

DOI 10.12737/article_59f300494670a7.65219672

В.А. Климанов^{1,2}, Ж.Ж. Галяутдинова¹, Н.Н. Могиленец², В.В. Смирнов²
РЕКОНСТРУКЦИЯ ДЕЙСТВУЮЩЕГО СПЕКТРА ТОРМОЗНОГО ИЗЛУЧЕНИЯ
МЕДИЦИНСКИХ ЛИНЕЙНЫХ УСКОРИТЕЛЕЙ ЭЛЕКТРОНОВ
ПО ГЛУБИНЫМ РАСПРЕДЕЛЕНИЯМ ДОЗЫ В ВОДНОМ ФАНТОМЕ

1. Федеральный медицинский биофизический центр им А.И. Бурназяна ФМБА России, Москва. E-mail: vaklimanov@mail.ru
2. Национальный исследовательский ядерный университет МИФИ, Москва

В.А. Климанов – в.н.с., д.ф.-м.н., проф.; Ж.Ж. Галяутдинова – зав. лаб.; Н.Н. Могиленец – ст. преподаватель;
В.В. Смирнов – с.н.с., к.ф.-м.н., доцент

Реферат

Цель: Разработка методики реконструкции действующих спектров тормозного излучения медицинских линейных ускорителей электронов (ЛУЭ) для полей разных размеров по глубинным дозовым распределениям в водном фантоме и определение спектров фотонов для ЛУЭ Varian Trilogy при работе в режиме номинальной энергии фотонов 6 МВ.

Материал и методы: Предлагаемая методика основана на применении алгоритма дозовых ядер точечных моноэнергетических мононаправленных источников (тонких лучей (ТЛ)) для расчета глубинного дозового распределения, создаваемого пучками разного поперечного сечения в водном фантоме, и экспериментального измерения этих распределений. Для решения обратной задачи применяются подпрограммы Toolbox Optintool известного математического пакета MATLAB.

Результаты: Получены энергетические спектры тормозного излучения, генерируемые ЛУЭ Varian Trilogy при разных размерах квадратных полей от 3×3 до 40×40 см, и средние энергии фотонов в зависимости от размеров полей. Определены дозовые ядра для набора энергий ТЛ. Глубинные распределения дозы в водном фантоме, рассчитанные с использованием полученных спектров и дозовых ядер, хорошо согласуются с результатами проведенных в работе измерений распределений дозы.

Выводы: Предложенная методика реконструкции действующих спектров тормозного излучения ЛУЭ является вполне адекватной. Средняя энергия спектра тормозных фотонов ускорителя Varian Trilogy, работающего в режиме 6 МВ, изменяется в зависимости от размера полей от 1,71 до 1,43 МэВ.

Ключевые слова: лучевая терапия, медицинские ускорители, тормозное излучение, глубинные дозовые распределения, реконструкция спектров фотонов

Поступила: 30.05.2017. Принята к публикации: 21.09.2017

Введение

Постоянно возрастающие требования к точности дозиметрического планирования и значениям отпускаемых доз в дистанционной лучевой терапии (ЛТ) и в радиационных технологиях обычно приводят к необходимости определения выходных энергетических спектров тормозного излучения, генерируемых ЛУЭ. Эти спектры существенным образом зависят от конструкции гантри ЛУЭ и системы коллимации пучков. Кроме того, во многих ЛУЭ для создания однородного распределения дозы, как правило, на глубине 10 см в водном фантоме, на пути пучков располагают сглаживающие фильтры. Они имеют сложную конусообразную форму, что приводит к увеличению поглощения фотонов с уменьшением угла между направлением их траектории и геометрической осью пучка. В результате действующий спектр фотонов становится зависимым от размеров поля.

В современных системах дозиметрического планирования (СДП), в которых для расчета дозы используется метод дозовых ядер (англ. kernel method), этот эффект пытаются учитывать, применяя усреднение дозовых ядер по разным спектрам в зависимости от размера поля и положения точек расчета дозы. Инструментальные методы прямого непосредственного измерения спектров пучка очень затруднительны из-за чрезвычайно высоких значений интенсивности в используемых в ЛТ пучках фотонов. Поэтому имеющаяся в литературе информация по этому вопро-

су была в основном получена либо расчетным путем с помощью метода Монте-Карло, например, в работах [1–4], либо непрямым методом реконструкции спектра на основании результатов измерений некоторых интегральных характеристик полей тормозного излучения, например, в работах [5–7]. Однако приводимые в этих работах спектры достаточно сильно отличаются между собой, причем не учитывается зависимость спектра от размеров поля. Например, средняя энергия действующего спектра пучка ЛУЭ с номинальной энергией 6 МВ изменяется в работах [1–4] от 1,685 МэВ [4] до 2,686 МэВ [3]. Отметим также, что так как спектр фотонов клинических пучков зависит от особенностей конструкции гантри ЛУЭ, и эти конструкции от модели к модели существенно различаются, то, строго говоря, следует определять спектры для каждой модели и даже конкретного экземпляра ЛУЭ индивидуально.

Учитывая данные обстоятельства, целью настоящей работы являлось совершенствование метода реконструкции действующего спектра пучков тормозного излучения ЛУЭ по глубинным распределениям дозы, измеренным в водном фантоме для полей разных размеров, и применение метода к реконструкции спектра для ускорителя Clinac-Trilogy компании Varian при работе в режиме с номинальной энергией 6 МВ.

Материал и методы

Методика реконструкции спектра тормозных фотонов ЛУЭ, примененная в данной работе, основана

на алгоритме тонкого луча (ТЛ) или точечного мононаправленного моноэнергетического источника (англ. pencil beam kernel). В настоящее время различные варианты этого алгоритма широко используются для расчета дозовых распределений в дистанционной фотонной ЛТ, в частности метод дозовых ядер ТЛ. Дозовое ядро определяется как относительная доля от энергии фотонов ТЛ, нормально падающего на полубесконечную водную среду в точке \vec{r}' , которая поглощается в единице объема среды вблизи точки расчета \vec{r} . Дозовое ядро ТЛ зависит от положения точки \vec{r} относительно точки \vec{r}' и от начальной энергии фотонов E_0 . Будем обозначать его через $K(E_0, \vec{r}' - \vec{r})$. При использовании цилиндрической системы координат с началом в точке падения ТЛ (рис. 1а), дозовое ядро становится функцией глубины точки расчета z и расстояния r от оси ТЛ – $K(E_0, z, r)$.

Предполагая пространственную инвариантность дозового ядра ТЛ, значение дозы, создаваемое в водном фантоме на глубине z на оси конусного пучка фотонов, расходящегося из точки мишени ЛУЭ (рис. 1б), можно определить из уравнения:

$$D(z) = \frac{2\pi \cdot \Phi_0}{(1 + z/F)^2} \int_0^{E_{\max}} f(E) \cdot dE \int_0^{R_z} r \cdot K(E, z, r) \cdot dr = \frac{\Phi_0}{(1 + z/F)^2} \int_0^{E_{\max}} f(E) \cdot K_{\text{int}}(E, z, R_z) \cdot dE, \quad (1)$$

где Φ_0 – флюенс энергии фотонов на поверхности водного фантома в пределах круглого сечения поля излучения в предположении однородного распределения флюенса по радиусу r ; $f(E)$ – энергетический спектр падающего на фантом пучка фотонов; E_{\max} – максимальная энергия фотонов в спектре; F – расстояние от мишени до поверхности фантома; R_z – радиус поля на глубине z , равный $R_z = R_0 \cdot (1 + z/F)$; R_0 – радиус поля на поверхности фантома; $K_{\text{int}}(E, z, R)$ – согласно терминологии, предложенной в работе [8], интегральная форма дозового ядра ТЛ фотонов с энергией E , равная:

$$K_{\text{int}}(E, z, R) = 2\pi \int_0^R r \cdot K(E, z, r) \cdot dr. \quad (2)$$

Если теперь имеются экспериментальные данные по распределению поглощенной дозы вдоль оси пучка на разных глубинах z_i в водном фантоме и известны значения интегрального дозового ядра в этих же точках для достаточно детального набора энергий E_j , то уравнение (1) можно переписать в дискретной форме:

$$D(z_i) \cong \frac{\Phi_0}{(1 + z_i/F)} \sum_{j=1}^N f(E_j) \cdot K_{\text{int}}(E_j, z_i, R_{z_i}) \cdot \Delta E, \quad (3)$$

где N – число энергий, для которых известны интегральные дозовые ядра; $f(E_j)$ – число фотонов в спектре падающего пучка в интервале ΔE .

Отметим, что обобщение задачи реконструкции спектра из уравнения (3) на случай неоднородного распределения флюенса на поверхности фантома не представляет особой трудности, если это распределение является функцией только радиуса.

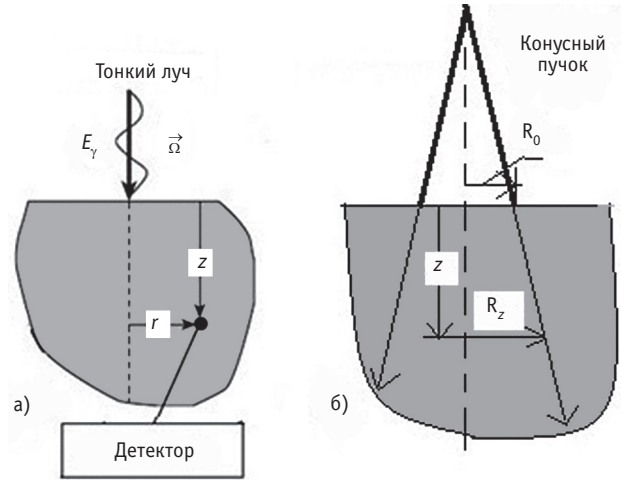


Рис. 1. Геометрия тонкого луча (а) и конусного пучка фотонов (б)

Таким образом, мы пришли к классической постановке обратной задачи по восстановлению спектра частиц из системы уравнений, в которых известны левые части и интегральные ядра в правых частях уравнений. Данная задача относится к классу некорректных обратных задач, имеющих, вообще говоря, множество решений. Их решение производится обычно с использованием итерационных алгоритмов и начального приближения к искомому спектру. Итоговая неопределенность сильно зависит от обусловленности матрицы интегрального дозового ядра и удачного выбора начального приближения к спектру.

Дозовые распределения в воде для геометрии ТЛ рассчитывались методом Монте-Карло по программе *EGSnrc* [9], являющейся улучшенной версией кода *EGS4*. В частности, существенной модификации подверглось моделирование транспорта низкоэнергетических фотонов и электронов, были включены в рассмотрение учет связи электронов в атоме и процессы релаксации атомов после комптоновского рассеяния и фотопоглощения фотонов и др. В настоящее время *EGSnrc* является в каком-то смысле «золотым стандартом» для расчета доз, создаваемых фотонами и электронами средних и низких энергий.

При моделировании траекторий заряженных частиц в *EGSnrc* применяется метод конденсированных столкновений с изменяющимся значением потери энергии на укрупненном шаге. В работе расчет проводился для набора энергий моноэнергетических ТЛ в диапазоне от 0,25 до 5,75 МэВ с приращением 0,5 МэВ с 2 % потерей энергии на укрупненном шаге заряженных частиц до достижения статистической погрешности 1 %. Результатом расчета по *EGSnrc* являются значения поглощенных доз в выделенных областях. Из этих данных были определены дозовые ядра ТЛ в интегральной и дифференциальной формах.

Измерение глубинных распределений дозы на геометрической оси пучков тормозного излучения, для ЛУЭ Varian Trilogy, было выполнено в водном фантоме

ме марки PTW WATER TANK mp3 с помощью ионизационных камер PTW 31010 Semiflex 0.125 № 03281 и № 03282, а также PTW 31016 № 486 (PinPoint) для набора из восьми квадратных полей размерами от 3×3 до 40×40 см. Переход от квадратных полей к эквивалентным полям с круглым поперечным сечением по отношению к осевому распределению дозы был сделан на основе сохранения площади полей.

Решение уравнения (3) относительно спектра фотонов проводилось в два этапа. На первом этапе использовался метод нелинейной регрессии, реализованный в подпрограмме *lsqcurvefit* математического пакета MATLAB7. Эта подпрограмма провела итерационный подбор значений спектра в отдельных энергетических группах, минимизируя среднеквадратичное отклонение получающегося расчетного распределения дозы (в соответствии с уравнением (3)) от экспериментальных данных для конкретного размера поля. За начальное приближение к спектру был выбран спектр тормозных фотонов 6 МВ ускорителя компании Varian Trilogy, падающих на фантом в пределах круга радиусом $r \leq 2,5$, который был рассчитан в работе [4] методом Монте-Карло по программе BEAM [10].

На втором этапе для более точного подбора спектра применялась подпрограмма *genetic* оптимизационного Toolbox математического пакета MATLAB7. В этой подпрограмме ищется минимум целевой функции с помощью случайного поиска, управляемого генетическим алгоритмом. За целевую функцию в этом случае бралась сумма квадратов отклонений расчетных значений осевого распределения дозы от измеренных значений дозы. Значения спектра, полученные на первом этапе, использовались для начального приближения.

Таким образом, решение обратной задачи относительно энергетического спектра пучка фотонов проводилось для каждого размера поля отдельно, так что в результате получены энергетические распределения, усредненные по площади конкретных полей. Эти спектры можно назвать действующими с точки зрения совпадения дозовых распределений, рассчитанных по уравнению (3) с использованием этих спектров, с экспериментальными данными.

Результаты и обсуждение

Описанная выше методика была использована для реконструкции действующих спектров тормозного излучения ЛУЭ Varian Trilogy, работающего в режиме генерации пучка с номинальной энергией фотонов 6 МВ, для размеров квадратных полей на поверхности водного фантома 3,0×3,0; 4,0×4,0; 6,0×6,0; 8,0×8,0; 10,0×10,0; 20,0×20,0; 30,0×30,0 и 40×40 см. Для примера на рис. 2 показаны полученные в работе спектры тормозных фотонов, усредненные в пределах размеров трех эквивалентных круглых полей и нормированные на один падающий фотон. Представленные данные демонстрируют увеличение вклада низкоэнергетической части

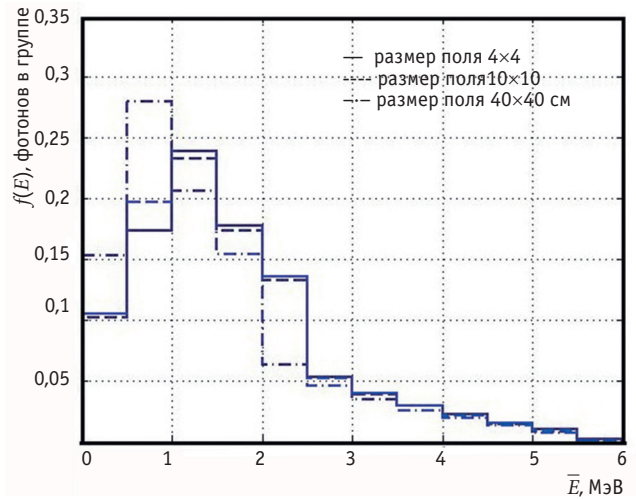


Рис. 2. Действующие энергетические спектры тормозных фотонов на поверхности водного фантома, усредненные в пределах трех круглых полей, эквивалентных по площади квадратным полям, для ЛУЭ Clinac-Trilogy при работе в режиме генерации пучка 6 МВ

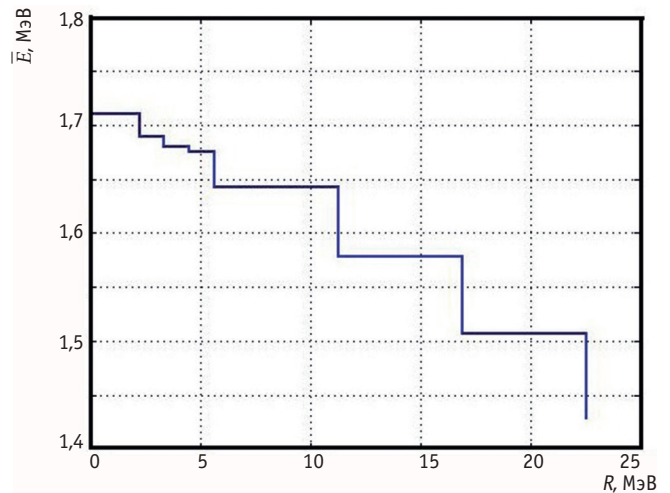


Рис. 3. Зависимость средней энергии тормозных фотонов, падающих на поверхность водного фантома в пределах круглых полей, эквивалентных по площади поперечным сечениям соответствующих квадратных полей, от радиусов круглых полей для ЛУЭ Varian Trilogy при работе в режиме генерации пучка 6 МВ

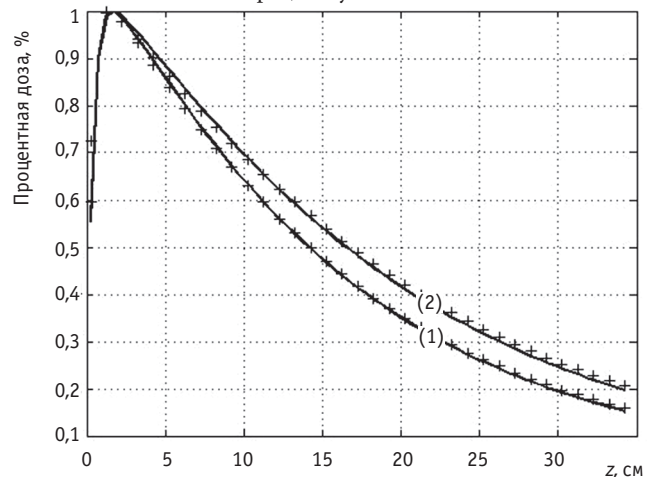


Рис. 4. Сравнение измеренного (+) и расчетного (линия) распределений процентной дозы для квадратных полей 4×4 (1) и 10×10 см (2) в водном фантоме для соответствующих значений реконструированных спектров тормозного излучения

спектра с увеличением размера поля. Этот эффект еще более наглядно иллюстрируется на рис. 3, где показана зависимость средней энергии тормозных фотонов от размеров радиуса круглых полей на поверхности водного фантома, эквивалентных по площади квадратным полям.

Вычисленные спектры были использованы для расчета глубинных дозовых распределений с помощью метода дозовых ядер ТЛ в соответствии с уравнением (3). В качестве примера на рис. 4 приводится сравнение глубинных зависимостей процентной дозы в водном фантоме, полученных экспериментально и рассчитанных по формуле (3) для квадратных полей размером 4×4 и 10×10 см. Отличие расчетных значений от экспериментальных данных для глубин, превышающих область накопления дозы (build up), для всех размеров полей, кроме 30×30 и 40×40 см, не превысило 2,0 %. Для больших полей различие в дозе достигло 3,5 % при $z \geq 30$ см. В этом случае причиной большего расхождения является, по-видимому, неучет наклонного падения части фотонов пучка.

Выводы

1. Предложен относительно простой и надежный метод реконструкции действующих спектров тормозного излучения медицинских линейных ускорителей по глубинным распределениям дозы в водном фантоме.

2. Метод базируется на результатах предварительного расчета дозовых ядер моноэнергетических ТЛ в воде в интервале энергий, соответствующему восстанавливаемому спектру.

3. Для получения значений дозовых ядер возможно применение свободно распространяемого кода *EGSnrc*, для решения же обратной задачи реконструкции спек-

тра можно использовать Toolbox Optimtool математического пакета MATLAB.

Работа выполнена при поддержке Программы повышения конкурентоспособности НИЯУ МИФИ (Договор № 02.a03.21.0005).

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Mohan R., Chui C., Lidofsky L. Energy and angular distributions of photons from medical linear accelerators // *Med. Phys.* 1985. Vol. 12. P. 592–597.
2. Ahnesjo A., Saxner M., Trepp A. A pencil beam model for photon dose calculation // *Med. Phys.* 1992. Vol. 19. № 2. P. 263–273.
3. Ulmer W., Harder D. Application of a triple Gaussian photon pencil beam model for photon beam treatment planning // *Z. Med. Phys.* 1995. Vol. 5. P. 25–30.
4. Sheikh-Bagheria D., Rogers D. W. O. Monte Carlo calculation of nine megavoltage photon beam spectra using the BEAM code // *Med. Phys.* 2002. Vol. 29. № 3. P. 391–402.
5. Ahnesjo A., Andreo P. Determination of effective bremsstrahlung spectra and electron contamination for photon dose calculations // *Phys. Med. Biol.* 1989. Vol. 34. № 10. P. 1451–1464.
6. Rimar M., Nolic D., Krstonosic P. A simple method for bremsstrahlung spectra reconstruction from transmission measurements // *Med. Phys.* 2002. Vol. 29. № 6. P. 932–938.
7. Климанов В.А., Смирнов В.В., Журов В.Ю., Семенов Ю.В. Реконструкция эффективного спектра тормозного излучения по пространственным дозовым профилям и глубинному дозовому распределению // *Мед. физика.* 2011. № 2(50). С. 23–30.
8. Климанов В.А., Моисеев А.Н., Могиленец Н.Н. Аналитическая аппроксимация дозового ядра тонкого луча фотонов со спектром терапевтического аппарата РОКУС // *Мед. физика.* 2015. № 2(66). 2015. С. 7–15.
9. Kawrakow I. Accurate condensed history Monte Carlo simulation of electron transport. I. EGSnrc, the new EGS4 version // *Med. Phys.* 2000. Vol. 27. P. 485–498.
10. Rogers D. W. O., Faddegon B. A., Ding G. X. et al. BEAM: A Monte Carlo code to simulate radiotherapy treatment units // *Med. Phys.* 1995. Vol. 22. P. 503–524.

DOI 10.12737/article_59f300494670a7.65219672

Reconstruction of Bremsstrahlung Spectrum of Medical Electron Linear Accelerators from Deep Dose Distributions in Water Phantom

V.A. Klimanov^{1,2}, J.J. Galjautdinova¹, N.N. Mogilenets², V.V. Smirnov²

1. A.I. Burnasyan Federal Medical Biophysical Center of the FMBA of Russia, Moscow, Russia. E-mail: vaklimanov@mail.ru.
2. National Research Nuclear University MPEPhI, Moscow, Russia

V.A. Klimanov – Leading Researcher, Dr. Sc. Phys.-Math., Prof., Member of AAPM; J.J. Galjautdinova – Head of Lab.;
N.N. Mogilenets – Senior Lecturer; V.V. Smirnov – Leading Researcher, PhD Phys.-Math., Associated Prof.

Abstract

Purpose: Development of the bremsstrahlung spectrum reconstruction method of medical electron linear accelerators (ELA) with different field sizes, on the base of the deep dose distributions in a water phantom and determination of photon spectra for Varian Trilogy accelerator 6 MV.

Material and methods: The proposed methodology is based on the use of dose kernels algorithm of point monoenergetic monodirectional source (pencil beam (PB)) for the deep dose distribution calculation, created different cross-section beams in a water phantom, and experimental measurements of these distributions. For solving the inverse problem is applied Toolbox routines 'ptimtool' knowing mathematical package MATLAB to solve.

Results: Bremsstrahlung energy spectrum generated medical accelerator Varian Trilogy with different sizes of square fields from 3×3 up to 40×40 cm and average energy photons, depending on the size of the fields were received. Dose kernels for a set of defined energies PB were calculated. Depth dose distribution in a water phantom, calculated using the obtained spectra and dose kernels agree well with measurement dose distributions.

Conclusion: The proposed technique reconstruction of bremsstrahlung spectrum of electron linear accelerator is adequate. Average energy spectra of bremsstrahlung photons for Varian Trilogy Accelerator in regime 6 MV varies from 1.71 to 1.43 MeV depending on the field size.

Keywords: radiation therapy, medical accelerators, bremsstrahlung, deep dose distributions, reconstruction of the photon spectrums

REFERENCES

1. Mohan R., Chui C., Lidofsky L. Energy and angular distributions of photons from medical linear accelerators // *Med. Phys.* 1985. Vol. 12. P. 592–597.
2. Ahnesjo A., Saxner M., Trepp A. A pencil beam model for photon dose calculation // *Med. Phys.* 1992. Vol. 19. № 2. P. 263–273.
3. Ulmer W., Harder D. Application of a triple Gaussian photon pencil beam model for photon beam treatment planning // *Z. Med. Phys.* 1995. Vol. 5. P. 25–30.
4. Sheikh-Bagheria D., Rogers D. W. O. Monte Carlo calculation of nine megavoltage photon beam spectra using the BEAM code // *Med. Phys.* 2002. Vol. 29. № 3. P. 391–402.
5. Ahnesjo A., Andreo P. Determination of effective bremsstrahlung spectra and electron contamination for photon dose calculations // *Phys. Med. Biol.* 1989. Vol. 34. № 10. P. 1451–1464.
6. Rimar M., Nolic D., Krstonosic P. A simple method for bremsstrahlung spectra reconstruction from transmission measurements // *Med. Phys.* 2002. Vol. 29. № 6. P. 932–938.
7. Klimanov V.A., Smirnov V.V., Jyrov V.U., Semenov U.V. Rekonstrukcija effektivnogo spectra tormoznogo izluchenia po prostanstvennyim dozoviyam profilyam I glubinnomu dozovomu raspredeleniu // *Med. fizika.* 2011. № 2(50). P. 23–30.
8. Klimanov V.A., Moiseev A.N., Mogilenec N.N. Analiticheskaya aproximaciya dozovogo yadra tonkogo luchy fotonov co spectrum terapevticheskogo apparata ROKUS // *Med. fizika.* 2015. № 2(66). P. 7–15.
9. Kawrakow I. Accurate condensed history Monte Carlo simulation of electron transport. I. EGSnrc, the new EGS4 version // *Med. Phys.* 2000. Vol. 27. P. 485–498.
10. Rogers D. W. O., Faddegon B. A., Ding G. X. et al. BEAM: A Monte Carlo code to simulate radiotherapy treatment units // *Med. Phys.* 1995. Vol. 22. P. 503–524.