

P16-2015-104

А. В. Агапов, А. Н. Баева<sup>1</sup>

**ОЦЕНКА УРОВНЯ ЭФФЕКТИВНЫХ ДОЗ  
ОТ РЕНТГЕНОВСКИХ  
ВЕРИФИКАЦИОННЫХ СНИМКОВ  
ПРИ ПРОВЕДЕНИИ ПРОТОННОЙ РАДИОТЕРАПИИ**

---

<sup>1</sup> Московский государственный университет им. М. В. Ломоносова

Агапов А. В., Баева А. Н.

P16-2015-104

Оценка уровня эффективных доз от рентгеновских верификационных снимков при проведении протонной радиотерапии

Для проверки точности позиционирования пациента при проведении конформной протонной лучевой терапии применяется метод портальных изображений — серии рентгеновских верификационных снимков для каждого направления облучения. Таким образом, при каждой процедуре визуализации пациент получает определенную дозу в каждом сеансе облучения.

Для улучшения качества лечения и учета отдаленных последствий лучевых осложнений от рентгеновских верификационных снимков произведена оценка уровня эффективных доз двумя методами: с применением регламентированных методических рекомендаций и с помощью экспериментальных измерений.

Проведенный расчет эффективных доз пациентов, проходящих конформную протонную терапию в Медико-техническом комплексе ЛЯП ОИЯИ, показал безопасность метода портальных изображений.

Работа выполнена в Лаборатории ядерных проблем им. В. П. Дзелепова ОИЯИ.

Сообщение Объединенного института ядерных исследований. Дубна, 2015

Agapov A. V., Baeva A. N.

P16-2015-104

Assessment of Effective Doses from X-Ray Verification in the Conformal Proton Radiotherapy

To verify the accuracy of patient positioning during conformal proton radiotherapy, portal images a set of X-ray verification films for each direction are used. Thus, in each imaging procedure the patient receives a dose of radiation.

To improve the quality of treatment and consideration of long-term effects of X-ray verification images complications, the level of effective doses was calculated by two techniques: applying modern guidelines and using the experimental measurements.

The calculation of effective doses of patients receiving conformal proton radiotherapy in Medico-technical complex (JINR LNP) demonstrated safety of the method of portal images.

The investigation has been performed at the Dzhelepov Laboratory of Nuclear Problems, JINR.

Communication of the Joint Institute for Nuclear Research. Dubna, 2015

## ВВЕДЕНИЕ

До конца 1990-х гг. рентгеновская визуализация в лучевой терапии была ограничена компьютерной томографией для планирования облучения и одним-двумя снимками в начале курса облучения. В основе такого подхода лежало предположение о том, что допускаются ошибки центрации пучка порядка 5–15 мм. Развитие методик конформного 3D-облучения потребовало уменьшения допустимой погрешности при укладке пациента до 1 мм. Для этого был предложен метод с применением портальных изображений [1]. С 1999 г. такой метод используется в Медико-техническом комплексе (МТК) ЛЯП ОИЯИ при проведении конформной протонной лучевой терапии. Метод портальных изображений (ПИ) включает два снимка в ортогональных проекциях при контроле укладки пациента перед облучением, а также серию снимков для каждого направления облучения. ПИ позволяют центрировать пациента относительно протонного пучка с точностью до 1 мм. Для получения топометрических данных области облучения применяется компьютерная томография (КТ).

Метод ПИ в комбинации с КТ в курсе фракционированной радиотерапии может привести к значительной суммарной дозе рентгеновского излучения, полученной пациентом. Эту дозу следует учитывать и документировать при планировании облучения, чтобы соблюсти так называемый радиологический принцип «As Low As Reasonably Achievable» (ALARA) («настолько мало, насколько требуется») для минимизации вредного воздействия ионизирующей радиации [2].

Контроль дозы от ПИ во время лучевой терапии является более сложной проблемой, чем такой же контроль во время проведения обычных диагностических исследований. Суммарная доза от портальных снимков мелкофракционирована, т. е. это сумма малых доз, полученных пациентом за весь курс лечения (4–7 недель). Количество малых доз (количество снимков) иногда достигает 180.

Дозы, полученные при использовании ПИ и КТ, приводят к дополнительным рискам, и они должны быть учтены и минимизированы даже для пациентов, получивших большую локальную терапевтическую дозу от протонного облучения. Однако минимизация дозы должна зависеть от соотношения вреда и пользы, что будет изменяться в зависимости от конкретного пациента.

## ОСНОВНЫЕ ПОНЯТИЯ, ИСПОЛЬЗУЕМЫЕ ПРИ РАСЧЕТЕ ЭФФЕКТИВНЫХ ДОЗ

Для оценки вредного воздействия излучения вводится понятие «эффективной дозы» — величины, используемой как мера риска возникновения отдаленных последствий облучения всего тела человека и отдельных его органов и тканей с учетом их радиочувствительности.

Эффективная доза  $E$  определяется как сумма произведений эквивалентной дозы  $H_t$  в тканях и органах  $t$  на соответствующие взвешивающие коэффициенты для тканей и органов  $\omega_t$  [2]:

$$E = \sum_t \omega_t H_t. \quad (1)$$

Взвешивающие коэффициенты  $\omega_t$  представляют собой относительный вклад различных органов или тканей в общий риск (вероятность) возникновения отдаленных неблагоприятных эффектов в организме при равномерном облучении тела. Величины взвешивающих коэффициентов  $\omega_t$  приведены в международных рекомендациях МКРЗ [2] и утверждаются санитарными нормами РФ [3]. Суммарный взвешивающий коэффициент для тканей и органов области головы (поверхность кости, кожа, головной мозг, слюнные железы)  $\sum \omega_t = 0,04$ .

Эквивалентная доза  $H_t$  для любого вида ионизирующего излучения  $r$  определяется как произведение средней поглощенной дозы  $D_{t,r}$  данного вида излучения в органе или ткани  $t$  на соответствующий этому виду излучения взвешивающий коэффициент  $\omega_r$ :

$$H_t = \sum_r \omega_r D_{t,r}. \quad (2)$$

Средняя поглощенная доза в органе или ткани  $t$ :

$$D_t = \frac{\int_t D(x, y, z) \rho(x, y, z) dV}{\int_t \rho(x, y, z) dV}, \quad (3)$$

где  $V$  — объем органа или ткани  $t$ ;  $D$  — поглощенная доза в точке  $(x, y, z)$  этой ткани;  $\rho$  — массовая плотность органа в этой точке.

В случае КТ распределение поглощенной дозы в исследуемом объеме почти однородно за счет ротационной геометрии облучения. Перепад дозы от края к центру облучаемого объема (для средних размеров тела человека) составляет 2–3 раза, в то время как для рентгенографии перепад дозы в передне-задней проекции облучения пациента в 5–10 раз больше. В связи с этим доза

от КТ вносит существенный вклад в суммарную дозу, полученную пациентом при рентгеновской визуализации.

Основные дозиметрические параметры при проведении КТ [4]:

- Компьютерно-томографический индекс дозы (Computed Tomography Dose Index, далее — CTDI, мГр) — интеграл профиля дозы за один оборот рентгеновской трубки, нормализованный к ширине рентгеновского луча, который служит мерой поглощенной дозы излучения за один оборот рентгеновской трубки. Величина CTDI определяется техническими параметрами протокола КТ-исследования (силой тока и напряжением рентгеновской трубки, временем ротации, коллимацией среза), конструктивными особенностями сканера и не зависит от характеристик пациента.

- Произведение дозы на длину (Dose Length Product, далее — DLP) — мера поглощенной дозы излучения за все КТ-исследование с учетом длины сканируемой области и количества сканирований, которое определяется параметром CTDI.

- Эффективная доза как производный расчетный параметр от значения DLP.

Для расчета эффективной дозы при КТ используется формула

$$E_{КТ} = \sum_i DLP_i e_{DLP}^i, \text{ мЗв}, \quad (4)$$

где  $DLP_i$  — произведение дозы на длину за  $i$ -е сканирование, мГр · см;  $e_{DLP}^i$  — дозовый коэффициент для  $i$ -й анатомической области, мЗв/(мГр · см).

### ТЕОРЕТИЧЕСКИЙ РАСЧЕТ ЭФФЕКТИВНЫХ ДОЗ

В МТК ЛЯП ОИЯИ за 1999–2015 гг. курс протонной лучевой терапии с применением КТ и ПИ прошли более 1000 пациентов с диагностированными онкологическими заболеваниями области головы и шеи. Затем была произведена статистическая выборка среди этих пациентов по максимальному количеству направлений облучения и длительности курса лечения. С учетом этих критериев выбрали пациента с пятью направлениями облучения и длительностью курса в 32 сеанса. Для определения эффективной дозы облучения для него воспользуемся методическими указаниями МУ 2.6.1.2944-11 «Контроль эффективных доз облучения пациентов при проведении медицинских рентгенологических исследований» [4].

Для получения ПИ в МТК используется рентгеновский аппарат «Ренекс» с установленной рентгеновской трубкой 20-50БД22-150 с диапазоном напряжения 40–125 кВ и тока 50–200 мА (ЗАО «Светлана-Рентген», Санкт-Петербург) [5].

В табл. 1 приведены параметры рентгеновского аппарата при методе ПИ для разных проекций.

На рис. 1 показана геометрия расположения рентгеновского оборудования в кабине облучения.

**Таблица 1. Параметры рентгеновского аппарата при методе ПИ**

Параметр	Передне-задняя проекция	Боковая проекция	Косая проекция
Значение анодного напряжения на рентгеновской трубке, кВ	90	63	66
Значение количества электричества, мА · с	40	80	80
Размеры поля излучения (ширина и высота) на приемнике изображения, см × см;	24 × 30	24 × 30	24 × 30
Фокусное расстояние (от фокуса рентгеновской трубки до пациента (РИП)), см	180	180	180
Мощность поглощенной дозы в воздухе, измеренной на расстоянии 1 м от фокуса рентгеновской трубки, мГр/с	1,4	1,2	1,3

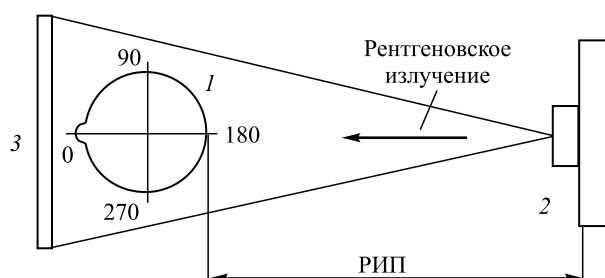


Рис. 1. Геометрия расположения медицинского оборудования в МТК ЛЯП ОИЯИ: 1 — голова пациента в системе угловых координат; 2 — рентгеновская трубка; 3 — приемник изображения

Голова пациента (рис. 1, 1) фиксируется индивидуальной термопластиковой маской в подголовнике, установленном на терапевтическом кресле. Рентгеновская трубка (рис. 1, 2) расположена на оси протонного пучка и находится на расстоянии РИП от поверхности пациента (рис. 1, 3). Терапевтическое кресло позволяет вращать пациента относительно собственной оси от 0 до 360° и, следовательно, выбирать угол и направление облучения. В зависимости от угла облучения разделяют проекции на переднезаднюю и задне-

переднюю (ПЗ), боковую (Б) и косую (К). Диапазон углов для ПЗ-проекции: 330–30°, 150–210°; для Б-проекции: 60–120°, 240–300°; для К-проекции: 30–60°, 120–150°, 210–240°, 300–330°.

Определим уровень эффективной дозы облучения на основе значений радиационного выхода рентгеновского излучателя.

Под радиационным выходом  $R$  рентгеновского излучателя понимается отношение мощности поглощенной дозы в воздухе в мГр/с, измеренной на расстоянии 1 м от фокуса рентгеновской трубки на оси первичного пучка рентгеновского излучения при заданных значениях анодного напряжения, к значению анодного тока  $i$ :

$$R = \frac{Dr^2}{it}, \frac{\text{мГр} \cdot \text{м}^2}{\text{мА} \cdot \text{с}}. \quad (5)$$

Рассчитаем радиационные выходы для разных проекций, используя данные из табл. 1:

$$R_{\text{ПЗ}} = \frac{1,4}{40} = 0,035; \quad R_{\text{Б}} = \frac{1,2 \cdot 1^2}{80} = 0,015; \quad R_{\text{К}} = \frac{1,3 \cdot 1^2}{80} = 0,016.$$

Значение эффективной дозы  $E_n$  облучения пациента при проведении  $n$ -го ПИ определяется с помощью выражения

$$E_n = RitK_e, \text{ мкЗв}, \quad (6)$$

где  $K_e$  — коэффициент перехода от значения радиационного выхода рентгеновского излучателя к эффективной дозе облучения пациента данного возраста с учетом вида проведенного рентгенологического исследования, проекции, размеров поля, фокусного расстояния и анодного напряжения на рентгеновской трубке, мкЗв/(мГр · м<sup>2</sup>).

Приведенные в таблицах МУ 2.6.1.2944-11 [4] значения коэффициентов перехода  $K_e$ , рассчитанные для РИП = 100 см, могут быть пересчитаны от РИП<sub>таб</sub> к другим значениям РИП' с помощью соотношения

$$K'_e = K_e \frac{(\text{РИП}_{\text{таб}})^2}{(\text{РИП}')^2}. \quad (7)$$

Рассчитаем значения коэффициентов перехода  $K'_e$  для разных проекций при условии, что РИП = 18 см.

$$K'_{e\text{ПЗ}} = 50 \frac{(100)^2}{(180)^2} = 15,4; \quad K'_{e\text{Б}} = 23 \frac{(100)^2}{(180)^2} = 7,1; \quad K'_{e\text{К}} = 36 \frac{(100)^2}{(180)^2} = 11,1.$$

Эффективные дозы, получаемые пациентом при облучении с разных проекций, рассчитываются по формуле (6):

$$\begin{aligned} E_{\text{ПЗ}} &= 0,035 \cdot 40 \cdot 15,4 \approx 21,6 \text{ мкЗв}; \\ E_{\text{Б}} &= 0,015 \cdot 80 \cdot 7,1 \approx 8,5 \text{ мкЗв}; \\ E_{\text{К}} &= 0,016 \cdot 80 \cdot 11,1 \approx 14,2 \text{ мкЗв}. \end{aligned}$$

Для получения топометрической информации при планировании облучения в МТК ЛЯП ОИЯИ используется рентгеновский компьютерный 128-слойный томограф SOMATOM Definition As фирмы Siemens [6].

Для всех пациентов, проходящих предлучевую подготовку, параметры при КТ-исследовании одинаковые: напряжение на трубке 120 кВ, ток 340 мА·с, количество срезов 200, толщина среза 1 мм.

По данным методических рекомендаций [4] для анатомической области исследования (головы) дозовый коэффициент  $e_{DLP}^i = 0,0023$ ; произведение дозы на длину сканируемой области  $DLP = 1367$  мГр·см. Таким образом, эффективная доза, получаемая при проведении КТ, вычисляется по формуле (4):

$$E_{КТ} = 1367 \cdot 0,0023 = 3,14 \text{ мЗв.}$$

Для расчета суммарной дозы  $E_{tot}$  сложим рассчитанные эффективные дозы, полученные при проведении КТ ( $E_{КТ}$ ) и ПИ ( $E_{д}$ ), где  $E_{д}$  — сумма эффективных доз, полученных от  $n$ -х ПИ:

$$E_{д} = \sum_n E_n, \quad (8)$$

$$E_{tot} = E_{КТ} + N E_{д}. \quad (9)$$

Результаты расчетов представлены в табл. 2.

**Таблица 2. Результаты методических расчетов суммарной эффективной дозы**

Поле	Угол, °	$E_i$ , мкЗв	Доза в сутки $E_{д}$ , мкЗв	Количество суток	$E_{КТ}$ , мкЗв	$E_{tot}$ , мкЗв
ПЗ	0	21,6	84	32	3140	5831
Б	270	8,5				
Б	90	8,5				
К	240	14,2				
Б	290	8,5				
Б	65	8,5				
К	120	14,2				

Значение суммарной эффективной дозы, вычисленной по методическим рекомендациям, от рентгеновской визуализации (ПИ и КТ) за весь курс лечения для выбранного пациента составило 5831 мкЗв.



## ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНАЯ ПРОВЕРКА ЭФФЕКТИВНЫХ ДОЗ

Для проверки достоверности значения суммарной эффективной дозы за курс лечения, полученной по методическим рекомендациям, в МТК ЛЯП ОИЯИ был проведен дозиметрический эксперимент. Для этого в кабине облучения в области размещения пациента был помещен фантом, сделанный из оргстекла, по форме параллелепипеда размером  $20 \times 20 \times 25$  см, заполненный дистиллированной водой. Экспериментальная установка представлена на рис. 2. Измерение поглощенной дозы проводилось с помощью дозиметра UNIDOSE и цилиндрической ионизационной камеры Farmer фирмы PTW (Германия) [7], погруженной в водную среду. Рабочий объем камеры установлен на оси рентгеновской трубки.

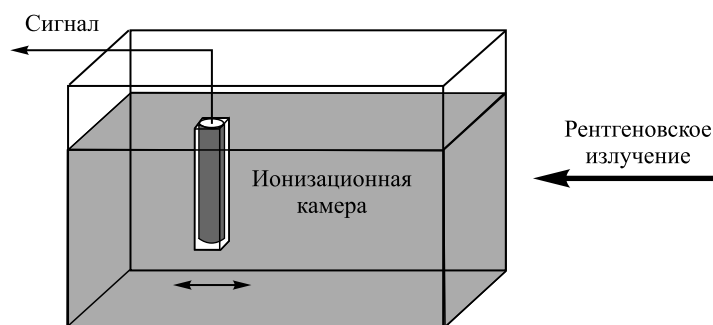


Рис. 2. Фантом для измерения распределения поглощенной дозы в воде

Камера перемещалась вдоль оси с шагом 30 мм. Меняя положение ионизационной камеры в фантоме, были получены кривые распределения дозы в воде для двух режимов работы рентгеновской трубки: при ПЗ-проекции 90 кВ/40 мА·с, при Б-проекции 63 кВ/80 мА·с (рис. 3). После аппроксимации кривых были получены значения их функций: для ПЗ-проекции  $D = 1,8651 e^{-0,205x}$ ; для Б-проекции  $D = 1,4998 e^{-0,235x}$ . Для косой проекции использовали усредненное значение.

Сравним суммарную эффективную дозу, полученную тем же пациентом, с теоретическим расчетом. По томографическим данным была построена твердотельная водоэквивалентная 3D-модель с помощью программы трехмерного проектирования КОМПАС-3D [8]. Для расчета суммарной средней поглощенной дозы полученный трехмерный объем был разбит на слои толщиной 15 мм, перпендикулярные направлениям облучения с разных углов для этого пациента. Для каждого слоя была определена усредненная поглощенная доза по гистограммам (рис. 4), построенным по данным, представленным на рис. 3.

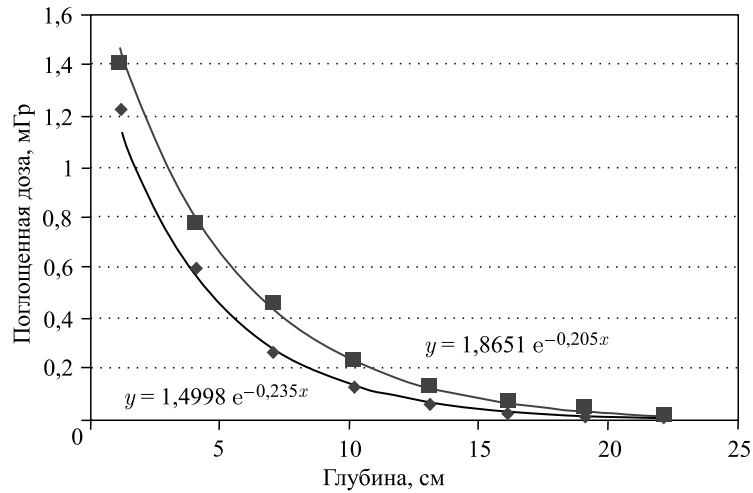


Рис. 3. Распределение поглощенной дозы по глубине при двух режимах работы рентгеновской трубки: квадратные маркеры — при ПЗ-проекции; ромбы — при Б-проекции

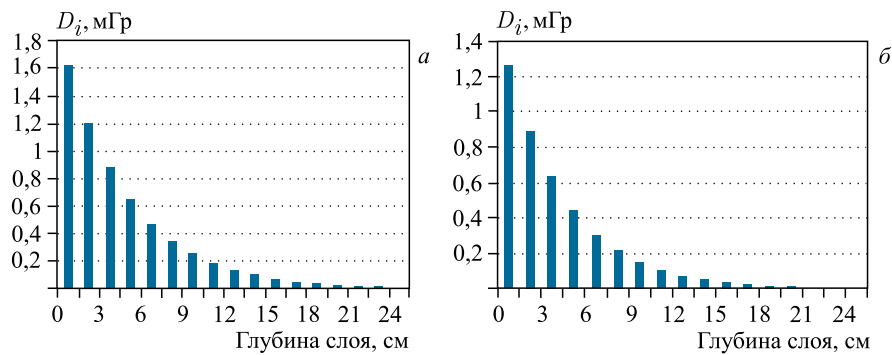


Рис. 4. Гистограммы распределения дозы от глубины слоя для ПЗ-проекции (а) и Б-проекции (б)

Таким образом, формулу (3) можно переписать в виде

$$D = \sum_i \frac{D_i V_i}{V}, \quad (10)$$

где  $D_i$  — усредненная поглощенная доза в  $i$ -м слое;  $V_i$  — объем  $i$ -го слоя;  $V$  — полный объем головы пациента.

Голова пациента во время облучения фиксируется индивидуальной термопластиковой маской в подголовнике. Подголовник закреплен на пластине из

оргстекла толщиной 20 мм и размером 300 (ширина) × 400 (высота) мм. Из-за наличия подголовника поглощенная доза с направлений под углами 0, 65 и 290° будет меньше, так как он поглощает часть рентгеновского излучения.

В результате по формуле (10) получили значения средних поглощенных доз при ПИ для углов облучения с учетом подголовника:

$$D(0^\circ) = 332,91 \text{ мкГр}; \quad D(90, 270^\circ) = 458,76 \text{ мкГр}; \\ D(240, 120^\circ) = 496,58 \text{ мкГр}; \quad D(290, 65^\circ) = 386,95 \text{ мкГр}.$$

Следует отметить, что значения средних поглощенных доз были рассчитаны и для других возможных углов облучения. Эти данные в дальнейшем будут использованы при расчетах уровней эффективных доз для любого пациента.

Рассчитаем эквивалентную дозу по формуле (2). Для рентгеновского излучения взвешивающий коэффициент равен единице.

Эффективная доза  $E_i$ , полученная по формуле (1), с учетом рассчитанных  $H_t$  при разных углах облучения, доза в день  $E_d$  и рассчитанная суммарная доза  $E_{tot}$  от ПИ и КТ за весь курс лечения приведены в табл. 3.

**Таблица 3. Результаты расчетов суммарной эффективной дозы на основе экспериментальных данных**

Поле	Угол, °	$E_i$ , мкЗв	Доза в сутки $E_d$ , мкЗв	Количество суток	$E_{КТ}$ , мкЗв	$E_{tot}$ , мкЗв
ПЗ	0	13,3	121	32	3140	7002
Б	270	18,4				
Б	90	18,4				
К	240	19,9				
Б	290	15,5				
Б	65	15,5				
К	120	19,9				

Таким образом, значение суммарной эффективной дозы, вычисленной по экспериментальным данным, от рентгеновской визуализации (ПИ и КТ) за весь курс лечения для выбранного пациента составило 7002 мкЗв.

## РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

Как видно из табл. 2 и 3, значения суммарных эффективных доз, полученных по теоретическим расчетам и экспериментальным измерениям, достаточно близки по значению (5831 и 7002 мкЗв). Отклонение составляет 16,7 %.

Значения по МУ 2.6.1.2944-11 несколько занижены, что можно объяснить упрощенной моделью расчета, а также значениями коэффициентов, более адаптированными для стандартных процедур рентгеновских исследований.

Сравним полученную дозу (7 мЗв) с предельно допустимой. Рекомендуемый предел дозы в ситуациях планируемого облучения для профессионального облучения составляет 20 мЗв в год с усреднением за определенные пятилетние периоды. Этот предел дозы значительно превышает рассчитанную. Помимо пределов по эффективной дозе установлены пределы эквивалентной дозы. Так, для хрусталика глаза, как наиболее чувствительного к излучению, предел дозы — 150 мЗв в год для профессионального облучения. При проведении ПИ эквивалентная доза, приходящаяся на хрусталик глаза выбранного пациента, составила 177 мЗв. Данное значение лежит в области предельных доз и для пациентов с максимальным количеством направлений облучения и длительности курса лечения, возможно, следует минимизировать количество портальных изображений или уменьшать параметры снимка рентгеновского аппарата. Основной же поток пациентов получает гораздо меньшую суммарную эффективную дозу, поэтому можно с уверенностью сказать о безопасности метода портальных изображений.

На сегодняшний день коэффициент МКРЗ для определения вероятности появления фатального рака от одной экспозиции при рентгенографии равен  $5 \cdot 10^{-5}$  на 1 мЗв эффективной дозы [2]. Проведенный расчет эффективных доз реальных пациентов, проходящих конформную протонную терапию в МТК ЛЯП ОИЯИ, позволил оценить риски стохастических эффектов от портальных изображений. Вероятность появления фатального рака равна  $3,5 \cdot 10^{-4}$ , что является пренебрежительно малым.

## ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Для обеспечения радиационной безопасности больного предлагается после прохождения курса протонной терапии выдавать пациенту форму с указанием уровня полученной эффективной дозы от портальных снимков. Данную форму рекомендуется вкладывать в карту пациента для учета данной дозы при проведении последующих процедур, в которых можно получить дополнительную дозу облучения. На основании выше приведенных данных была разработана методика расчета эффективной дозы для любого пациента с различным набором углов облучения и длительностью курса.

Авторы выражают благодарность Г. В. Мицыну и А. Г. Молоканову за помощь в проведении эксперимента, ценные указания и замечания.

## ЛИТЕРАТУРА

1. Учет дозы, получаемой пациентом во время проведения лучевой терапии с применением контрольных изображений: Доклад рабочей группы № 75 Комитета по лучевой терапии Американской ассоциации медицинских физиков // Медицинская физика. 2012. № 4 (56).
2. Публикация 103 Международной комиссии по радиационной защите (МКРЗ). М., 2009.
3. Санитарные правила и нормативы СанПиН 2.6.1.1192-03.
4. Методические указания МУ 2.6.1.2944-11. Контроль эффективных доз облучения пациентов при проведении медицинских рентгенологических исследований. М., 2011.
5. <http://www.svetlana-x-ray.ru>.
6. <http://www.siemens.com>.
7. <http://www.ptw.de>.
8. <http://kompas.ru/>.

Получено 26 декабря 2015 г.

Редактор *Е. В. Григорьева*

Подписано в печать 04.03.2016.

Формат 60 × 90/16. Бумага офсетная. Печать офсетная.

Усл. печ. л. 0,87. Уч.-изд. л. 1,05. Тираж 170 экз. Заказ № 58763.

Издательский отдел Объединенного института ядерных исследований  
141980, г. Дубна, Московская обл., ул. Жолио-Кюри, 6.

E-mail: [publish@jinr.ru](mailto:publish@jinr.ru)

[www.jinr.ru/publish/](http://www.jinr.ru/publish/)