescent detectors made from soft tissue equivalent material LiF: Mg, Ti are placed (implanted) inside the phantom. Phantom can contain 270 TL detectors at positions corresponding to the location of specified organs.

Several detectors are placed at the respective location of each organ and their readings are averaged for more accurate determination of the equivalent dose. During phantom measurements the phantom equipped with TL detectors is exposed in the radiation field. The TL detectors are read after the exposure and their averaged readings give dose values to individual organs inside the body. Then, according to the equation $E = \sum_T w_T H_T$ [10] one can determine the effective dose.

During the experiment a phantom with TL detectors was dressed in the standard protective apron and collar with an effective protection being equivalent

свинцю, після чого фантом був розміщений в операційній симетрично до робочого місця лікаря (рис.1) у такий спосіб, щоб бути експонованим в умовах, наближених до умов опромінення лікаря. Одночасно у полі випромінювання експонувались ТЛ дозиметри HARSHAW, що закріплювались на поверхні фантома. Дозиметри розміщувались на поверхні фантома (на рівні грудей, живота та пояса) як під захисним фартухом, так і над ним.

Було здійснено дві сесії фантомних вимірювань в умовах рентген-операційної відділу ендovasкулярної хірургії та ангиографії ДУ “Національний інститут хірургії та трансплантології ім. О.Шалімова НАМН України” (НІХТ). Фантом перебував у операційній під час усіх кардіологічних втручань, що здійснювалися різними бригадами протягом 25 та 21 робочих днів для першої та другої сесії, відповідно. Під час інтервенційних процедур, не пов’язаних з торакальним відділом, фантом тимчасово видалявся з операційної у приміщення, екрановані від рентгенівського випромінювання.

РЕЗУЛЬТАТИ ТА ОБГОВОРЕННЯ

Початку експонування передувало радіаційне обстеження операційної. Було проведено вимірювання імпульсних полів рентгенівського випромінювання на висоті 120 см від підлоги (на висоті розташування дозиметрів на рівні грудей) при прямій проекції С-арки. Вимірювання проведені дозиметром ДКС-АТ1123 в режимі Tvar (короткочасного опромінювання). При проведенні вимірювань на операційному столі розміщувалась ємність з водою (фантом МКРО), яка моделювала розсіювання рентгенівського випромінювання тілом пацієнта.

Результати інтерполяції вимірювань дозових полів наведені на рис. 1. За початок координат прийнято місце розташування джерела випромінювання (рентгенівської трубки при прямій проекції). Отримані результати дозволили розрахувати очікуваний термін експозиції фантома та оцінити неоднорідність потужності дози в межах операційної. Як видно з рисунку, розподіл потужності дози рентгенівського випромінювання є дуже неоднорідним. При віддаленні від джерела поле зменшується через кожні 50 см в рази. Таке спостереження зайвий раз свідчить про неможливість оцінювати дози медичного персоналу інтервенційної радіології без використання індивідуальних дозиметрів (тобто, в розрахунковий спосіб за даними моніторингу робочих місць). Слід відзначити, що наведені на рис. 1 результати характеризують лише одну проекцію та напругу на трубці і можуть значно (на порядки) відрізнятися від подібних даних для інших проекцій.

to 0.35 mm of lead. The phantom was placed in the operating room symmetrically to the doctor’s working place (Fig. 1) to be exposed under conditions similar to doctor’s radiation exposure. Simultaneously several TL individual HARSHAW badge dosimeters were exposed being fixed on the surface of the phantom. The dosimeters were placed on the surface of the phantom (on the chest, abdomen, and waist levels) both under and over the protective apron.

Two sessions of the phantom measurements were held in an operating room of the Endovascular Surgery and Angiography Department of the Shalimov National Institute of Surgery and Transplantology of NAMS of Ukraine (NIST). The phantom was exposed in the operating room during all cardiac interventions carried out by the different teams for 25 and 21 days in the first and second sessions respectively. During non-thoracic interventional procedures the phantom was temporarily moved out the operating room into the shielded space.

RESULTS AND DISCUSSION

Before phantom’s exposure we have conducted a radiation survey of the operating room. Pulsed X-ray fields were measured at a height of 120 cm from the floor (corresponding to the location of dosimeters at a chest level) for the direct projection of the C-arch. Measurements were performed with a dosimeter DKS- AT1123 in Tvar mode (short exposure). A water container (a ICRU phantom) which modeled the X-ray scattering from the patient’s body was set on the operating table during the measurements.

The results of interpolation of dose fields measurements are shown in Figure 1. The origin was chosen as the location of radiation source (the X-ray tube in a direct projection). The obtained results allowed us to calculate the expected period of phantom’s exposure and to evaluate the heterogeneity of dose rate within operating room. As can be seen from the figure the dose rate distribution of X-rays is much heterogeneous. With the distance from the source the field drops several times every 50 cm. This observation proves again that it is impossible to estimate the dose on the interventional radiology staff using no personal dosimeters (i.e., calculating with monitoring data). It should be noted that the results shown in Figure 1 correspond to only one projection and single tube voltage that can significantly (by orders of magnitude) differ from similar data for other projections and voltages.

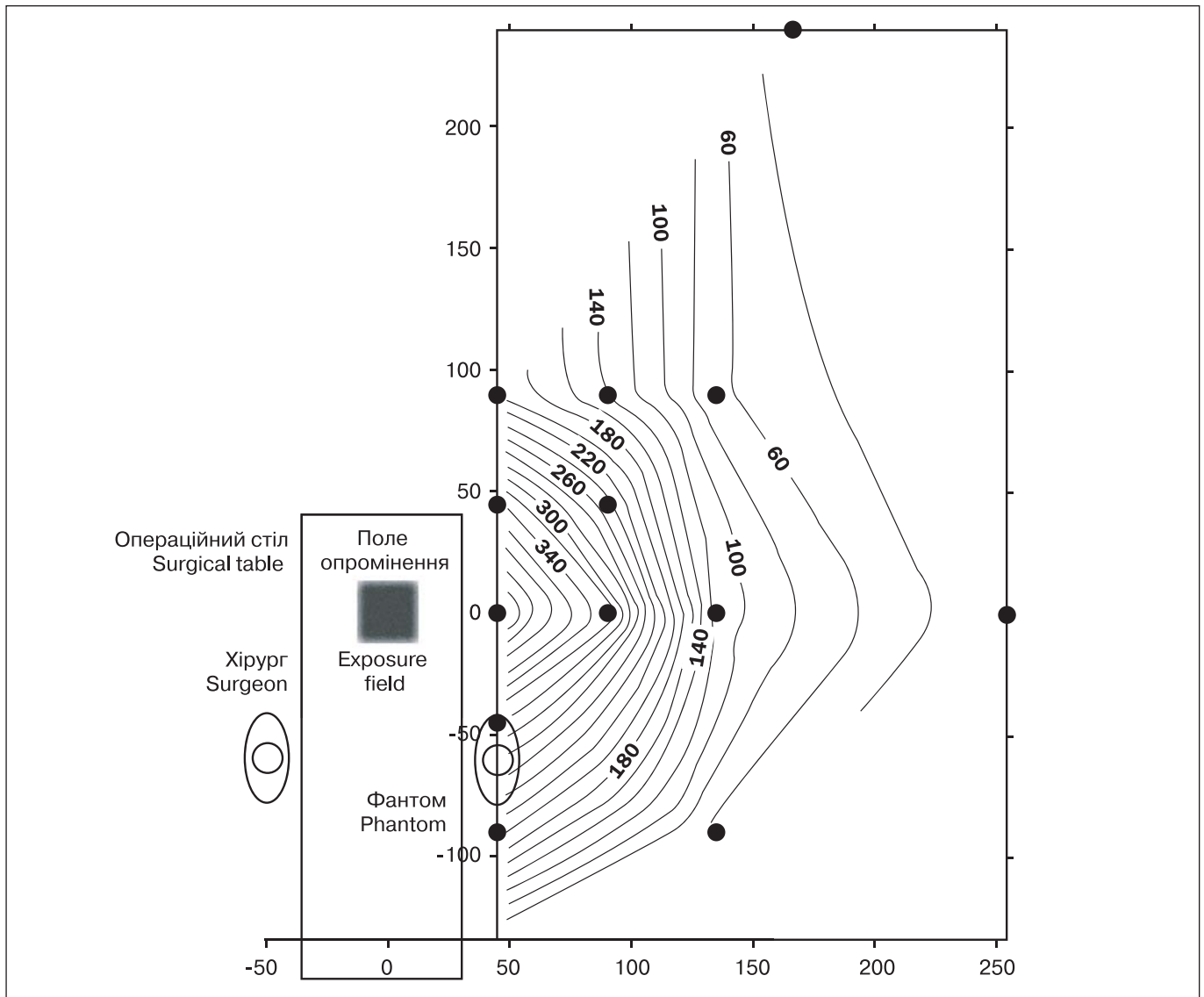


Рисунок 1. Картограма потужності дози в операційній НІХТ на висоті 120 см та при прямій проекції (мкЗв/год). Координати X, Y (в см) визначаються відносно джерела, що знаходилось у положенні, яке відповідає прямій проекції.

Figure 1. Dose rate levels in the NIST operating room at the height of 120 cm and the direct C-arch projection (mSv/h). X and Y coordinates (in cm) are measured from the source set as for the direct projection

Фантомні вимірювання здійснювались у рентген-операційній, оснащеній сучасною монопланарною інтервенційною ангиографічною системою Toshiba Infinix-i, модель INFX-8000F, комплектація CS-i.

Протягом сесії фантомних вимірювань періодично знімалися показання контрольного дозиметра Harshaw, розташованого на спині фантома під захисним фартухом. На основі цих вимірювань робилися висновки про достатність експозиції фантома. Так, необхідні рівні опромінення були накопичені після 14–15 робочих днів. Під час експозиції фантом розміщувався на суворо визначеному місці в операційній (яке було позначене на підлозі) лише під час кардіологічних процедур (ангіографій та втручань),

Phantom measurements were performed in the operation room equipped with a modern single plane intervention angiographic system Toshiba Infinix-i, model INFX-8000F, CS-I set.

During the phantom measurement session we read periodically the indications of a control dosimeter Harshaw located on the back of the phantom under the protective apron. Based on these measurements we made conclusions about the adequacy of phantom exposure duration. Thus the required levels of exposure were achieved after 14–15 days. The phantom was placed during exposure on a strictly defined place in the operating room (which was marked on the floor) only during cardiac procedures (angiogra-

а на час інших процедур (з відмінною від торакальної локалізацією опромінення) видалявся до суміжного екранованого приміщення.

Результати фантомних вимірювань, оцінки ефективної дози, отримані на їх основі, наведені в табл. 1 (перша сесія вимірювань, 25 днів). Значення ефективної дози потім порівнювались з показаннями 12 дозиметрів, що були закріплені на фантомі в найбільш імовірних місцях носіння під фартухом, та 7 дозиметрів поверх захисного фартуха.

З огляду на очікуваний перехід України до використання нових показників тканинних вагових множників, що були запропоновані МКРЗ у 103-й публікації (2007 рік) [11] та введені в дію Основними правилами безпеки МАГАТЕ у 2011 році, в табл. 1 наведені дані, розраховані для двох наборів вагових множників – діючих нині в Україні НРБУ-97 (позначено як ICRP60) та перспективних (позначено як ICRP103). Видно, що начебто невелика відмінність у вагових множниках дає для умов опромінення інтервенційних радіологів близько 7 % розбіжності в ефективній дозі, причому, оцінена за новими даними ефективна доза є дещо нижчою.

Аналогічні результати ми одержали і для другої сесії фантомних вимірювань, яка тривала 21 день. Обчислена згідно з рекомендаціями ICRP60 [10] ефективна доза становить 0,73 мЗв, згідно з ICRP103 [11] – 0,68 мЗв.

Ми одержали великий градієнт розподілу дози всередині фантома, що обумовлено істотною анізотропією поля рентгенівського випромінювання в операційній, його екрануванням захисним фартухом, а також ослабленням всередині фантома (тіла людини). Велика кількість детекторів всередині фантома дозволила побудувати розподіли дозового поля (лінії ізодоз) у тілі людини та проілюструвати значну нерівномірність опромінення окремих органів (рис. 2).

Показання ж дозиметрів, що були закріплені на верхні фантома під фартухом, відрізнялися на порядок. Найбільші за абсолютною величиною дози спостерігаються у голові фантома (в тому числі – в очах, див. табл. 1), яка в інтервенційного радіолога не має захисного екранування. Показовими також є дані опромінення кришталика ока у фантомі за відсутності захисних окулярів. Так, усереднене значення для правого та лівого ока на порядок перевищує ефективну дозу опромінення фантома, причому доза правого (лівого для лікаря) кришталика у 2 рази перевищує дозу лівого. Це спостереження свідчить про високу небезпеку опромінення кришталика ока та, з огляду

phy and intervention). During other procedures (with non-thoracic localization of irradiation) the phantom was moved to the adjacent shielded room.

The results of phantom measurements and respective estimates of an effective dose are shown in Table 1 (for the first measurement session of 25 days). The effective dose values were compared to the readings of 12 dosimeters attached to the phantom in the most likely wearing places under the apron and of 7 dosimeters over the protective apron.

In a view of the expected transition to new values of the tissue weighting factors that have been recommended by ICRP Publication 103 (2007) [11] and introduced by IAEA new basic safety standards in 2011 the data in Table 1 were calculated for two sets of weighting factors i.e. for the current set from the national standards NRBU-97 (marked as ICRP60 in Table 1) and for the perspective set (marked as ICRP103). It could be seen that small difference in the weighting factor results in about 7% difference of an effective dose for the exposure conditions of interventional radiologists. At that the effective dose estimated with the new data was slightly lower.

For the second session of the phantom measurements (21 days duration) we obtained similar results. In this case the effective dose calculated according to the ICRP60 recommendations [10] was 0.73 mSv, and according to ICRP103 [11] – 0.68 mSv.

We received a large gradient of the dose distribution inside the phantom being caused by a significant anisotropy of an X-ray field in the operating room, by shielding with the protective apron, and by attenuation in the phantom (human body). A large number of detectors inside the phantom allow us to plot the dose distributions (isodoses) within the human body and to illustrate a considerable non-uniformity of exposure of specific organs (Fig. 2).

Readings of the dosimeters that were attached to the phantom surface under the apron differ by the order of magnitude. The largest dose values were observed in the phantom's head (including the eyes, see Table 1) which had no protective shielding. The eye lens exposure in the phantom in the absence of protective eyewear was also quite significant. Thus the average values for the right and left eyes were by order of magnitude higher than effective dose of the phantom. At that the dose on the right (left for the doctor) lens was two-fold higher than on the left one. This observation indicates to a high risk of the eye lens exposure and given the

Таблиця 1

Дози на органи фантому та оцінений внесок в ефективну дозу за даними фантомних вимірювань в операційній НІХТ. Дози приведені після віднімання фонових значень.

Table 1

Doses to organs in the phantom and their contribution to the effective dose assessed by phantom measurements in a NIST operating room. Doses are given after subtraction of background contributions.

Тканина або орган Tissue or organ	H_T мЗв / mSv	w_T ICRP60	$H_T w_T$ мЗв / mSv	w_T ICRP103	$H_T w_T$ мЗв / mSv
Кришталік ока Eye lens	10,81				
Кістковий мозок Red bone marrow	0,13	0,12	0,015	0,12	0,015
Шлунок Stomach	0,19	0,12	0,022	0,12	0,022
Товста кишка Colon	0,52	0,12	0,062	0,12	0,062
Легені Lungs	0,60	0,12	0,072	0,12	0,072
Молочна залоза Breast	0,23	0,05	0,011	0,12	0,028
Сечовий міхур Gall bladder	0,54	0,05	0,027	0,04	0,021
Печінка Liver	0,75	0,05	0,038	0,04	0,030
Стравохід Oesophagus	0,20	0,05	0,010	0,04	0,008
Щитоподібна залоза Thyroid	0,36	0,05	0,018	0,04	0,014
Гонади Gonads	1,48	0,2	0,296	0,08	0,118
Шкіра Skin	0,43	0,05	0,021	0,12	0,052
Поверхня кістки Bone surface	0,25	0,01	0,002	0,01	0,002
Мозок Brain	4,51			0,01	0,045
Слинна залоза Salivary glands	6,15			0,01	0,062
Решта Others	1,28	0,01	0,013	0,01	0,013
Ефективна доза, мЗв Effective dose, mSv			0,61		0,57

на недавнє зниження ліміту дози на кришталік у 7,5 рази, про високу ймовірність перевищення дозового нормативу медичним персоналом – інтервенційними радіологами.

Дозиметри розташовані над фартухом показали в 10–20 разів більшу дозу, ніж під ним. Слід відзначити що показання дозиметрів, розміщених на фартуху спереду відрізнялись в 2 рази, а під ним в 4–10 разів (не враховуючи дозиметри, повністю екрановані тілом, які отримали зовсім невелику дозу). Це гово-

recent reduction in the (*permissible – ed.*) dose limit for the lens in 7.5 times it gives evidence of a high probability of dose limit exceeding to intervention radiologists.

Dosimeters placed over the apron have shown 10–20 times higher doses than under it. It should be noted that readings of the dosimeters placed on the front of the apron differ by the factor of 2 and under the apron by 4-10 times (not including dosimeters fully shielded by the body thus receiving extremely

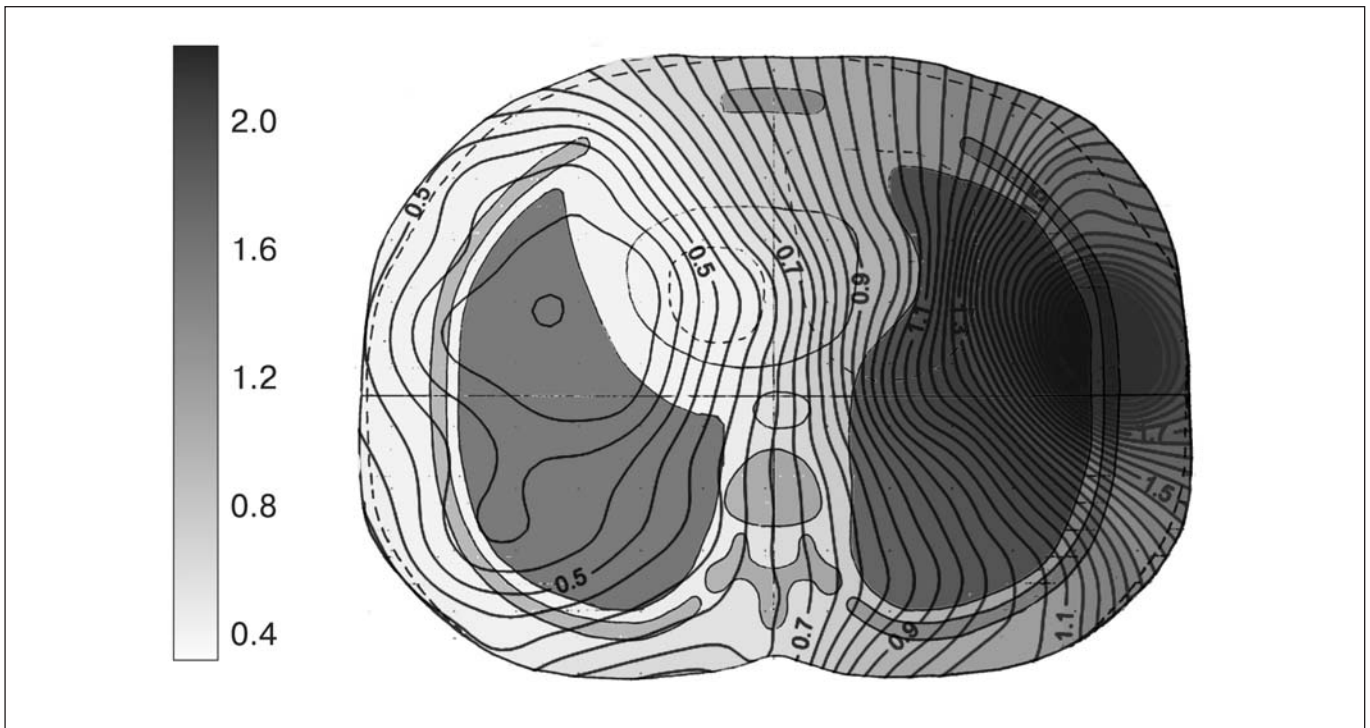


Рисунок 2. Розподіл доз всередині фантома у горизонтальній площині, що перетинає тіло людини на рівні грудей, мЗв. Результати першої сесії фантомних вимірювань

Figure 2. Dose distribution inside the phantom in horizontal plane that intersects the human body at chest level, mSv. The results of the first session of phantom measurements

рить про необхідність правильно вибирати місце розташування дозиметра та недопустимість використання тільки одного дозиметра для дозиметричного контролю в таких неоднорідних полях.

Зважаючи на те, що захисний фартух з коміром закриває майже всі органи, що враховуються при розрахунку ефективної дози, крім частини кістково-го мозку, що знаходиться в кінцівках та кістках черепа, а також крім мозку та слинних залоз (введено ICRP103 [11]), доцільною видається спроба оцінити ефективну дозу методом сумісних вимірювань за допомогою 4 дозиметрів, що знаходяться на рівні грудей, відповідно до методики для АЕС [8].

У методиці [8] було запропоновано представити оцінку ефективної дози E' як лінійну комбінацію показань 4 дозиметрів $H_{pk}(10)$:

$$E' = \sum_{k=1,4} \alpha_k H_{pk}(10) \quad (1)$$

де $H_{pk}(10)$ – показання відповідного дозиметра, α_k – вагові множники, нормовані наступним чином:

$$\sum_{k=1,4} \alpha_k = 1$$

Вагові множники α_k для полів, характерних для робочих місць АЕС, мають наступні значення:

$$\begin{aligned} \alpha_{\text{груди ліворуч}} &= \alpha_{\text{груди праворуч}} = 0,35 \\ \alpha_{\text{спина ліворуч}} &= \alpha_{\text{спина праворуч}} = 0,15 \end{aligned} \quad (3)$$

low doses). This suggests the need for choosing of a proper location for the dosimeter and confirms no possibility to use a single dosimeter for radiation monitoring in such inhomogeneous fields.

Taking into account that the protective apron with a collar covers almost all the organs that contribute to the effective dose except the parts of bone marrow located in the extremities and in the skull and except the brain and salivary glands (introduced by ICRP103 [11]) it seems reasonable to estimate an effective dose by 4-dosimeter method at the chest level according to the procedure developed for NPP [8].

According to the procedure [8] it is proposed to assess the effective dose E' as a linear combination of four dosimeter readings $H_{pk}(10)$:

$$E' = \sum_{k=1,4} \alpha_k H_{pk}(10) \quad (1)$$

where $H_{pk}(10)$ is the dosimeter readings, α_k is a weighting factor normalized as:

$$\sum_{k=1,4} \alpha_k = 1$$

Weighting factors α_k have the following values for fields specific to NPP working places:

$$\begin{aligned} \alpha_{\text{left chest}} &= \alpha_{\text{right chest}} = 0,35 \\ \alpha_{\text{left back}} &= \alpha_{\text{right back}} = 0,15 \end{aligned} \quad (3)$$

Відповідно до методики [8], отримана оцінка величини ефективної дози з імовірністю 95 % не буде нижчою за істинне значення E.

Очевидно, енергетичний спектр випромінювання в рентген-операційній відрізняється від такого на робочих місцях АЕС, але, як було показано в попередніх дослідженнях [1, 12], ключовим фактором, що впливає на оцінку ефективної дози є анізотропія поля випромінювання, а енергетичний склад має відносно менше значення. Тому, в нашій спробі застосування методики АЕС ми використовували вагові множники (3) без будь-яких змін.

Наведені у табл. 2 результати визначення ефективної дози за показаннями чотирьох дозиметрів демонструють прийнятність такого підходу.

Ефективна доза, оцінена в описаний вище спосіб за 4 дозиметрами в умовах операційної, відрізняються від умовно істинної (за даними фантомного вимірювання) дози на 1 та 11 % для першої та другої сесії, відповідно. При застосуванні вагових множників w_T МКРЗ 103 ми одержуємо відхилення до 8 %.

According to the method [8] we get the value of an effective dose with 95% probability of non-underestimation of its true value E.

Obviously the photon energy spectrum within an X-ray-operating room is different from a NPP workplace but as has been shown in previous studies [1,12] the anisotropy of the radiation field while energy composition has relatively lower impact is a key factor affecting the assessment of effective dose. Therefore in our attempt we use NPP technique weighting factors (3) without any changes.

The results shown in Table 2 i.e. the effective dose assessments from readings from the four dosimeters demonstrate the acceptability of this approach.

Effective dose evaluated using four dosimeters in an operating room differs from the conventionally true dose value (derived from the phantom measurements) by 1 and 11 % for the first and second sessions respectively. Applying the weighting factor w_T ICRP 103 we obtain the deviation up to 8%.

Таблиця 2

Порівняння експериментальних та теоретичних значень конверсійного коефіцієнта для фантомних вимірювань

Table 2

Comparison of experimental and theoretical values of the effective dose for the phantom measurements

	Фантомне вимірювання 1 Phantom measurement 1	Фантомне вимірювання 2 Phantom measurement 2
Ефективна доза в фантомі, визначена по дозам на органи з ваговими множниками w_T НРБУ-97 Effective dose in phantom by organ doses and weighting factors w_T NRBU-97	0,61	0,73
Ефективна доза в фантомі, визначена по дозам на органи з ваговими множниками w_T ICRP103 Effective dose in phantom by organ doses and weighting factors w_T ICRP103	0,57	0,68
Показання $H_p(10)$ 4 дозиметрів Readings of 4 dosimeters $H_p(10)$		
груди зліва left chest	1,12	1,00
груди справа right chest	0,16	0,23
спина зліва left back	1,04	1,42
спина справа right back	0,07	0,04
Оцінена ефективна доза за показаннями 4 дозиметрів, згідно з формулами (1), (3) Effective dose by four dosimeter readings according to (1), (3)	0,61	0,65
Відношення $E_{теор}$ відносно $E_{експ}$, % Ratio E_{theor} / E_{exper} , %	1,01	0,89

ВИСНОВКИ

Вперше в Україні проведено фантомні вимірювання доз, які отримує медичний персонал – інтервенційні радіологи, що використовують сучасну систему ангиографії. Показано, що дозові поля в тілі людини характеризуються значними градієнтами, а показання індивідуальних дозиметрів, залежно від місця розташування, можуть відрізнятись від 1,5 до 10 разів. Таким чином, використання одного дозиметра не дає достатньої інформації для достовірної оцінки ефективної дози.

Фантомні експерименти, що були проведені в умовах операційної інтервенційної кардіології, показали хороший збіг ефективної дози, оціненої згідно з методикою, розробленою для персоналу АЕС [8], та умовно істинної величини ефективної дози, оціненої за дозами на органи, вимірними безпосередньо у фантомі. Дослідження підтвердили можливість застосування методики АЕС в умовах неоднорідного та анізотропного зовнішнього опромінення на робочому місці медичних працівників, що працюють при дії рентгенівських променів.

Іншим цікавим результатом фантомних вимірювань стало визначення доз на кришталік ока. Продемонстровано необхідність обов'язкового застосування захисних окулярів та додаткового контролю дози, яку отримує ця радіочутлива тканина.

Було експериментально підтверджено прийнятність використання методики [8] та досягнення високої точності визначення ефективної дози. Точність оцінки ефективної дози у таких спосіб (відхилення до 15 %) виявилася вищою, ніж при застосуванні алгоритму подвійної дозиметрії (один дозиметр над фартухом, один – під фартухом), який в тих самих умовах показав відхилення до 30 %. Крім того, оскільки всі чотири дозиметри розташовуються під фартухом, його захисні властивості автоматично враховуються при оцінці ефективної дози (треба зважити на те, що алгоритм подвійної дозиметрії адаптується під тип та екрануючі властивості захисного одягу).

Водночас, використання 4 дозиметрів є не дуже зручним для лікарів – інтервенційних радіологів, тому, з урахуванням дещо м'якших вимог до точності дозиметричних оцінок, достатнім видається використання традиційного алгоритму подвійної дозиметрії. При цьому слід враховувати, що експонування інтервенційних радіологів у сильно анізотропних полях випромінювання висуває жорсткі вимоги до місць розташування дозиметрів. Натомість, методика вимірювання за допомогою 4 дозиметрів позбавлена цієї вади.

CONCLUSIONS

For the first time in Ukraine the phantom measurements of doses received by medical staff in interventional radiology unit utilizing modern angiography system were conducted. It was shown that dose fields within human body are characterized by the large gradients, and readings of individual dosimeters depending on location can vary from 1.5 to 10 times. Thus a single dosimeter gives no sufficient information for accurate estimation of an effective dose.

Phantom experiments performed in the operating room of the interventional cardiology department showed a good agreement between the effective dose estimated according to the method developed for the NPP personnel [8] and conventionally true values of the effective dose estimated by organ doses measured directly in the phantom. Studies have confirmed the possibility of the NPP technique application under conditions of heterogeneous and anisotropic external radiation exposure in workplaces of medical staff who works under the X-rays.

Estimation of doses to the lens of the eye was another interesting result of the phantom measurements. The need for a mandatory use of protecting glasses and additional control of doses received by this radiosensitive tissue was demonstrated.

The acceptability of use of the technique [8] and possibility to achieve high accuracy of the effective dose assessment were confirmed experimentally. Accuracy of effective dose assessment performed in such a way (deviations up to 15%) was higher than with a double dosimetry algorithm (with one dosimeter over the apron and one under the apron) that under the same conditions showed deviation of up to 30%. Furthermore since all four dosimeters were placed under the apron its protective properties are automatically taken into account when assessing the effective dose (taking into account the fact that double dosimetry algorithm could be adapted to the type and screening properties of protective clothes).

However, the use of four dosimeters is not very convenient for the interventional radiologists, therefore with respect to somewhat more relaxed accuracy requirements to dosimetry the double dosimetry estimates seem to be sufficient. At the same time an exposure of interventional radiologists in strongly anisotropic radiation fields imposes strict requirements for the placement of dosimeters, while the 4-dosimeter method of estimation is free from these disadvantages.

Таким чином, можна зробити висновок, що для поточного індивідуального дозиметричного контролю інтервенційних радіологів достатньо використовувати алгоритм подвійної дозиметрії, а при здійсненні спеціального дозиметричного контролю варто використовувати також методику [8] оцінки дози в сильно анізотропних полях фотонного випромінювання.

ВДЯЧНІСТЬ

Ми глибоко вдячні колегам з відділу ендоваскулярної хірургії та ангіографії НІХТ за активне сприяння при проведенні вимірювань в умовах рентген-операційної.

СПИСОК ВИКОРИСТАНОЇ ЛІТЕРАТУРИ

1. Chumak V. V. Assessment of effective dose with personal dosimeters: Account of the effect of anisotropy of workplace fields / V. V. Chumak and E. V. Bakhanova // *Radiat. Meas.* – 2008. – Vol.43 (2). – P. 655–658.
2. ICRP Publication 85: Avoidance of radiation injuries from medical interventional procedures, 85. // *Ann. ICRP.* – Oxford : Pergamon ; Elsevier Science Ltd. – 2001. – Vol. 30 (2). – 80 p.
3. Централізований індивідуальний медичний контроль професійного опромінення медичних працівників України: 25-річний досвід роботи / Л. Л. Стадник, І. О. Явон, І. В. Папченко, І. П. Смирнова // *Укр. радіол. журн.* – 2007. – Т. 15, вип. 1. – С. 91-100.
4. Vano, E. Radiation exposure to cardiologists: how it could be reduced / E. Vano // *Heart.* – 2003. – Vol. 89. – P. 1123–1124.
5. Use of personal monitors to estimate effective dose equivalent to workers for external exposure to low-LET radiation / National Council on Radiation Protection and Measurement. – Bethesda, MD : NCRP, 1995. – Report No.122. – 64 p.
6. Criteria for Performing Multiple Dosimetry / American National Standard ANSI/HPS N13.41-2011. – McLean, VA : HPS, 2011. – 19 p.
7. Monte Carlo simulations of occupational radiation doses in interventional radiology / T. Siiskonen, M. Tapiovaara, A. Kosunen [et al.] // *Br. J. Radiol.* – 2007. – Vol. 80. – P. 460–468.
8. Визначення ефективної дози зовнішнього опромінення персоналу атомних електростанцій : СТП НАЕК “Енергоатом” №0.03.065-2006 / НАЕК “Енергоатом” ; [уклад. В. В. Чумак, В. М. Волоський, О. В. Баханова, С. В. Шолом]. – К. : НАЕК “Енергоатом”, 2006. – 46 с. – (Нормативний документ НАЕК “Енергоатом”. Методичні вказівки).
9. Волоський В. М. Експериментальна перевірка методики визначення ефективної дози та вимірювання доз органів людини в умовах АЕС / В. М. Волоський, В. В. Чумак, О. В. Баханова // *Проблеми радіаційної медицини та радіобіології.* – 2012. – Вип. 17. – С. 46–64.
10. 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 60 // *Ann. ICRP.* – 1991. – Vol. 21, N 1–3. – 215 p.
11. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103 // *Ann. ICRP.* – Vol. 37, No. 2–4. – 332 p.

Thus we can conclude that for a routine individual monitoring in the interventional radiologists it is sufficient to use a double dosimetry algorithm, and for investigational dosimetric monitoring in strongly anisotropic photon radiation fields the method [8] worth to be used for dose estimation.

ACKNOWLEDGEMENT

We are deeply grateful to colleagues from the Endovascular Surgery and Angiography Department of the NIST for active assistance during the measurements in an operating room.

REFERENCES

1. Chumak VV, Bakhanova EV. Assessment of effective dose with personal dosimeters: Account of the effect of anisotropy of workplace fields. *Radiat Meas.* 2008 Feb–Jun;43(2–6):655–8.
2. ICRP, ICRP Publishing. ICRP Publication 85: Avoidance of radiation injuries from medical interventional procedures. *Ann ICRP.* Oxford: Pergamon, Elsevier Science Ltd. 2001;30(2). 80 p.
3. Stadnyk LL, Yavon IO, Papchenko IV, Smyrnova IP. [Centralized individual dosimetry control of medical occupational exposure in Ukraine: 25 years experience]. *Ukrainian Radiological Journal.* 2007;15(1):91-100. Ukrainian.
4. Vano E. Radiation exposure to cardiologists: how it could be reduced. *Heart.* 2003 Oct;89(10):1123–4.
5. National Council on Radiation Protection and Measurement. Use of personal monitors to estimate effective dose equivalent to workers for external exposure to low-LET radiation. Report No.122. Bethesda, MD: NCRP; 1995. 64 p.
6. American National Standards Institute (ANSI), Health Physics Society (HPS). Criteria for Performing Multiple Dosimetry. American National Standard ANSI/HPS N13.41-2011. McLean, VA: HPS; 2011. 19 p.
7. Siiskonen T, Tapiovaara M, Kosunen A, et al. Monte Carlo simulations of occupational radiation doses in interventional radiology. *Br J Radiol.* 2007;80:460–8.
8. National Nuclear Energy Generating Company “Energoatom”. Determination of an effective dose of external radiation personnel of nuclear power plants: STP “Energoatom” № 0.03.065-2006. Kyiv: NNEGC “Energoatom”; 2006. 46 p.
9. Voloskyi VM, Chumak VV, Bakhanova OV. [Experimental check of an effective dose estimation technique and measurement of human organ doses in conditions of a nuclear power plant]. *Problems of Radiation Medicine and Radiobiology.* 2012;(17): 46–64. Ukrainian.
10. 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 60. *Ann ICRP.* 1991; 21(1–3). 215 p.

12. Volosky V. Determination of angular distributions of workplace photon fields in a context of effective dose estimation / V. Volosky, E. Bakhanova, V. Chumak // Radiat. Prot. Dosimetry. – 2011. – Vol. 144, N 1–4. – P. 636–639.

11. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103. Ann ICRP. 2007; 37(2–4). 332 p.

12. Volosky V, Bakhanova E, Chumak V. Determination of angular distributions of workplace photon fields in a context of effective dose estimation. Radiat Prot Dosimetry. 2011 Mar;144(1–4): 636–9. doi: 10.1093/rpd/ncq306.

Стаття надійшла до редакції 05.08.2013

Received: 05.08.2013