



- Biryukova N. I., Strelkova G. I. Statistics of Poincaré recurrences in local and global approaches. *Commun. Nonlinear Sci. Numer. Simul.*, 2013, vol. 18, iss. 12, pp. 3423–3435.
9. Anishchenko V. S., Boev Ya. I., Semenova N. I., Strelkova G. I. Local and global approaches to the problem of Poincaré recurrences. Applications in nonlinear dynamics. *Phys. Rep.*, 2015, vol. 587, pp. 1–39.
 10. Semenova N. I., Vadivasova T. E., Strelkova G. I., Anishchenko V. S. Statistical properties of Poincaré recurrences and Afraimovich–Pesin dimension for the circle map. *Commun. Nonlinear Sci. Numer. Simul.*, 2015, vol. 22, pp. 1050–1061.
 11. Slater N. B. Gaps and steps for the sequence $n\theta \pmod 1$. *Proc. Camb. Philos. Soc.*, 1967, vol. 63, iss. 4, pp. 1115–1123.
 12. Chirikov B. V., Shepelyansky D. L. Asymptotic Statistics of Poincaré Recurrences in Hamiltonian Systems with Divided Phase Space. *Phys. Rev. Lett.*, 1999, vol. 82, pp. 528–531.
 13. Shepelyansky D. L. Poincaré recurrences in Hamiltonian systems with a few degrees of freedom. *Phys. Rev. E.*, 2010, vol. 82, pp. 055202.
 14. Lichtenberg A. J., Leiberman M. A. *Regular and Stochastic Motion. Applied mathematical sciences.* Springer-Verlag, 1982. 499 p.
 15. Zaslavsky G. M., Kirichenko N. A. Хаос динамический [Dynamic Chaos]. *Fizicheskaya entsiklopediya* [Physical encyclopedia: in 5 vols]. Ans. ed. A. M. Prokhorov. Moscow, Great Soviet Encyclopedia Publ., 1988, vol. 5, pp. 397–402 (in Russian).
 16. Srivastava N., Kaufman C., Müller G. Hamiltonian chaos. *Computers in Physics.*, 1990, vol. 4, pp. 549–553.

Please cite this article in press as:

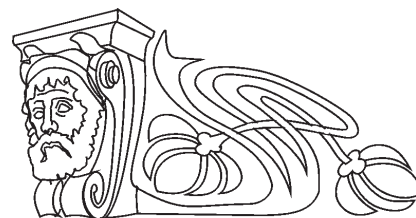
Semenova N. I., Galaktionova T. I., Anishchenko V. S. Poincaré Recurrences and Afraimovich–Pesin Dimension in a Nonautonomous Conservative Oscillator. *Izv. Saratov Univ. (N.S.), Ser. Physics*, 2016, vol. 16, iss. 4, pp. 195–203. DOI: 10.18500/1817-3020-2016-16-4-195-203.

ФИЗИКА АТОМНОГО ЯДРА И ЭЛЕМЕНТАРНЫХ ЧАСТИЦ

УДК 53.06

РАСЧЕТ И АППРОКСИМАЦИЯ РАДИАЛЬНОЙ ДОЗОВОЙ ФУНКЦИИ ИРИДИЕВЫХ ИСТОЧНИКОВ

А. В. Белоусов¹, А. А. Беянов², А. П. Черняев³



¹Белоусов Александр Витальевич, кандидат физико-математических наук, доцент кафедры физики ускорителей и радиационной медицины, Московский государственный университет имени М. В. Ломоносова, BelousovAV@physics.msu.ru

²Беянов Александр Александрович, младший научный сотрудник кафедры физики ускорителей и радиационной медицины, Московский государственный университет имени М. В. Ломоносова, belyanov@cern.ch

³Черняев Александр Петрович, доктор физико-математических наук, заведующий кафедрой физики ускорителей и радиационной медицины; заведующий лабораторией пучковых технологий и медицинской физики, Научно-исследовательский институт ядерной физики имени Д. В. Скобельцына, Московский государственный университет имени М. В. Ломоносова, a.p.chernyev@yandex.ru

Задачей исследования является вычисление дозиметрических характеристик капсулированных источников для брахитера-

пии. Расчеты выполнены с помощью написанного авторами программного кода на основе пакета библиотек GEANT4, предназначенного для моделирования методом Монте–Карло процессов транспорта частиц. Определены следующие характеристики источника: константа мощности дозы, радиальная дозовая функция и функция анизотропии. Получено удовлетворительное согласие с данными сторонних авторов. Данные, получаемые с помощью разработанного и верифицированного программного кода, могут быть использованы для внесения в системы дозиметрического планирования. Также в настоящей работе представлена улучшенная функциональная форма для аппроксимирования радиальной дозовой функции закрытых источников для брахитерапии на основе нуклида ¹⁹²Ir. Предложенные функции позволяют точно аппроксимировать радиальную дозовую функцию в диапазоне 0.5–20 см. Максимальные отклонения между данными аппроксимирования и данными моделирования по методу Монте–Карло не превышают 0.6%, тогда как средние отклонения составляют порядка 0.1%. Коэффициенты аппроксимирования для предложенных функций приводятся для 11 источников различных производителей.



Предложенные функции подходят для использования в системах дозиметрического планирования с целью более точного вычисления дозовых распределений вокруг источников с применением широкого диапазона данных согласно протоколу TG-43. **Ключевые слова:** источники для брахитерапии, метод Монте-Карло, GEANT4, TG-43.

DOI: 10.18500/1817-3020-2016-16-4-203-211

Введение

Моделирование методом Монте-Карло широко распространено и прочно вошло в практику расчетов дозиметрических характеристик брахитерапевтических источников. Согласно рекомендациям Американской ассоциации медицинских физиков (American Association of Physicists in Medicine (AAPM)) и Европейского общества терапевтической радиологии и онкологии (European Society for Therapeutic Radiology and Oncology (ESTRO)) [1] для источников, используемых в клинической практике, должен быть определен ряд данных, основанный на формализме Рабочей группы № 43 Комитета радиационной терапии (формализм TG-43) [2] AAPM по исследованию высокоэнергетичных источников для брахитерапии (^{60}Co , ^{192}Ir и др.). Рабочая группа (TG № 43) предлагает определять набор дозиметрических данных по крайней мере на одном экспериментальном исследовании и одном исследовании методом Монте-Карло. Однако для капсулированных источников, дизайн которых подобен уже существующим, достаточно единственного дозиметрического исследования, выполненного любым способом и опубликованного в работах с независимым рецензированием. Дозиметрические параметры должны быть определены исследователями независимо от производителя источника и опубликованы в рецензируемых журналах до начала применения в клинической практике [3]. В системах дозиметрического планирования могут быть использованы как наборы экспериментальных данных, так и наборы данных моделирования.

Для экспериментального определения дозиметрических характеристик широко используются ионизационные камеры, термолюминисцентные дозиметры и радиохромные пленки, также обычной практикой является компьютерное моделирование методом Монте-Карло. При таком подходе снимаются проблемы, связанные с дозиметрией в областях с высокими градиентами доз, точностью позиционирования дозиметров и точностью определения их активного объема. Известно большое количество различных программных кодов, включая EGSnrc [4, 5], GEANT4

[6-10], PENELOPE [11], PTRAN [12] и MCNP4C [13], которые широко используются для табулирования данных согласно формализму TG-43.

При расчете распределения поглощенной дозы возле брахитерапевтического источника многие коммерческие системы планирования обращаются к функциональным зависимостям, полученным в результате аппроксимирования набора значений так называемой радиальной дозовой функции. Этот набор данных может быть определен как в результате экспериментальных дозиметрических исследований, так и получен с помощью компьютерного моделирования. Протокол рабочей группы AAPM TG-43 рекомендует использовать для аппроксимирования полиномы третьего – пятого порядков в форме

$$g(r) = a_0 + a_1 r + a_2 r^2 + a_3 r^3 + a_4 r^4 + a_5 r^5. \quad (1)$$

Коэффициенты аппроксимирования доступны в научной литературе для большого количества используемых в настоящее время источников. Хотя точность полиномов пятого порядка и достаточна для аппроксимирования и интерполирования радиальной дозовой функции в области $0.5 \leq r \leq 20$ см, качество аппроксимирования резко падает при выходе за пределы этого диапазона. Кроме того, с физической точки зрения радиальная дозовая функция на бесконечности должна обращаться в ноль, а не принимать бесконечных значений.

Целью настоящей работы является разработка собственного программного кода на основе пакета моделирования по методу Монте-Карло – GEANT4, предназначенного для расчета дозиметрических характеристик закрытых (капсулированных) источников. Верификация данной версии программного кода по литературным данным для хорошо изученной и часто используемой модели BEBIG Ir2.A85-2. Выбор источника обусловлен тем обстоятельством, что имеются литературные данные с результатами расчетов, выполненных с помощью предыдущей версии библиотеки программ GEANT 4.7.1. Аппроксимация радиальной дозовой функции для источника BEBIG Ir2.A95-2 и еще 10 источников, содержащих в качестве радионуклида ^{192}Ir , оценка качества аппроксимирования и выбор оптимальной функции аппроксимирования.

1. Материалы и методы

В качестве программного кода для моделирования методом Монте-Карло выбран пакет библиотек GEANT4.9.6, который свободно



распространяется и широко используется для различных медицинских приложений. Расчеты основаны на применении модели низкоэнергетических электромагнитных взаимодействий, разработанной в Национальной лаборатории Лоуренса Ливермора (LLNL). Данная модель симулирует электромагнитные взаимодействия фотонов и заряженных частиц и основана на оцененных библиотеках сечений EPDL97, EEDL и EADL. В настоящем программном коде трагируются все испущенные частицы и симулируются следующие виды взаимодействия фотонов: фотоэлектрическое поглощение, комптоновское и рэлеевское рассеяние, процесс рождения пар. Для электронов учитываются процессы многократного рассеяния, ионизации и генерации тормозного излучения. Спектры фотонов соответствуют базе данных NuDat [14].

Согласно формализму TG-43 базовое выражение, описывающее распределение мощности поглощенной дозы вокруг расположенного в водной среде источника, представляется в следующем виде:

$$\dot{D}(r, \theta) = S_K \Lambda \frac{G_L(r, \theta)}{G_L(r_0, \theta_0)} g(r) F(r, \theta), \quad (2)$$

где S_K – сила воздушной кермы, Λ – константа мощности дозы, $G_L(r, \theta)$ – геометрическая функция (геометрический фактор), $g(r) = \frac{\dot{D}(r, \theta_0) G_L(r_0, \theta_0)}{\dot{D}(r_0, \theta_0) G_L(r, \theta_0)}$ – радиальная дозовая

функция линейного источника, а $F(r, \theta)$ – функция анизотропии. Координата r есть расстояние от центра источника до точки наблюдения $P(r, \theta)$, а угол отсчитывается от оси симметрии источника к отрезку, проведенному из центра источника в точку наблюдения. Референсная точка $P_0(r_0, \theta_0)$ имеет координаты $r_0 = 1$ см, $\theta_0 = \pi/2$. В выражении (2) временная зависимость описывается членом S_K , который определяется только активностью источника, поэтому для расчетов остальных членов могут быть использованы значения не мощности поглощенной дозы в соответствующих точках, а самой поглощенной дозы.

Для определения силы воздушной кермы S_K использовались результаты определения воздушной кермы в свободном пространстве, которое соответствует следующей геометрии. Источник размещается в центре заполненного воздухом куба размерами $4 \text{ м} \times 4 \text{ м} \times 4 \text{ м}$, размеры которого соответствуют условиям полного рассеяния. В плоскости, проходящей через

середину источника перпендикулярно его оси симметрии, определялось значение воздушной кермы $K(d)$ на расстояниях d от 2 до 100 см от источника с шагом 1 см. Керма определялась в сетке детекторов, которые представляют собой полые цилиндры толщиной 1 мм и высотой 2 мм. Для учета поглощения и рассеяния излучения в воздухе полученные значения аппроксимируются выражением $K(d)d^2 = S_K + \alpha d$, где α – параметр аппроксимации. Константа мощности дозы

Λ определяется из соотношения $\Lambda = \frac{D(r_0, \theta_0)}{S_K}$, где $D(r_0, \theta_0)$ – поглощенная в воде доза, определенная в референсной точке. Для ее определения источник помещается в водный куб такого же размера, геометрия детекторов также остается без изменения. Определяется выделившаяся в объеме энергия, которая затем нормируется на массу детектора. Геометрическая функция линейного источника $G_L(r, \theta)$ рассчитывается согласно выражению

$$G_L(r, \theta) = \begin{cases} \frac{\beta}{Lr \sin \theta}, & \theta \neq 0, \\ \frac{1}{r^2 - (L/2)^2}, & \theta = 0, \end{cases}$$

где L – длина активной части источника, β – угол, под которым видны концы источника из точки наблюдения.

Сетка детекторов, использовавшихся для определения радиальной дозовой функции и функции анизотропии, представляет собой набор сферических слоев толщиной 0.5 мм. Для определения функции анизотропии каждый сферический слой дополнительно разбивается по углу θ на сектора от 0° до 0.5° , от 0.5° до 179.5° с шагом 1° и дополнительный сектор от 179.5° до 180° . Для определения силы воздушной кермы симулировалось 10^9 историй фотонов, а для радиальной дозовой функции и функции анизотропии – 10^{10} историй. Геометрия целиком соответствует модели BEBIG Ir2.A85-2 [15].

Промышленно выпускаются два типа брахитерапевтических источников, содержащих в качестве активного вещества ^{192}Ir , первый тип характеризуется плавно возрастающим значением радиальной дозовой функции до максимума на расстоянии 1 см от источника, второй тип – убыванием дозы с расстоянием при малых значениях r . К первому типу относятся источники BEBIG GI192M11, Flexisource, Gammamed 12i, Gammamed plus, Microselectron V1 и V2, SPEC



M19, VariSource classic и VarySource VS200, ко второму типу – BEBIG Ir2.A95-2 и Buchler G0814.

Разные авторы предлагали множество альтернатив полиномам, включая двойную экспоненту [16]

$$g(r) = a_0 e^{-a_1 r} + a_2 e^{-a_3 r}; \quad (3)$$

Moss [17] предложил использовать модифицированную сигмоидальную функцию

$$g(r) = a_0 \left(\frac{a_1 + e^{-a_2(r-a_4)}}{a_1 + e^{-a_2(r-a_4)} + e^{-a_3(r-a_4)}} \right), \quad (4)$$

а Meigooni с соавт. [18] предложил модифицировать полином экспоненциальным множителем

$$g(r) = (a_0 + a_1 r + a_2 r^2 + a_3 r^3 + a_4 r^4 + a_5 r^5) e^{-a_6 r}. \quad (5)$$

Все перечисленные выше функции, хотя и позволяют более точно аппроксимировать данные, тем не менее, не всегда точно описывают поведение радиальной дозовой функции при малых расстояниях от источника, что особенно критично в случае источников с радионуклидами ^{125}I и ^{103}Pd .

Выражение (2) имеет некоторый физический смысл, если предположить, что спектр фотонов, испускаемых радионуклидом, состоит из двух главных линий, что справедливо для нуклида ^{60}Co . Для более точного учета быстрого изменения радиальной дозовой функции на малых расстояниях от источника можно использовать модификацию выражения (4) в виде

$$g(r) = (a_0 r^{-1} + a_1 + a_2 r + a_3 r^2 + a_4 r^3) e^{-a_6 r} \equiv P_{-1,3} \times \exp, \quad (6)$$

$$g(r) = (a_0 r^{-2} + a_1 r^{-1} + a_2 + a_3 r + a_4 r^2 + a_5 r^3) e^{-a_6 r} \equiv P_{-2} \times \exp, \quad (7)$$

или

$$g(r) = (a_0 r^{-1} + a_1 + a_2 r + a_3 r^2 + a_4 r^3 + a_5 r^4) e^{-a_6 r} \equiv P_{-1,4} \times \exp \quad (8)$$

Все выражения подобраны таким образом, чтобы количество параметров аппроксимирования не превышало 7.

Во всех случаях аппроксимация выполнена нелинейным методом наименьших квадратов с помощью пакета OriginPro. Качество аппроксимирования оценивалось по двум критериям: во-первых, по погрешности коэффициентов аппроксимирования, а во-вторых, по средним и максимальным отклонениям результатов аппроксимирования от табулированных данных согласно выражениям

$$R_i = \left| \frac{g_{fit}(r_i) - g_{data}(r_i)}{g_{data}(r_i)} \right|, \quad (9)$$

$$\langle R \rangle = \frac{1}{N} \sqrt{\sum_{i=1}^N R_i^2}, \quad (10)$$

где $g_{fit}(r_i)$ – результат вычисления функции аппроксимирования в точке r_i , а $g_{data}(r_i)$ – значение табулированных данных в той же точке. Для каждой функции аппроксимация выполнена в диапазоне $0.5 \leq r \leq 20$ см.

2. Результаты и их обсуждение

Значение константы мощности дозы для источника Ir2.A85-2 – 1.114 ± 0.019 cGy/(hU). Результаты вычислений с помощью программного пакета GEANT4.0, выполненные Granero [15], составляют 1.109 ± 0.013 cGy/(hU). Результаты совпадают в пределах погрешности, расхождения могут быть обусловлены отличием в спектрах радиоизотопов и версиях программного кода. Значения радиальной дозовой функции источника BEBIG Ir2.A95-2 получены авторами и взяты из работы [15], результаты сравнения приводятся в табл. П. 1. Для всех остальных источников данные взяты из базы данных Карлтонского университета [20]. В табл. 2 и 3 приводятся данные о качестве аппроксимирования (среднее и максимальное отклонения) радиальных дозовых функций иридиевых источников по выражениям (1) и (3–8), качество аппроксимирования оценивается согласно выражениям (9) и (10). Параметры аппроксимирования для оптимальных выражений приводятся в табл. П. 4.

Как видно из табл. П. 2, наилучшие результаты для радиальных дозовых функций источников первого типа дает аппроксимация по формулам (6) – (8). Для источников второго типа более качественна аппроксимация по формулам (7) и (8). В целом для исследуемых источников аппроксимация по формуле (8) дает наиболее удовлетворительные результаты. Параметры аппроксимирования по формулам (6) и (8) представлены в табл. П. 4. Максимальные отклонения между данными аппроксимирования и данными моделирования по методу Монте-Карло не превышают 0.6%, тогда как средние отклонения составляют порядка 0.1%. Предложенные функции подходят для использования в системах дозиметрического планирования с целью более точного вычисления дозовых распределений вокруг источников с применением широкого диапазона данных согласно протоколу TG-43.

Заключение

- Разработан и верифицирован программный код для расчёта распределение кермы и поглощенной дозы вокруг брахитерапевтического



источника произвольной формы с произвольным активным радионуклидом.

- В соответствии с формализмом TG-43 определены следующие параметры: константа мощности дозы, радиальная дозовая функция и функция анизотропии.

- Получено удовлетворительное согласие результатов моделирования с литературными данными. Данные, получаемые с помощью разработанного и верифицированного программного кода, могут быть использованы для внесения в системы дозиметрического планирования.

- Предложены функции аппроксимирования радиальной дозовой функции закрытых источников для брахитерапии с высокой мощностью

дозы на основе нуклида ^{192}Ir , которые использованы для аппроксимирования данных 11 источников, и отличаются более высоким качеством аппроксимирования в сравнении с полиномом пятого порядка, рекомендованным рабочей группой TG-43 AAPM. Данные функции могут быть использованы в диапазоне расстояний 0.5–20 см от источника. Максимальные отклонения между данными аппроксимирования и данными моделирования по методу Монте–Карло не превышают 0.6%, тогда как средние отклонения составляют порядка 0.1%. Полагаем, что предложенные функции являются отличными кандидатами для использования при расчете дозных распределений в системах дозиметрического планирования.

Приложение

Таблица П. 1

Радиальные дозовые функции источников BEBIG Co0.A86 и BEBIG Ir2.A85-2

Расстояние r , см	$g(r)$			
	BEBIG Co0.A86		BEBIG Ir2.A85-2	
	[8]	Наст. работа	[15]	Наст. работа
0.25	1.007	1.045	0.990	0.993
0.5	1.036	1.026	0.996	0.996
0.75	1.015	1.010	0.998	0.998
1	1.000	1.000	1.000	1.000
1.5	0.992	0.986	1.002	1.004
2	0.984	0.979	1.004	1.004
3	0.968	0.962	1.005	1.010
4	0.952	0.946	1.003	1.008
5	0.936	0.930	0.999	1.006
6	0.919	0.917	0.991	1.000
7	0.902	0.898	0.981	0.987
8	0.884	0.882	0.968	0.973
10	0.849	0.847	0.935	0.943
12	0.813	0.810	0.894	0.903
15	0.756	0.756	0.821	0.827
20	0.665	0.658	0.686	0.686

Таблица П.2

Результаты аппроксимирования источников первого типа

Источник		BEBIG GI192M11	FlexiSource	Gammamed 12i	Gammamed plus	Microselectron V1	Microselectron V2	SPEC M19	VariSource Classic	VariSource V2000
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
P_3	R_{\max} , %	0.29	0.35	0.41	0.33	0.42	0.26	0.33	0.41	0.22
	$\langle R \rangle$, %	0.08	0.10	0.11	0.08	0.11	0.08	0.11	0.11	0.08
P_4	R_{\max} , %	0.28	0.26	0.41	0.32	0.41	0.21	0.34	0.39	0.23
	$\langle R \rangle$, %	0.07	0.07	0.11	0.07	0.10	0.07	0.10	0.10	0.07



Окончание табл. П.2

1		2	3	4	5	6	7	8	9	10
P_5	R_{\max} , %	0.28	0.24	0.41	0.32	0.41	0.15	0.30	0.41	0.29
	$\langle R \rangle$, %	0.09	0.07	0.12	0.09	0.11	0.06	0.10	0.12	0.09
P_6	R_{\max} , %	0.28	0.36	0.40	0.31	0.41	0.19	0.27	0.27	0.23
	$\langle R \rangle$, %	0.08	0.09	0.10	0.07	0.09	0.07	0.08	0.09	0.07
Гаусс	R_{\max} , %	0.27	0.24	0.40	0.31	0.41	0.39	0.36	0.54	0.25
	$\langle R \rangle$, %	0.08	0.07	0.10	0.07	0.09	0.10	0.09	0.14	0.08
$P_3 \times \text{exp}$	R_{\max} , %	0.28	0.24	0.41	0.32	0.41	0.26	0.31	0.36	0.23
	$\langle R \rangle$, %	0.07	0.07	0.10	0.07	0.09	0.07	0.10	0.10	0.10
$P_4 \times \text{exp}$	R_{\max} , %	0.28	0.24	0.41	0.32	0.41	0.17	0.31	0.36	0.23
	$\langle R \rangle$, %	0.08	0.07	0.10	0.07	0.09	0.07	0.10	0.10	0.08
$P_5 \times \text{exp}$	R_{\max} , %	0.26	0.22	0.39	0.30	0.40	0.15	0.26	0.19	0.23
	$\langle R \rangle$, %	0.08	0.07	0.09	0.06	0.09	0.06	0.08	0.08	0.07
$P_{-2} \times \text{exp}$	R_{\max} , %	0.22	0.21	0.33	0.27	0.37	0.22	0.25	0.18	0.21
	$\langle R \rangle$, %	0.07	0.07	0.10	0.06	0.09	0.06	0.09	0.07	0.08
$P_{-1,3} \times \text{exp}$	R_{\max} , %	0.22	0.25	0.33	0.26	0.38	0.21	0.27	0.18	0.21
	$\langle R \rangle$, %	0.07	0.07	0.10	0.07	0.09	0.07	0.10	0.08	0.08
$P_{-1,4} \times \text{exp}$	R_{\max} , %	0.22	0.20	0.33	0.26	0.38	0.16	0.27	0.19	0.21
	$\langle R \rangle$, %	0.07	0.07	0.10	0.06	0.09	0.07	0.10	0.07	0.08

Таблица П.3

Результаты аппроксимирования источников второго типа

Источник		Buchler G0814	BEBIG Ir2,A95-2 [8]	BEBIG Ir2,A95-2 [15]
P_3	R_{\max} , %	0.65	1.21	1.64
	$\langle R \rangle$, %	0.17	0.18	0.20
P_4	R_{\max} , %	0.56	0.88	1.28
	$\langle R \rangle$, %	0.14	0.14	0.18
P_5	R_{\max} , %	0.55	0.55	0.96
	$\langle R \rangle$, %	0.13	0.10	0.15
P_6	R_{\max} , %	0.54	3.62	3.99
	$\langle R \rangle$, %	0.14	0.25	0.30
Гаусс	R_{\max} , %	0.58	1.51	1.85
	$\langle R \rangle$, %	0.13	0.20	0.19
$P_3 \times \text{exp}$	R_{\max} , %	0.55	0.94	0.14
	$\langle R \rangle$, %	0.13	1.41	0.19
$P_4 \times \text{exp}$	R_{\max} , %	0.52	0.30	0.76
	$\langle R \rangle$, %	0.12	0.07	0.12
$P_5 \times \text{exp}$	R_{\max} , %	0.52	0.30	0.76
	$\langle R \rangle$, %	0.13	0.07	0.12
$P_{-2} \times \text{exp}$	R_{\max} , %	0.40	0.20	0.28
	$\langle R \rangle$, %	0.11	0.03	0.03
$P_{-1,3} \times \text{exp}$	R_{\max} , %	0.40	0.22	0.32
	$\langle R \rangle$, %	0.11	0.03	0.04
$P_{-1,4} \times \text{exp}$	R_{\max} , %	0.40	0.19	0.27
	$\langle R \rangle$, %	0.11	0.03	0.03



Таблица П.4

Значения параметров аппроксимирования

Источник	$a_0 \times 10^{-3}$, см	$a_1 \times 10^{-1}$	$a_2 \times 10^{-2}$, см ⁻¹	$a_3 \times 10^{-3}$, см ⁻²	$a_4 \times 10^{-4}$, см ⁻³	$a_5 \times 10^{-7}$, см ⁻⁴	$a_6 \times 10^{-1}$, см ⁻¹
BEBIG GI192M11	-4.03* 4.08	9.96 9.97	12.40 97.20	7.04 4.19	1.26 -0.31	0 -4.18	1.18 0.92
FlexiSource	-1.98 -2.38	9.94 9.95	10.92 5.62	5.53 1.16	2.29 -1.39	0 26.00	1.03 0.51
Gammamed 12i	-5.19 -5.29	9.97 9.98	12.08 13.53	6.89 9.03	0.94 2.05	0 33.41	1.16 1.32
Gammamed plus	-3.79 -3.79	9.96 9.96	12.14 12.16	6.82 6.84	0.95 0.96	0 0.17	1.16 1.16
Microselectron V1	-1.97 -1.97	9.92 9.92	13.12 13.03	7.39 7.35	0.20 0.20	0 -0.64	1.24 1.24
Microselectron V2	-2.28 0.66	9.85 9.90	13.22 16.34	6.29 12.91	0.16 0.29	0 203	1.19 1.54
SPEC M19	-2.62 -2.62	9.95 9.95	13.02 13.06	7.29 7.28	0.18 0.18	0 -0.10	1.23 1.23
VariSource Classic	-7.10 -9.75	9.98 10.0	11.12 14.07	5.39 11.07	3.07 1.27	0 86.6	1.02 1.37
VariSource V2000	1.34 1.35	9.87 9.87	13.11 13.23	6.44E-03 6.57E-03	1.39 1.46	0 1.29	1.18 1.19
Buchler G0814	10.10 10.10	9.78 9.78	15.09 15.07	7.24 7.24	3.64 3.64	0 0	1.32 1.32
BEBIG Ir2.A95-2 [6]	20.4 19.3	9.91 9.98	15.56 13.22	-0.48 10.51	0.00 0.90	0 260	0.16 1.48
BEBIG Ir2.A95-2 [7]	32.5 36.7	9.72 9.61	11.31 14.85	1.93 2.54	2.45 6.08	0 -0.21	1.10 1.36

Примечание. *Первая строка – формула (6), вторая – формула (8).

Список литературы

1. Li Z., Das R. K., DeWerd L. A., Ibbott G. S., Meigooni A. S., Perez-Calatayud J., Rivard M. J., Sloboda R. S., Williamson J. F. Dosimetric prerequisites for routine clinical use of photon emitting brachytherapy sources with average energy higher than 50 keV // Med. Phys. 2007. Vol. 34. P. 37.
2. Nath R., Anderson L. L., Luxton G., Weaver K. A., Williamson J. F., Meigooni A. S. Dosimetry of interstitial brachytherapy sources: recommendations of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group № 43. American Association of Physicists in Medicine // Med. Phys. 1995. Vol. 22: P. 209.
3. Rivard M. J., Coursey B. M., DeWerd L. A., Hanson W. F., Huq M. S., Ibbott G. S., Mitch M. G., Nath R., Williamson J. F. Update of AAPM Task Group № 43 Report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations // Med. Phys. 2004. Vol. 31. P. 633.
4. Selvam T., Bhola S. Technical note : EGSnrc-based dosimetric study of the BEBIG 60Co HDR brachytherapy sources // Med. Phys. 2010. Vol. 37, iss. 3. P. 1365.
5. Taylor R., Rogers D. EGSnrc Monte-Carlo calculated dosimetry parameters for 192Ir and 169Yb brachytherapy sources // Med. Phys. 2008. Vol. 35, iss. 11. P. 28.
6. Vijande J., Granero D., Perez-Calatayud J., Ballester F. Monte-Carlo dosimetric study of the FlexiSource Co-60 high dose rate source // J. Contemp. Brachyther, 2012. Vol. 4, № 1. P. 34.
7. Ballester F., Granero D., Pérez-Calatayud J., Casal E., Agramunt S., Cases R. Monte-Carlo dosimetric study of the BEBIG Co-60 HDR source // Phys. Med. Biol. 2005. Vol. 50. P. 309.
8. Granero D., Perez-Calatayud J., Ballester F. Technical note: Dosimetric study of a new Co-60 source used in brachytherapy // Med. Phys. 2007. Vol. 34, iss. 9. P. 3485.
9. Pérez-Calatayud J., Granero D., Casal E., Ballester F., Puchades V. Monte-Carlo and experimental derivation of TG43 dosimetric parameters for CSM-type Cs-137 sources // Med. Phys. 2005. Vol. 32, iss. 1. P. 28.
10. Ballester F., Granero D., Pérez-Calatayud J., Casal E., Puchades V. Monte-Carlo dosimetric study of best industries and alpha omega Ir-192 brachytherapy seeds // Med. Phys. 2004. Vol. 31. P. 3298.



11. Casado F. J., García-Pareja S., Cenizo E., Mateo B., Bodineau C., Galán P. Dosimetric characterization of an ¹⁹²Ir brachytherapy source with the Monte–Carlo code PENELOPE // *Physica Med.* 2010. Vol. 26. P. 132.
12. Williamson J., Li Z. Monte–Carlo aided dosimetry of the microselectron pulsed and high dose-rate ¹⁹²Ir sources // *Amer. Assoc. Phys. Med.* 1995. Vol. 22, iss.6. P. 809.
13. Papagiannis P., Angelopoulos A., Pantelis E., Sakelliou L., Karaiskos P., Shimizu Y. Monte–Carlo dosimetry of ⁶⁰Co HDR brachytherapy sources // *Med. Phys.* 2003. Vol. 30. P. 712.
14. National Nuclear Data Center NuDat 2.6. URL: <http://www.nndc.bnl.gov/nudat2> (дата обращения: 24.05.2016).
15. Granero D., Perez-Calatayud J., Pujades-Claumarchirant M. C., Ballester F., Melhus C. S., Rivard M. J. Equivalent phantom sizes and shapes for brachytherapy dosimetric studies of ¹⁹²Ir and ¹³⁷Cs // *Med. Phys.* 2008. Vol. 35. P. 4872–4877.
16. Furhang E. E., Anderson L. L. Functional fitting of interstitial brachytherapy dosimetry data recommended by the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group № 43. American Association of Physicists in Medicine // *Med. Phys.* 1999. Vol. 26. P. 153.
17. Moss D. Technical note : improved analytical fit to the TG-43 radial dose function, g(r) // *Med. Phys.* 2000. Vol. 27. P. 659.
18. Meigooni A. S., Zhang H., Perry C., Dini S. A., Kono R. A. Theoretical and experimental determination of dosimetric characteristics for brachyseed Pd-103, model Pd-1, source // *Appl. Radiat. Isot.* 2003. Vol. 58. P. 533.
19. Granero D., Perez-Calatayud J., Ballester F. Monte–Carlo calculation of the TG-43 dosimetric parameters of a new BEBIG Ir-192 HDR source // *Rad. Oncol.* 2005. Vol. 76. P. 79.
20. Taylor R. E. P., Rogers D. W. O. The CLRP TG-43 Parameter Database for Brachytherapy. URL: http://www.physics.carleton.ca/clrp/seed_database/ (дата обращения: 24.05.2016).

Образец для цитирования:

Белосов А. В., Белянов А. А., Черняев А. П. Расчет и аппроксимация радиальной дозовой функции иридиевых источников // *Изв. Сарат. ун-та. Нов. сер. Сер. Физика.* 2016. Т. 16, вып. 4. С. 203–211. DOI: 10.18500/1817-3020-2016-16-4-203-211.

Calculation and Approximation of Radial Dose Function of Iridium Sources

A. V. Belousov¹, A. A. Belianov², A. P. Chernyaev³

¹Alexander V. Belousov, Lomonosov Moscow State University, Leninskie Gory, Moscow, 119991, Russia, BelousovAV@physics.msu.ru

²Aleksandr A. Belianov, Lomonosov Moscow State University, Leninskie Gory, Moscow, 119991, Russia, belyanov@cern.ch

³Alexander P. Chernyaev, Lomonosov Moscow State University Leninskie Gory, Moscow, 119991, Russia, a.p.chernyaev@yandex.ru

Background and Objectives: The purpose of this paper is to investigate optimal fitting parameters for approximating radial dose function of Iridium sources. Calculations were performed using written by authors source code based on GEANT4 library package designed to simulate particle transport processes using Monte–Carlo method. **Results:** Following parameters of the source were determined: dose rate constant, radial dose function and anisotropy function. Obtained satisfactory coherence with other researchers' data. The data obtained using developed and verified code could be used in treatment planning system (TPS). In addition, this paper presents improved functional form for fitting radial dose function (RDF) brachytherapy sealed sources with Ir-192. Suggested functions allow for fitting RDF precisely in a range of 0,5–20 cm. Maximum deviations between fit data and Monte–Carlo simulation data don't exceed 0,6%, while average deviation is around 0,1%. Fitting coefficients for suggested functions are presented for 11 sources from different manufacturers.

Conclusion: Suggested functions are suitable for using in TPS to calculate radial dose distributions around sources more precisely, using broad range of data using TG-43 protocol.

Key words: brachytherapy sources, metod Monte–Carlo, method GEANT4, TG-43.

References

1. Li Z., Das R. K., DeWerd L. A., Ibbott G. S., Meigooni A. S., Perez-Calatayud J., Rivard M. J., Sloboda R. S., Williamson J. F. Dosimetric prerequisites for routine clinical use of photon emitting brachytherapy sources with average energy higher than 50 keV. *Med. Phys.*, 2007, vol. 34, pp. 37.
2. Nath R., Anderson L. L., Luxton G., Weaver K. A., Williamson J. F., Meigooni A. S. Dosimetry of interstitial brachytherapy sources: recommendations of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group no. 43. American Association of Physicists in Medicine. *Med. Phys.*, 1995, vol. 22, pp. 209.
3. Rivard M. J., Coursey B. M., DeWerd L. A., Hanson W. F., Huq M. S., Ibbott G. S., Mitch M. G., Nath R., Williamson J. F. Update of AAPM Task Group no. 43 Report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations, *Med. Phys.*, 2004, vol. 31, pp. 633.
4. Selvam T., Bholra S. Technical note: EGSnrc-based dosimetric study of the BEBIG ⁶⁰Co HDR brachytherapy sources. *Med. Phys.*, 2010, vol. 37, iss. 3, pp. 1365.



5. Taylor R., Rogers D. EGSnrc Monte–Carlo calculated dosimetry parameters for ^{192}Ir and ^{169}Yb brachytherapy sources. *Med. Phys.*, 2008, vol. 35, iss. 11, pp. 28.
6. Vijande J., Granero D., Perez-Calatayud J., Ballester F. Monte–Carlo dosimetric study of the Flexisource Co-60 high dose rate source. *J. Contemp. Brachyther.*, 2012, vol. 4, no. 1, pp. 34.
7. Ballester F., Granero D., Pérez-Calatayud J., Casal E., Agramunt S., Cases R. Monte–Carlo dosimetric study of the BEBIG Co-60 HDR source. *Phys. Med. Biol.*, 2005, vol. 50, pp. 309.
8. Granero D., Perez-Calatayud J., Ballester F. Technical note: Dosimetric study of a new Co-60 source used in brachytherapy. *Med. Phys.*, 2007, vol. 34, iss. 9, pp. 3485.
9. Pérez-Calatayud J., Granero D., Casal E., Ballester F., Puchades V. Monte–Carlo and experimental derivation of TG43 dosimetric parameters for CSM-type Cs-137 sources. *Med. Phys.*, 2005, vol. 32, iss. 1, pp. 28.
10. Ballester F., Granero D., Pérez-Calatayud J., Casal E., Puchades V. Monte–Carlo dosimetric study of best industries and alpha omega Ir-192 brachytherapy seeds. *Med. Phys.*, 2004, vol. 31, pp. 3298.
11. Casado F. J., García-Pareja S., Cenizo E., Mateo B., Bodineau C., Galán P. Dosimetric characterization of an ^{192}Ir brachytherapy source with the Monte–Carlo code PENELOPE. *Physica Med.*, 2010, vol. 26, pp. 132.
12. Williamson J., Li Z. Monte–Carlo aided dosimetry of the microselectron pulsed and high dose-rate ^{192}Ir sources. *Amer. Assoc. Phys. Med.* 1995, vol. 22, iss. 6, pp. 809.
13. Papagiannis P., Angelopoulos A., Pantelis E., Sakellidou L., Karaiskos P., Shimizu Y. Monte–Carlo dosimetry of ^{60}Co HDR brachytherapy sources. *Med. Phys.*, 2003, vol. 30, pp. 712.
14. *National Nuclear Data Center NuDat 2.6*. Available at: <http://www.nndc.bnl.gov/nudat2> (accessed 24 May 2016).
15. Granero D., Perez-Calatayud J., Pujades-Claumarchirant M. C., Ballester F., Melhus C. S., Rivard M. J. Equivalent phantom sizes and shapes for brachytherapy dosimetric studies of ^{192}Ir and ^{137}Cs . *Medical Physics*, 35, 4872–4877. *Med. Phys.*, 2008, vol. 35, pp. 4872.
16. Furhang E. E., Anderson L. L. Functional fitting of interstitial brachytherapy dosimetry data recommended by the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group no. 43. American Association of Physicists in Medicine. *Med. Phys.*, 1999, vol. 26, pp. 153.
17. Moss D. Technical note: improved analytical fit to the TG-43 radial dose function, $g(r)$. *Med. Phys.*, 2000, vol. 27, pp. 659.
18. Meigooni A. S., Zhang H., Perry C., Dini S. A., Koonna R. A. Theoretical and experimental determination of dosimetric characteristics for brachyseed Pd-103, model Pd-1, source. *Appl. Radiat. Isot.*, 2003, vol. 58, pp. 533.
19. Granero D., Perez-Calatayud J., Ballester F. Monte–Carlo calculation of the TG-43 dosimetric parameters of a new BEBIG Ir-192 HDR source. *Rad. Oncol.*, 2005, vol. 76, pp. 79.
20. Taylor R. E. P., Rogers D. W. O. The CLRP TG-43 Parameter Database for Brachytherapy. Available at: http://www.physics.carleton.ca/clrp/seed_database/ (accessed 24 May 2016).

Please cite this article in press as:

Belousov A. V., Belianov A. A., Chernyaev A. P. Calculation and Approximation of Radial Dose Function of Iridium Sources. *Izv. Saratov Univ. (N.S.), Ser. Physics*, 2016, vol. 16, iss. 4, pp. 203–211. DOI: 10.18500/1817-3020-2016-16-4-203-211.