

ВОССТАНОВЛЕНИЕ ГЛУБИННЫХ РАСПРЕДЕЛЕНИЙ ПОГЛОЩЕННОЙ ДОЗЫ ПРИ ПРОХОЖДЕНИИ ПУЧКОВ ЭЛЕКТРОНОВ ЧЕРЕЗ ВЕЩЕСТВО

У. А. Близнюк^{1,2,*}, *П. Ю. Борщеговская*^{1,2},
С. А. Золотов^{1,2}, *В. С. Ипатов*², *Г. А. Крусанов*³,
*А. Д. Никитченко*¹, *Ф. Р. Студеникин*^{1,2}, *А. П. Черняев*^{1,2}

¹ Московский государственный университет им. М. В. Ломоносова, Москва

² Научно-исследовательский институт ядерной физики им. Д. В. Скобельцына
Московского государственного университета им. М. В. Ломоносова, Москва

³ Государственный научный центр Российской Федерации — Федеральный
медицинский биофизический центр им. А. И. Бурназяна ФМБА России, Москва

Разработанный алгоритм позволяет рассчитать распределение поглощенной дозы при облучении однородного материала пучком ускоренных электронов, если известны распределения поглощенной дозы, создаваемые этим же пучком в другом материале. Оценено влияние погрешности измерения распределений поглощенной дозы на точность расчета дозовых распределений в интересующих материалах. Также оценено влияние выбора используемых материалов на точность восстановления распределений поглощенной дозы.

The algorithm presented in the study allows one to calculate the depth dose distribution when the target material is irradiated with an accelerated electron beam, if the absorbed dose distributions created by the same beam in the reference material are known. During the survey our team estimated the influence of margin of error in measuring the absorbed dose distributions in the reference material on the accuracy of reconstruction of the dose distributions in the target materials. The influence of the choice of the materials on the accuracy of reconstructing the dose distributions was also evaluated.

PACS: 29.27.-a; 02.30.Zz

ВВЕДЕНИЕ

В настоящее время более чем в 70 странах мира действуют центры промышленной радиационной обработки продуктов питания и медицинских изделий. Для этого разрешено применение следующих типов

* E-mail: uabliznyuk@gmail.com

ионизирующего излучения: γ -излучение радиоактивных источников ^{60}Co и ^{137}Cs , тормозное излучение, генерируемое с помощью ускорителей электронов с энергией не более 5 МэВ, пучки ускоренных электронов с энергией не более 10 МэВ [1].

Для промышленной радиационной обработки все чаще используют ускорители электронов, что во многом связано с их большей мощностью дозы по сравнению с радиоизотопами и, как следствие, большей скоростью обработки объектов, возможностью варьирования энергии пучка, а также возможностью генерации тормозного излучения (до 5 МэВ), проникающая способность которого превышает глубину обработки радиоизотопами [2, 3].

Утверждены международные стандарты ISO [4, 5], и определены верхние пределы поглощенной дозы для продуктов питания (до 10 кГр) и медицинских изделий (до 30 кГр). Вместе с тем различные технологические диапазоны доз для каждого облучаемого объекта не указаны в международных стандартах и должны определяться экспериментально, исходя из того, что облучение в дозах, не превышающих верхнюю границу технологического диапазона, не должно приводить к изменениям физико-химических свойств объекта, а обработка в дозах, значение которых выше нижней границы диапазона, решает задачу радиационной обработки, например обеспечения микробиологической безопасности продуктов [6–8]. Исходя из того, что однородность распределения дозы для ряда объектов, таких как объекты трансплантологии, кровь для переливания, мясная и рыбная продукция, должна быть не ниже 85%, необходимо определять оптимальные параметры обработки, такие как эффективная энергия электронов в пучке, схема облучения, ширина развертки, длительность импульса тока, частота следования импульсов, частота развертки, скорость движения конвейерной ленты, на которой располагаются объекты обработки, и др.

Согласно международному стандарту [9] верификация работы промышленных ускорителей электронов заключается в определении средней и наиболее вероятной энергии электронов в пучке по экспериментально измеренному с помощью пленочной дозиметрии распределению поглощенной дозы в эталонном материале, например в алюминии, для различных энергетических режимов работы ускорителя.

Однако плотность и химический состав объектов радиационной обработки отличаются от свойств эталонного материала, для которого известно распределение поглощенной дозы по глубине. Таким образом, разработка алгоритмов восстановления глубинных дозовых распределений в целевом веществе, например в продукте, по экспериментально измеренному распределению в эталонном веществе является актуальной задачей.

Цель работы — разработать алгоритм, позволяющий с помощью набора рассчитанных глубинных распределений дозы в алюминии, графите или любом другом материале восстанавливать распределение поглощен-

ной дозы в целевом веществе, например в воде. Такой выбор материалов обусловлен тем, что, во-первых, вода выступает в качестве модельного вещества при изучении биообъектов и, во-вторых, верификация радиационно-технических установок включает в себя измерение глубинных распределений поглощенной дозы в алюминии и графите.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Расчет глубинных дозовых распределений. Пусть для материала 1, который будем называть опорным, известны дозы, создаваемые в точках $x_i (i = 1 : M)$ моноэнергетическими пучками электронов с энергией $E_j (j = 1 : N)$, которые будем обозначать $d_1^{i,j}$. Аналогично пусть известны дозы, создаваемые моноэнергетическими пучками электронов с энергией E_j в точках x_i в материале 2, который будем называть целевым, — $d_2^{i,j}$. Пусть также известно, что пучок электронов с неизвестным спектром a_j создает в материале 1 в точках x_i дозы D_1^i .

Основная задача исследования сводится к нахождению значений поглощенной дозы D_2^i , создаваемой пучком электронов с начальным спектром a_j в материале 2, если известны значения D_1^i . Эту задачу можно записать в виде системы линейных алгебраических уравнений [10–13]:

$$\begin{cases} \sum_{j=1}^N d_1^{i,j} a^j = D_1^i, \\ \sum_{j=1}^N d_2^{i,j} a^j = D_2^i. \end{cases} \quad (1)$$

Систему уравнений (1) можно переписать в матричном виде:

$$\begin{cases} \mathbf{d}_1 \mathbf{a} = \mathbf{D}_1, \\ \mathbf{d}_2 \mathbf{a} = \mathbf{D}_2, \end{cases} \quad (2)$$

где $\mathbf{d}_1, \mathbf{d}_2$ — матрицы, составленные из элементов $d_1^{i,j}$ и $d_2^{i,j}$; $\mathbf{D}_1, \mathbf{D}_2, \mathbf{a}$ — векторы, составленные из элементов D_1^i, D_2^i и a^j . Оптимальным будем считать такое распределение поглощенной дозы \mathbf{D}_2 , при котором решение \mathbf{a} системы (2) будет давать наименьшую невязку правой части. Эту задачу можно записать как минимизацию следующего функционала [14]:

$$\begin{cases} \min_{\mathbf{D}_2 \in R^M} (\min_{\mathbf{a} \in R^N} \theta [\mathbf{a}, \mathbf{D}_2]), \\ \theta [\mathbf{a}, \mathbf{D}_2] = \|\mathbf{d}_1 \mathbf{a} - \mathbf{D}_1\|^2 + \|\mathbf{d}_2 \mathbf{a} - \mathbf{D}_2\|^2. \end{cases} \quad (3)$$

С использованием вариационных методов можно показать, что решение \mathbf{D}_2 системы (3) эквивалентно решению следующей системы линейных уравнений:

$$\left(\mathbf{I} - \mathbf{d}_2 (\mathbf{d}_1^T \mathbf{d}_1 + \mathbf{d}_2^T \mathbf{d}_2)^{-1} \mathbf{d}_2^T \right) \mathbf{D}_2 = \mathbf{d}_2 (\mathbf{d}_1^T \mathbf{d}_1 + \mathbf{d}_2^T \mathbf{d}_2)^{-1} \mathbf{d}_1^T \mathbf{D}_1, \quad (4)$$

где \mathbf{I} — единичная матрица. С физической точки зрения необходимо ограничить область решения значений вектора \mathbf{D}_2 неотрицательными значениями и решить систему уравнений (4) с использованием метода наименьших квадратов. Также стоит отметить, что матрица \mathbf{d}_1 может соответствовать значениям дозовых распределений в нескольких материалах, а вектор \mathbf{D}_1 может описывать результаты измерений распределения поглощенной дозы в различных материалах.

В качестве спектров пучка электронов \mathbf{a} , для которых оценивалась точность восстановления глубинных дозовых распределений, были взяты спектры ускорителя УЭЛР-10-15С (производитель НИИЯФ МГУ совместно с АО НПП «Торий», Россия) для двух режимов его работы, спектры которых представлены на рис. 1.

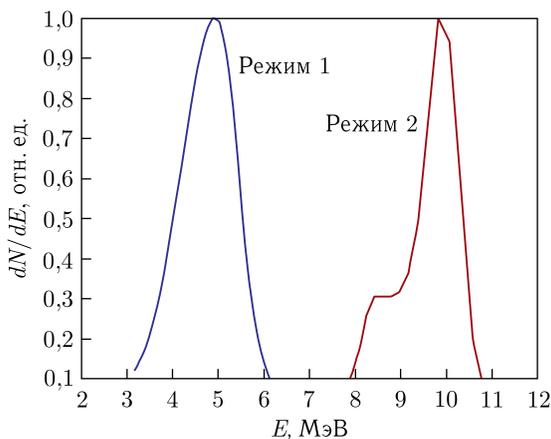


Рис. 1. Энергетические спектры ускорителя УЭЛР-10-15С, соответствующие режиму 1 (эффективная энергия 5 МэВ) и режиму 2 (эффективная энергия 10 МэВ)

Для моноэнергетических пучков электронов с энергиями E_j , лежащими в диапазоне от 0,5 до 10,0 МэВ с шагом 0,5 МэВ, с использованием инструментария Geant4 (ЦЕРН, Швейцария), основанного на методе Монте-Карло [15], были рассчитаны распределения поглощенной дозы, из которых были составлены матрицы \mathbf{d}_1 и \mathbf{d}_2 . Для соответствующих энергетических спектров \mathbf{a} (см. рис. 1) были рассчитаны значения распределения поглощенной дозы в опорном материале, которые принимались как значения вектора \mathbf{D}_1 в системе уравнений (4). Также были рассчитаны значения дозы в целевом материале, а именно в воде, которые принимались как точные значения вектора \mathbf{D}_2 , с которыми будут сравниваться полученные путем решения системы уравнений (4) значения вектора \mathbf{D}_2 . Спектры \mathbf{a} при моделировании задавались непрерывными функциями с помощью встроенной линейной интерполяции.

Распределения поглощенной дозы в различных материалах рассчитывались в кубических фантомах с ребром 5 см. Пучок электронов был представлен в виде квадрата со стороной 3 см. Ось кубического фантома совпадала с первоначальным направлением движения электронов в пучке. Для расчета распределений поглощенной дозы куб равномерно разбивался по направлению движения электронов на 50 слоев толщиной 1 мм, в каждом из которых проводилось вычисление поглощенной дозой. Распределения дозы рассчитывались для алюминия, железа, воды и графита. Количество электронов при каждом расчете дозовых распределений составляло 10^9 .

Оценка влияния ошибки измерения дозы в опорном материале на точность восстановления распределения дозы в целевом материале. Экспериментально измеренные распределения поглощенной дозы всегда известны с некоторой случайной ошибкой. Будем считать, что в каждом слое кубического фантома ошибка измерения поглощенной дозы \mathbf{D}_1 независима и имеет нормальное распределение с нулевым средним значением и дисперсией, пропорциональной значению поглощенной дозы в этом слое с коэффициентом пропорциональности σ , варьирующимся в диапазоне от 1 до 15%.

Алгоритм вычисления оптимального распределения поглощенной дозы \mathbf{D}_2 нелинейный, поэтому для оценки точности алгоритма применялся метод Монте-Карло. В каждое значение вектора \mathbf{D}_1 многократно вносились случайная ошибка, и вычислялись соответствующие значения вектора \mathbf{D}_2 как решения системы уравнений (4). Ошибка расчета δD_{rest} распределения поглощенной дозы \mathbf{D}_2 вычислялась по формуле

$$\delta D_{\text{rest}} = \frac{\|\mathbf{D}_2 - \overline{\mathbf{D}}_2\|}{\|\mathbf{D}_2\|} \cdot 100\%, \quad (5)$$

где $\|\cdot\|$ понимается как евклидова норма, а $\overline{\mathbf{D}}_2$ — «истинное», т. е. полученное при моделировании с заданными спектрами \mathbf{a} распределение поглощенной дозы. Стандартное отклонение среднего δD_{rest} составляло не более 2% от среднего значения выборок.

Значения средних относительных ошибок δD_{rest} расчета распределения дозы \mathbf{D}_2 были найдены для режимов 1 и 2 работы ускорителя УЭЛР-10-15С.

РЕЗУЛЬТАТЫ И ОБСУЖДЕНИЕ

На рис. 2, а представлены результаты восстановления распределения дозы \mathbf{D}_2 , полученного путем решения системы уравнений (4), в воде по известному распределению поглощенной дозы \mathbf{D}_1 в алюминии с внесенной 15%-й ошибкой измерений для спектра пучка электронов, соответствующего режиму 2 работы ускорителя. Также для сравнения на рис. 2, а приведено распределение поглощенной дозы $\overline{\mathbf{D}}_2$, рассчитанное

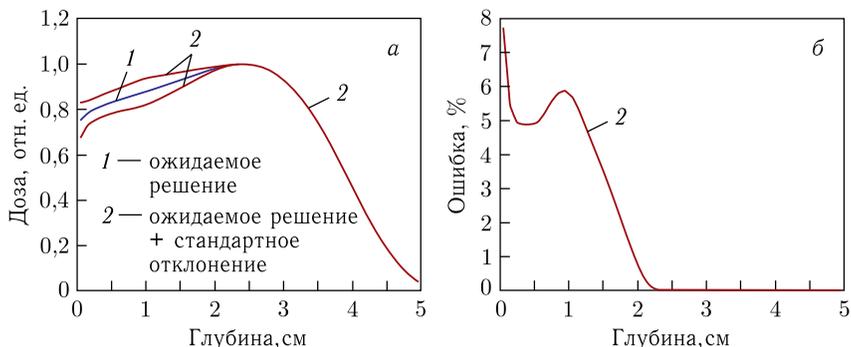


Рис. 2 (цветной в электронной версии). а) Рассчитанное путем компьютерного моделирования распределение поглощенной дозы \bar{D}_2 (синяя линия, 1) в воде и доверительный интервал (красная линия, 2) значений вектора D_2 , полученных с помощью разработанного алгоритма; б) значения средней относительной ошибки δD_{rest} восстановленного распределения поглощенной дозы в каждом слое фантома по отношению к распределению, рассчитанному путем компьютерного моделирования

путем компьютерного моделирования. На рис. 2, б представлены значения средней относительной ошибки δD_{rest} восстановленного распределения поглощенной дозы в каждом слое фантома по отношению к распределению, рассчитанному путем компьютерного моделирования.

Для оценки влияния ошибки измерения дозы в опорном материале на точность восстановления распределения дозы в целевом материале приведена табл. 1 со значениями ошибок δD_{rest} восстановления распределения поглощенной дозы в воде с учетом известного распределения поглощенной дозы в воде, алюминии и графите (G) для спектров электронов, соответствующих режимам 1 и 2 работы ускорителя.

Таблица 1. Значения средних относительных ошибок δD_{rest} восстановления распределений поглощенной дозы в воде по известным измеренным распределениям дозы в воде, алюминии и графите при различных значениях параметра σ

Режим исходного спектра	Опорный материал	σ , %				
		1	2	5	10	15
Режим 1	Al	0,8	1,5	3,3	6,2	9,0
	G	0,6	1,1	2,6	5,0	7,3
	H ₂ O	0,4	0,9	2,0	3,9	5,6
Режим 2	Al	0,5	0,9	2,2	4,2	6,0
	G	0,4	0,8	1,8	3,6	5,2
	H ₂ O	0,3	0,6	1,4	2,7	4,0

Выяснилось, что использование алюминия в качестве опорного материала приводит к наихудшей точности восстановления распределения поглощенной дозы в воде по сравнению с другими опорными материалами (см. табл. 1). Также было установлено, что в режиме с большей энергией электронов (режим 2) точность предлагаемого метода выше для всех материалов, что может быть связано с разной глубиной проникновения электронов в вещество, которая зависит как от плотности вещества, так и от начальной энергии электронов. При этом для всех исследуемых материалов и для обоих режимов работы ускорителя ошибка восстановления распределения поглощенной дозы в целевом материале не превышает внесенную ошибку измерения распределения поглощенной дозы в опорном материале. Интересно отметить, что использование воды одновременно как опорного, так и целевого материала приводит к более высокой точности восстановления распределения поглощенной дозы по отношению к истинному распределению поглощенной дозы, рассчитанному путем компьютерного моделирования.

Таким образом, данный метод можно использовать как для уточнения экспериментально измеренных распределений поглощенной дозы, так и для более точного определения параметров пучка, например, его средней и наиболее вероятной энергии. Пример уточнения распределения поглощенной дозы, измеренного в воде, при внесенной экспериментальной ошибке измерения 15% для режима 2 работы ускорителя приведен на рис. 3.

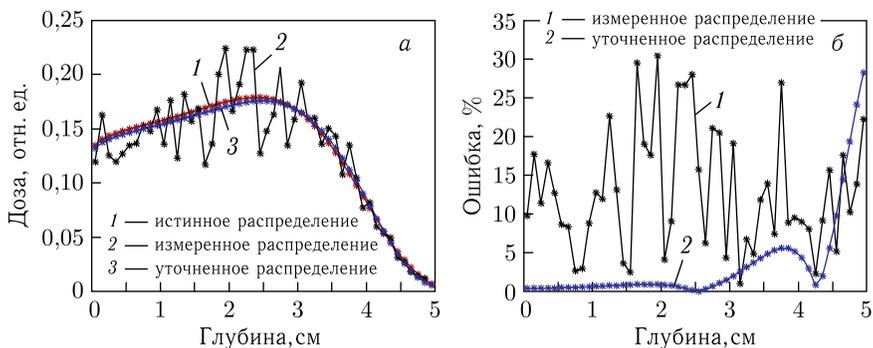


Рис. 3 (цветной в электронной версии). а) Рассчитанное путем компьютерного моделирования распределение поглощенной дозы в воде (красная линия, 1), измеренное распределение поглощенной дозы в воде с ошибкой 15% (черная линия, 2) и восстановленное с помощью разработанного алгоритма распределение поглощенной дозы в воде (синяя линия, 3); б) относительные ошибки измеренного и восстановленного распределений поглощенной дозы в воде (черная линия, 1) по отношению к истинному рассчитанному распределению поглощенной дозы в воде (синяя линия, 2)

Уже отмечалось, что матрица \mathbf{d}_1 и вектор \mathbf{D}_1 могут описывать несколько измерений в нескольких материалах. Для этого \mathbf{d}_1 и \mathbf{D}_1 должны быть составлены блочным образом. Например, при использовании в качестве опорных материалов алюминия и графита одновременно матрица \mathbf{d}_1 и вектор \mathbf{D}_1 будут иметь следующий вид:

$$\mathbf{d}_1 = \begin{pmatrix} \mathbf{d}_1^{\text{Al}} \\ \mathbf{d}_1^{\text{G}} \end{pmatrix}, \quad \mathbf{D}_1 = \begin{pmatrix} \mathbf{D}_1^{\text{Al}} \\ \mathbf{D}_1^{\text{G}} \end{pmatrix}, \quad (6)$$

где \mathbf{d}_1^{Al} , \mathbf{d}_1^{G} — матрицы распределений для моноэнергетических пучков в алюминии и графите соответственно, а \mathbf{D}_1^{Al} , \mathbf{D}_1^{G} — распределения доз для спектра \mathbf{a} в алюминии и графите.

Для оценки точности восстановления распределения дозы в целевом материале при одновременном использовании данных об измеренных распределениях в различных опорных материалах в табл. 2 представлены значения средних ошибок δD_{rest} восстановления распределения поглощенной дозы в воде по известным распределениям.

Таблица 2. Значения средних относительных ошибок δD_{rest} восстановления распределений поглощенной дозы в воде при одновременном использовании известных распределений дозы в воде, алюминии и графите с учетом дисперсии ошибки измерений значений дозы в материалах для режимов 1 и 2 работы ускорителя

Режим исходного спектра	Опорные материалы	Относительная ошибка дозового распределения в опорном материале, %				
		1	2	5	10	15
Режим 1	G, H ₂ O	0,4	0,7	1,7	3,2	4,7
	Al, H ₂ O	0,4	0,8	1,8	3,4	4,9
	Al, G	0,5	0,9	2,2	4,1	6,0
	Al, G, H ₂ O	0,3	0,6	1,5	2,9	4,2
Режим 2	G, H ₂ O	0,2	0,5	1,2	2,2	3,3
	Al, H ₂ O	0,3	0,5	1,2	2,3	3,4
	Al, G	0,3	0,6	1,5	2,8	4,1
	Al, G, H ₂ O	0,2	0,4	1,0	2,0	3,0

Установлено, что при использовании нескольких опорных материалов можно достичь более высокой точности восстановления распределения поглощенной дозы, чем при использовании одного материала. Также стоит отметить монотонный характер роста точности восстановления распределений при увеличении количества используемых материалов, а также увеличении эффективной энергии электронов в пучке и уменьшении плотности опорных материалов (см. табл. 2).

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Предложенный в данной работе метод позволяет восстанавливать глубинные распределения поглощенных доз в целевых материалах по распределениям в опорных материалах. Установлено, что точность восстановления распределений тем выше, чем выше эффективная энергия электронов в пучке и чем ниже плотность опорного материала, для которого известно распределение поглощенной дозы. Показано, что использование нескольких материалов позволяет значительно повысить точность построения дозовых распределений.

Так, распределение поглощенной дозы в воде, восстановленное по распределению поглощенной дозы в одном материале, имеет относительную ошибку, не превышающую 75 % от внесенной ошибки для режима ускорителя с эффективной энергией электронов 5 МэВ и 50 % для режима с эффективной энергией электронов 10 МэВ. При использовании двух материалов в качестве опорных эти показатели уменьшаются до 50 и 30 % соответственно, а для трех материалов — до 30 и 20 % соответственно. Предложенный метод можно также применять для уточнения измеренных распределений поглощенных доз, если использовать в качестве целевого опорный материал.

Исследование выполнено при поддержке междисциплинарной научно-образовательной школы МГУ «Фотонные и квантовые технологии. Цифровая медицина».

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. FAO. General Standard for Irradiated Foods. Standard. Rome: FAO, 2003.
2. Черняев А. П. Радиационные технологии. Наука. Народное хозяйство. Медицина. М.: Изд-во Моск. ун-та, 2019. 231 с.
3. Butz H., Mrozewski M. J. The Selection Process and Criteria of Impact Accelerators. An Exploratory Study // Sustainability. 2021. V. 13, No. 12. P. 6617.
4. ISO/TC 198. Sterilization of Health Care Products. Radiation. Part 1. Requirements for Development, Validation and Routine Control of a Sterilization Process for Medical Devices. Standard. International Organization for Standardization. Geneva, 2006.
5. ISO/TC 34. Food Products, Food Irradiation — Requirements for the Development, Validation and Routine Control of the Process of Irradiation Using Ionizing Radiation for the Treatment of Food. Standard. International Organization for Standardization. Geneva, 2011.
6. Bhoir S. A., Jhaveri M., Chawla S. P. Evaluation and Predictive Modeling of the Effect of Chitosan and Gamma Irradiation on Quality of Stored Chilled Chicken Meat // J. Food Process Engin. 2019. V. 42, No. 5. P. e13254.
7. Chernyaev A. P. et al. Treatment of Refrigerated Trout with 1 MeV Electron Beam to Control Its Microbiological Parameters // Phys. At. Nucl. 2018. V. 81. P. 1656–1659.

8. *Bliznyuk U.A., Borshchegovskaya P.Yu., Ipatova V.S., Chernyaev A.P.* Applying Low Energy Electrons to Irradiate Chilled Trout // *Phys. Part. Nucl. Lett.* 2020. V. 17, No. 2. P. 260–263.
9. ISO/TC 85. Practice for Dosimetry in an Electron Beam Facility for Radiation Processing at Energies between 300 keV and 25 MeV. Standard. International Organization for Standardization. Geneva, 2015.
10. *Zhengming L., Jette D.* On the Possibility of Determining an Effective Energy Spectrum of Clinical Electron Beams from Percentage Depth Dose (PDD) Data of Broad Beams // *Phys. Med. Biol.* 1999. V. 44, No. 8. P. N177-82.
11. *Ahnesjo A., Andreo P.* Determination of Effective Bremsstrahlung Spectra and Electron Contamination for Photon Dose Calculations // *Phys. Med. Biol.* 1989. V. 34, No. 10. P. 1451-64.
12. *Bloch P. et al.* Determining Clinical Photon Beam Spectra from Measured Depth Dose with the Cimmino Algorithm // *Phys. Med. Biol.* 2000. V. 45, No. 1. P. 171-83.
13. *Faddegon B.A., Blevis I.* Electron Spectra Derived from Depth Dose Distributions // *Med. Phys.* 2000. V. 27, No. 3. P. 514–526.
14. *Wilches T-T, Visbal J., Nicolucci P.* Improved Reconstruction Methodology of Clinical Electron Energy Spectra Based on Tikhonov Regularization and Generalized Simulated Annealing // *J. Appl. Res. Technol.* 2021. V. 19, No. 6. P. 622–632.
15. *Ma C.M., Jiang S.B.* Monte Carlo Modelling of Electron Beams from Medical Accelerators // *Phys. Med. Biol.* 1999. V. 44, No. 12. P. R157-89.