

УДК 614.876.000.7:615.849.114:621.386.86

А. О. Моргун¹✉, В. В. Чумак¹, О. В. Баханова¹, В. М. Волоський¹, С. М. Фуркало²,
О. А. Власенко², П. А. Гиндич², О. Г. Бородинчик¹, Н. П. Деняченко¹¹Державна установа “Національний науковий центр радіаційної медицини Національної академії медичних наук України”, вул. Мельникова 53, м. Київ, Україна, 04050²Національний інститут хірургії і трансплантології ім. А.А.Шалімова НАМН України

МЕТОДИЧНИЙ ПІДХІД ДО РОЗРОБКИ АЛГОРИТМІВ ПОДВІЙНОЇ ДОЗИМЕТРІЇ ТА ЙОГО ЗАСТОСУВАННЯ ДЛЯ ІНТЕРВЕНЦІЙНИХ КАРДІОЛОГІВ

Мета дослідження: розробити новий алгоритм для інтервенційних кардіологів, що під час операцій використовують рентгено-захисний одяг, який враховував би специфічні умови опромінення в інтервенційній кардіології.

Матеріали та методи досліджень: моделювання типових умов опромінення інтервенційного кардіолога у захисному одязі під час операції та виконання методом Монте-Карло комп'ютерних розрахунків доз на органи та показань дозиметрів.

Результати: розраховано методом Монте-Карло парціальні значення доз для всіх можливих ситуацій опромінення і відносні частотні вагові коефіцієнти кожної ситуації опромінення. Обчислено ефективні дози та порівняно їх з експериментальними.

Висновки: розроблено гнучку та практичну методологію виведення алгоритму й одержано алгоритм, застосовний для типових умов опромінення медичного персоналу під час проведення інтервенційних кардіологічних операцій. Було показано, що одержаний алгоритм добре узгоджується з результатами експериментальних вимірювань та відзначається меншою консервативністю порівняно з іншими алгоритмами.

Ключові слова: алгоритм, подвійна дозиметрія, ефективна доза, інтервенційна кардіологія, моделювання Монте-Карло, оптимізація.

Проблеми радіаційної медицини та радіобіології. 2013. Вип. 18. С. 127–132.

А. А. Morgun¹✉, V. V. Chumak¹, O. V. Bakhanova¹, V. M. Voloskii¹, S. M. Furkalo², O. A. Vlasenko²,
P. A. Gyndych², O. G. Borodinychuk¹, N. P. Deniachenko¹¹State Institution “National Research Center for Radiation Medicine of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine”, Melnykov str., 53, Kyiv, 04050, Ukraine²A. Shalimov National Institute for Surgery and Transplantology NAMS Ukraine

Methodological approach to developing of double dosimetry algorithms and its application in the interventional cardiology

Study objectives: to develop taking into account the specificity of exposure conditions a new algorithm for interventional cardiologists who use the X-ray protective clothes.

Materials and methods: modelling of the typical conditions of radiation exposure of interventional cardiologist wearing protective clothes during the interventions, providing Monte-Carlo computations of organ doses and dosimeters readouts.

Results: partial dose values for all possible radiation conditions and relative frequency weight coefficients for each condition were obtained by Monte-Carlo method.

Conclusions: flexible and adaptive methodology for algorithm developing was proposed, a more specific algorithm was obtained for typical radiation conditions occurring under the interventional cardiology procedures. This algorithm well corresponded to experimental measurements demonstrating at that less conservatism comparing to other known algorithms.

Key words: algorithm, double dosimetry, effective dose, interventional cardiology, Monte-Carlo simulation, optimization.

Problems of radiation medicine and radiobiology. 2013;18:127–132.

✉ Моргун Артем Олександрович, e-mail: artmorg@gmail.com

© Моргун А. О., Чумак В. В., Баханова О. В., Волоський В. М., Фуркало С. М., Власенко О. А., Гиндич П. А., Бородинчик О. Г., Деняченко Н. П., 2013

Інтервенційна радіологія — галузь медицини, що дуже швидко поширюється в Україні і є особливою з точки зору радіаційної дозиметрії. Медичний персонал під час проведення операцій використовує спеціальний рентгено-захисний одяг (фартух, комір), який частково екранує тіло лікаря, і тому традиційний метод індивідуальної дозиметрії з використанням одного дозиметра для оцінки ефективної дози стає недостовірним. Подвійна дозиметрія — більш адекватний підхід до розв’язання цієї проблеми. При такому підході медичні працівники носять одночасно два дозиметри, калібровані у термінах індивідуального еквіваленту дози. Один з двох дозиметрів розміщується над захисним одягом для оцінки рівня опромінення незахищених частин тіла, інший розташовується під захисним фартухом з метою врахування захисних властивостей одягу. Тоді ефективна доза E обчислюється як лінійна комбінація показань обох дозиметрів, H^U та H^O , під і над фартухом відповідно:

$$E = \alpha H^U + \beta H^O \quad (1)$$

На даний час не існує загально визнаного і універсального алгоритму, який задає коефіцієнти α і β для методу подвійної дозиметрії. Крім того, окремі з відомих алгоритмів претендують на універсальність, а тому, мають значний запас консервативності [1].

МЕТА ДОСЛІДЖЕННЯ

Метою дослідження було розробити новий алгоритм, який, з одного боку, був би розроблений за допомогою універсального підходу, а з іншого, більшою мірою враховував би специфічні умови опромінення в інтервенційній кардіології. Для цього необхідно було визначити та змоделювати типові умови опромінення інтервенційного кардіолога у захисному одязі під час операції та виконати методом Монте-Карло комп’ютерні розрахунки доз на органи та показань дозиметрів.

МАТЕРІАЛИ ТА МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕННЯ

Відомий факт, що основним фактором, який впливає на опромінення хірурга, є геометрія опромінення, зокрема відносно розташування усіх частин ангиографічної системи, що характеризується такими параметрами як висота стола, відстань між джерелом і детектором, положення С-арки (проекція), яка визначається двома кутами (рис. 1), а також інтенсивність рентгенівського пучка, що залежить від поля зору (FOV — field of vision), напруги та струму на трубці [2]. Комбінацію “проекція-напруга-поле зору” назвемо ситуацією опромінення.

Interventional radiology is an extensively developing health sector in Ukraine and is quite peculiar in terms of radiation dosimetry. Medical staff when making the interventions wears the protective gears that partially shield the body, so a traditional personal single-dosimetry method of effective dose estimation becomes inappropriate. Double dosimetry is a well established approach to address this problem. In this case medical staff wears two dosimeters calibrated in terms of an individual dose equivalent. One of two dosimeters is worn over a protective garment for estimation of exposure of unshielded parts of body and another is placed under the protective apron in order to take into account protective properties of the garment. Then effective dose E is calculated as a linear combination of both dosimeters readouts H^U and H^O over and under the protective apron respectively:

Currently there is no common and universal algorithm that defines α and β coefficients for the double dosimetry method. Moreover the existing algorithms claim for universality so they possess some extra conservatism [1].

STUDY OBJECTIVE

The study objective was to elaborate a new algorithm which should be based on some universal approach and could at that account for more specific conditions of exposure in the interventional cardiology. Thereto it was necessary to determine and model some typical exposure conditions for an interventional cardiologist wearing protective garment during an intervention and to provide the Monte-Carlo computations for organ doses and dosimeters readouts.

MATERIALS AND METHODS

It’s well known fact that a relative position of all parts of the cardiovascular angiography system such as operation table height, distance between source and detector, position of the C-arm (projection) which is defined by the two angles (Fig. 1), and also the field of vision (FOV), tube voltage and current are the main factors that have an influence on surgeon’s exposure [2]. The “projection-voltage-FOV” combination is accepted to be called the “irradiation condition”.

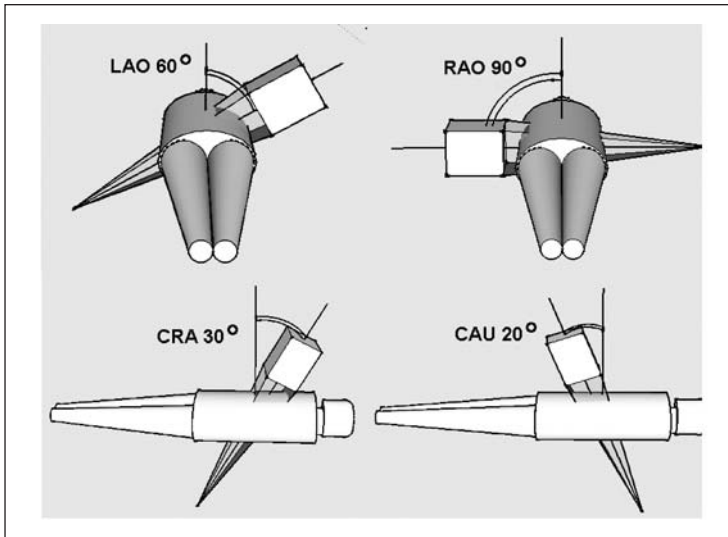


Рисунок 1. Ілюстрація умовних позначень кутів повороту С-арки (проекцій).

Figure 1. Radiographic projection angles and their names.

Для визначення найбільш поширених ситуацій під час проведення операцій і діапазону варіативності основних вагомих параметрів полів опромінення було проведено експериментальні дослідження під час проведення процедур у рентген-операційній кімнаті відділу ендovasкулярної хірургії та ангиографії Національного інституту хірургії і трансплантології ім. А.А. Шалімова Національної академії медичних наук України на ангиографічній системі Toshiba Infinix CS (model INFX-8000F). Впродовж двох календарних місяців в операційній кімнаті симетрично до положення хірурга був розміщений фантом типу RANDO-Alderson з дозиметрами всередині фантому для визначення ефективної дози.

В результаті для подальшого комп'ютерного моделювання були вибрані наступні типові значення:

- 1) енергія фотонів: 30, 40, 45, 50, 55, 60, 65, 70, 80, 90, 100, 110 кеВ (12 значень);
- 2) кути С-арки (проекція): 0 (вертикальна), RAO90 (бокова), CAU20, RAO30-CRA20, LAO35, RAO30, CRA20, RAO35-CAU30, LAO35-CRA30 (9 значень);
- 3) поле зору (FOV): 15x15, 20x20, 25x25, 30x30 см² (4 значення);
- 4) висота стола: 80 см (фіксована);
- 5) відстань між джерелом і детектором: 80 см (фіксована).

Для адекватної моделі умов опромінення лікаря було прийнято рішення проводити моделювання Монте-Карло для серії парціальних статичних ситуацій для кожної комбінації величин “енергія фотонів, ϵ ”, “кути С-арки, Ω ” і “поля зору, FOV” (всього 432 окремих розрахунки).

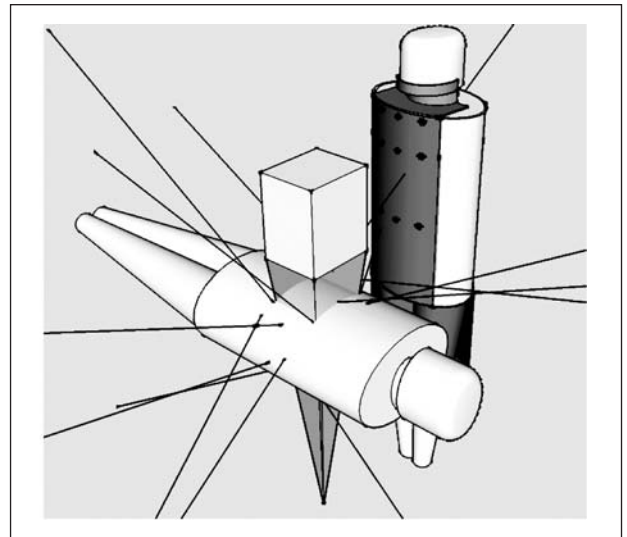


Рисунок 2. Загальний вигляд геометрії моделювання Монте-Карло (вертикальна проекція).

Figure 2. Geometry model used in Monte-Carlo simulations (elevation view).

Firstly the experimental investigations were held at the A.A. Shalimov National Institute of Surgery and Transplantology, National Academy of Medical Science of Ukraine equipped with Toshiba Infinix CS Cardiovascular Angiography System (model INFX-8000F) in order to determine the most common conditions during intervention and variability of all significant parameters. During two calendar months the physical RANDO-Alderson phantom with dosimeters was placed in the operational room symmetrically to the surgeon's position.

As a result of this investigations the following typical values were selected:

- 1) photon energy of 30, 40, 45, 50, 55, 60, 65, 70, 80, 90, 100, 110 keV (12 values);
- 2) C-arm angulation (projection) as 0 (vertical), RAO90 (side), CAU20, RAO30-CRA20, LAO35, RAO30, CRA20, RAO35-CAU30, LAO35-CRA30 (9 values);
- 3) field of vision (FOV) as 15x15, 20x20, 25x25, 30x30 cm² (4 values);
- 4) table height 80 cm (fixed);
- 5) source-detector distance 80 cm (fixed).

To reconstruct adequately the surgeon's real-life exposure conditions if was planned to perform Monte-Carlo calculations for a set of partial static radiation scenarios for each combination of “photon energy ϵ ”, “C-arm angulation Ω ” and “field of vision FOV” (432 single calculations in total).

Геометрія моделювання складалась із наступних частин (рис. 2): точкове джерело, колімоване в пучок у формі піраміди квадратного перерізу (площа перерізу фантомом є полем зору FOV); підсилювач зображення, представлений паралелепіпедом, що поглинає всі фотони, які до нього потрапляють; фантом пацієнта, що лежить перед фантомом хірурга. При моделюванні як пацієнта, так і хірурга був використаний антропоморфний гетерогенний фантом ADAM [3], але фантом хірурга був модифікований додаванням фартуха і комірця (з еквівалентною товщиною свинцю 0,35 мм). Дози обчислювалися в органах лікаря і в 22 спрощених дозиметрах, що моделюють індивідуальний еквівалент дози $H_p(10)$: 16 спереду (6 над і 9 під фартухом, розташованих на рівні поясу, живота і грудей, і також один на комірці) і 6 ззаду (3 над і 3 під фартухом). Всі обчислення проводилися за допомогою програмного пакету MCNP-4B [4].

РЕЗУЛЬТАТИ ТА ОБГОВОРЕННЯ

Маючи заздалегідь розраховані методом Монте-Карло парціальні значення доз для всіх можливих ситуацій опромінення, спектр рентгенівської трубки і відносні частотні вагові коефіцієнти $w(U_i, \Omega_j, FOV_k)$ кожної ситуації опромінення (тобто, комбінації напруги на трубці U_i , проєкції С-арки Ω_j , поля зору FOV_k), отримані з експерименту, ми можемо обчислити загальні дози E як зважену суму парціальних значень E' :

$$E = \sum_{i,j,k} E'(U_i, \Omega_j, FOV_k) w(U_i, \Omega_j, FOV_k), \quad (2)$$

а з урахуванням спектрального складу пучка рентгенівського випромінювання:

$$E'(U_i, \Omega_j, FOV_k) = \sum_l A_l \cdot E(\epsilon_l, \Omega_j, FOV_k), \quad (3)$$

де A_l – інтенсивність, а ϵ_l – енергія l-ї лінії спектру випромінювання трубки.

Основним критерієм оптимальності коефіцієнтів α_{opt} , β_{opt} алгоритму була мінімізація суми відхилень між оціненою ефективною дозою E (1) і точною ефективною дозою E_{MCNP} , розрахованою при моделюванні методом Монте-Карло за дозами на окремі органи для всіх умов опромінення:

$$\{\bar{\sigma}_{opt}, \sigma_{opt}\}: \sum_{U, \Omega, FOV} (\bar{\sigma} \cdot H^U + \sigma \cdot H^O - E_{MCNP})^2 \rightarrow \text{Min} \quad (4)$$

Були одержані оптимальні значення коефіцієнтів алгоритму для усіх можливих пар дозиметрів над-під фартухом (всього 120 пар), базуючись на вагових коефіцієнтах і спектрах трубки, одержаних під час

The calculation geometry consisted of the following elements (Fig. 2): point source – collimated to square cross-section of the irradiation field (beam) representing FOV. Detector was modeled as a parallelepiped absorbing all incoming photons. Patient phantom was placed horizontally in front of the surgeon phantom. An antropomorphic phantom ADAM [3] was used for both patient and surgeon but the surgeon's one was modified by adding a wrap-around lead apron and a collar (0.35mm thickness). Doses were calculated in doctor's organs and in 22 simplified $H_p(10)$ dosimeters i.e. 16 in front (6 over and 9 under the apron, arranged in three levels, and 1 over the collar) and 6 from behind (3 over and 3 under the apron). All simulations were provided by means of MCNP-4B software [4].

RESULTS AND DISCUSSION

Having partial dose values in advance calculated by Monte-Carlo method for all possible radiation condition, x-ray tube spectrum, and relative frequency (weight) $w(U_i, \Omega_j, FOV_k)$ of each irradiation condition (i.e. combination of tube voltage U_i , C-arm projection Ω_j , and FOV_k) derived from experiment we can calculate total doses E as weighted sums of partial values E' obtained from Monte-Carlo simulations:

then taking in account the x-ray tube spectrum composition:

where A_l is an intensity, ϵ_l – an energy of l-th tube emission spectrum line.

The principal criteria of optimal algorithm coefficients α_{opt} , β_{opt} was a minimal sum of deviations between estimated effective dose E (1) and precise (conventionally true) effective dose E_{MCNP} , calculated using Monte-Carlo from the organ doses for all variety of irradiation conditions:

The optimal algorithms were identified for all possible “under-and-over-apron” pairs of dosimeters (120 pairs in total) based on the relative weights and tube spectrums derived during experi-

Таблиця 1

Оптимальні місця розташування пар дозиметрів і відповідні коефіцієнти алгоритму оцінки ефективної дози (формула 1)

Table 1

Optimal positions of dosimeter pairs and corresponding optimal algorithm coefficients for an effective dose assessment (1)

№ #	Розташування дозиметра під фартухом Dosimeter position under apron	Розташування дозиметра над фартухом Dosimeter position over apron	Коефіцієнти алгоритму Algorithm coefficients
1	На рівні поясу з боку джерела Belt level from the side of the source	На рівні грудей з боку протилежного від джерела Chest level from the side away from source	$a = 0,216$ $b = 0,023$
2	На рівні грудей з боку джерела Chest level from the side of the source	На комірці Collar level	$a = 0,300$ $b = 0,042$
3	На рівні поясу з боку джерела Belt level from the side of the source	На рівні грудей посередині Chest level in the middle	$a = 0,237$ $b = 0,017$
4	На рівні грудей з боку джерела Chest level from the side of the source	На рівні грудей з боку, протилежного від джерела Chest level from the side away from source	$a = 0,253$ $b = 0,026$
5	На рівні поясу з боку джерела Belt level from the side of the source	На рівні грудей з боку джерела Chest level from the side of the source	$a = 0,261$ $b = 0,008$
6	На рівні грудей з боку джерела Chest level from the side of the source	На рівні грудей посередині Chest level in the middle	$a = 0,281$ $b = 0,019$

проведення вищезгаданого експерименту у НІХТ. Із всього набору пар дозиметрів були вибрані 6 пар (табл. 1), які виявились кращими за наступними критеріями:

- пари дозиметрів з найменшою сумою відхилень між оціненою і точною ефективними дозами;
- пари дозиметрів, які з практичних міркувань зручно носити лікарю;
- задовільна відповідність експериментальним результатам, одержаним під час *in situ* опромінення фантому типу RANDO-Alderson.

Одержаний алгоритм також було порівняно з аналогічними алгоритмами інших наукових груп на тих самих експериментальних даних (табл. 2).

Таблиця 2

Порівняння результатів застосування розробленого алгоритму з існуючими алгоритмами на експериментальних результатах даної роботи.

Table 2

Results of the developed algorithm application vs. existed algorithms based on experimental data from the current work.

№ #	Автори алгоритму Source	Коефіцієнти алгоритму Algorithm coefficients	Переоцінка ефективної дози Effective dose overestimate ratio
1	Дана робота This paper	$a \sim 0,25$ $b \sim 0,02$	$E_{алг} / E_{експ} \sim 1,4$ $E_{алг} / E_{експ} \sim 1,4$
2	Консервативні універсальні алгоритми [1] Conservative and universal algorithms [1]	$a \sim 0,99$ $b \sim 0,01$	$E_{алг} / E_{експ} \sim 7$ $E_{алг} / E_{експ} \sim 7$
3	Алгоритм NCRP 122 (1995) [5] Algorithm by NCRP 122 (1995) [5]	$a = 0,5$ $b = 0,025$	$E_{алг} / E_{експ} \sim 2,1$ $E_{алг} / E_{експ} \sim 2,1$

Примітка. $E_{алг}$ – ефективна доза, оцінена за алгоритмом, $E_{експ}$ – ефективна доза, виміряна експериментально.
Note. $E_{алг}$ – effective dose, assessed by algorithm, $E_{експ}$ – effective dose, obtained experimentally.

СПИСОК ВИКОРИСТАНОЇ ЛІТЕРАТУРИ

1. Comparison of double dosimetry algorithms for estimating the effective dose in occupational dosimetry of interventional radiology staff / H. Jarvinen, N. Buls, P. Clerinx [et.al.] // Radiat. Prot. Dosymetry. – 2008. – Vol. 131, no. 1. – P. 80–86.
2. Radiation dose management for fluoroscopically-guided interventional medical procedures / National Council on Radiation Protection and Measurement. – Bethesda, MD : NCRP, 2011. – Report No. 168. – 325 p.
3. The calculation of dose from external photon exposures using reference human phantoms and Monte-Carlo methods. Part 1: The male (Adam) and female (Eva) adult mathematical phantoms / R. Kramer, M. Zankl, G. Williams, G. Drexler. – Neuherberg : GSF-Bericht, 1982.
4. MCNP – A general Monte-Carlo N-particle transport code, Version 4B : Documentation for C660-MCNP4B2 code package / ed. J. F. Briesmeister. – Los Alamos : [s. n.], 1997. – 497 p.
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.

REFERENCES

1. Jarvinen H, Buls N, Clerinx P, Miljanic S, Nikodemova D, Ranogajec-Komor M, et.al. Comparison of double dosimetry algorithms for estimating the effective dose in occupational dosimetry of interventional radiology staff. Radiat Prot Dosymetry. 2008; 131(1):80–6.
2. National Council on Radiation Protection and Measurements (US). NCRP Report No. 168, Radiation dose management for fluoroscopically-guided interventional medical procedures. Bethesda, MD: NCRP; 2011. 325 p.
3. Kramer R, Zankl M, Williams G, Drexler G. The calculation of dose from external photon exposures using reference human phantoms and Monte-Carlo methods. Part 1: The male (Adam) and female (Eva) adult mathematical phantoms. Neuherberg: GSF-Bericht; 1982.
4. Briesmeister JF, editor. MCNP – A general Monte-Carlo N-particle transport code, Version 4B: Documentation for C660-MCNP4B2 code package. Los Alamos; 1997. 497 p.
5. National Council on Radiation Protection and Measurement. Report No. 122. Use of personal monitors to estimate effective dose equivalent to workers for external exposure to low-LET radiation. Bethesda, MD: NCRP; 1995. 64 p.

Стаття надійшла до редакції 15.08.2013

Received: 15.08.2013