

## БИОФИЗИКА И МЕДИЦИНСКАЯ ФИЗИКА

**Вычисление дозиметрических характеристик источников для брахитерапии методом Монте-Карло**А. В. Белоусов<sup>а</sup>, А. А. Калачёв, А. С. Осипов<sup>б</sup>*Московский государственный университет имени М. В. Ломоносова, физический факультет, кафедра физики ускорителей и радиационной медицины. Россия, 119991, Москва, Ленинские горы, д. 1, стр. 2.**E-mail: <sup>а</sup> belousovav@physics.msu.ru, <sup>б</sup> osipov\_as@physics.msu.ru*

Статья поступила 28.07.2014, подписана в печать 04.09.2014.

В работе представлены результаты вычислений дозиметрических характеристик модельного источника для брахитерапии на основе радионуклида  $^{169}\text{Yb}$ . Вычисления выполнены с помощью написанного авторами программного кода на основе пакета GEANT 4, предназначенного для моделирования методом Монте-Карло. Согласно формализму Рабочей группы № 43 Американской ассоциации медицинских физиков (AAPM TG #43) определены следующие характеристики: константа мощности дозы, радиальная дозовая функция и функция анизотропии. С целью верификации программного кода выполнен расчет дозиметрических характеристик распространенных источников VEBIG Co0.A86 и VEBIG Ir2.A85-2. 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.

*Ключевые слова:* источники для брахитерапии, метод Монте-Карло, GEANT 4, TG-43.

УДК: 53.06. PACS: 87.53.Dq.

**Введение**

Моделирование методом Монте-Карло широко распространено и прочно вошло в практику расчетов дозиметрических характеристик радиоактивных источников для брахитерапии. Как следствие существует множество научных работ, посвященных расчетам разнообразных источников различных радионуклидов. Из-за различий в дизайне каждой конкретной модели требуется иметь определенный набор дозиметрических данных, которые позволили бы сравнивать источники между собой и проводить расчет планов облучения коммерческими системами планирования.

Согласно Американской ассоциации медицинских физиков (American Association of Physicists in Medicine, AAPM) и Европейскому обществу терапевтической радиологии и Онкологии (European Society for Therapeutic Radiology and Oncology, ESTRO) [1], для всех источников, используемых в клинической практике, должен быть определен ряд данных, основанный на формализме Рабочей группы № 43 Комитета радиационной терапии (формализм TG-43) [2, 3] AAPM. Рабочая группа (AAPM TG № 43) по исследованию высокоэнергетических источников для брахитерапии [1] постановила в своих рекомендациях, что набор дозиметрических данных должен быть основан, по крайней мере, на одном экспериментальном исследовании и одном исследовании методом Монте-Карло. Для стандартных закрытых (капсулированных) источников, дизайн которых подобен уже существующим или использованным ранее, достаточно единственного дозиметрического исследования, опубликованного в литературных источниках с независимым рецензированием. Могут быть использованы как набор экспериментальных дозиметрических данных, так и набор данных моделирования.

В данную категорию попадают широко используемые HDR (от англ. high dose rate — источники с высокой мощностью дозы) на основе радионуклидов  $^{60}\text{Co}$ ,  $^{192}\text{Ir}$ , а также перспективные источники на основе  $^{169}\text{Yb}$ . Эти дозиметрические параметры должны быть определены исследователями независимо от производителя источника и опубликованы в рецензируемых журналах до начала применения данных источников в клинической практике [4].

Для вычисления дозиметрических характеристик, особенно это касается источников для брахитерапии с высокой мощностью дозы, обычной практикой является использование моделирования методом Монте-Карло. При этом снимаются проблемы, связанные с дозиметрией в областях с высокими градиентами доз, точностью позиционирования дозиметров и точностью определения их активного объема. В научной литературе известно большое количество различных программных кодов, включая EGSnrc [5, 6], GEANT 4 [7–10], PENELOPE [11], PTRAN [12] и MCNP4C [13], которые применялись для табулирования данных согласно формализму TG-43.

В последние годы возрос интерес к применению в клинической практике источников на основе радионуклида  $^{169}\text{Yb}$ , преимущества которого связаны, во-первых, с высокой удельной активностью источника и достаточно мягким спектром фотонного излучения (средняя энергия составляет  $\sim 90$  кэВ). Во-вторых, в России разработана технология производства источников на основе этого радионуклида [14]. Все эти факторы приводят к значительному уменьшению капитальных затрат на создание лечебной базы, сокращению затрат на хранение и транспортировку источников, поскольку ослабляются требования к радиационной

защите и как следствие существенно снижается стоимость лечения для пациентов. Таким образом, применение иттербиевых источников позволяет сделать высокодозовую брахитерапию массовым методом лечения в России.

Цель настоящей работы — определение дозиметрических характеристик модельного источника на основе радионуклида  $^{169}\text{Yb}$  с помощью программного кода GEANT 4.9.6. А также верификация данной версии программного кода по литературным данным для хорошо известных моделей источников VEBIG Co0.A86 и VEBIG Ir2.A85-2.

### 1. Материалы и методы

В качестве программного кода для моделирования методом Монте-Карло выбран программный пакет GEANT 4.9.6, который 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 частиц, она применяется вплоть до энергии частиц равной 250 эВ и основана на оцененных библиотеках сечений EPDL 97, EEDL и EADL. В настоящем программном коде трассируются 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.

Согласно формализму TG-43 базовое выражение, описывающее распределение мощности поглощенной дозы вокруг расположенного в воде источника выглядит следующим образом:

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

где  $S_K$  — сила воздушной кермы,  $\Lambda$  — константа мощности дозы,  $G(r, \theta)$  — геометрическая функция (геометрический фактор),  $g(r) = \frac{\dot{D}(r, \theta_0)}{\dot{D}(r_0, \theta_0)} \frac{G_L(r_0, \theta_0)}{G_L(r, \theta_0)}$  — радиальная дозовая функция линейного источника, а  $F(r, \theta)$  — функция анизотропии. Координата  $r$  есть расстояние

от центра источника до точки наблюдения, а угол есть угол между осью симметрии источника и отрезком, проведенным из центра источника в точку наблюдения. Референсная точка имеет координаты  $r_0 = 1$  см,  $\theta_0 = \pi/2$ .

Поскольку мощность дозы определяется активностью источника, информация о которой содержится в члене  $S_K$ , то для расчетов могут быть использованы значения поглощенной дозы, а не ее мощности. При моделировании в условиях настоящей работы транспорт электронов в условиях данной задачи симулируется вплоть до рекомендованной энергии обрезания 10 кэВ. Спектры фотонов, испускаемых радионуклидами, соответствуют базе данных NuDat [15]. При расчетах моделируется радиоактивный распад моделируемых радионуклидов и трассируются продукты радиоактивного распада.

Для определения силы воздушной кермы  $S_K$  источник помещался в центре куба размерами  $4 \times 4 \times 4$  м, заполненного воздухом. В плоскости толщиной 10 мм, проходящей через середину источника перпендикулярно последнему с шагом 1 см определялось значение воздушной кермы  $K(d)$  на расстояниях  $d$  от 2 до 100 см от источника. 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 аппроксимировались выражением

$$K(d)d^2 = S_K + \alpha d,$$

где  $\alpha$  — параметр аппроксимации. Константа мощности дозы  $\Lambda$  определяется из соотношения

$$\Lambda = \frac{D(r_0, \theta_0)}{S_K},$$

где  $\dot{D}(r_0, \theta_0)$  — доза в воде. Для ее определения источник помещается в водный куб такого же размера. Геометрия детекторов также остается без изменения. Геометрическая функция линейного источника  $G_L(r, \theta)$  рассчитывается согласно выражению

$$G_L(r, \theta) = \arcsin \left( \frac{L \sin \left( \arctan \left( \frac{r \sin \theta}{r \cos \theta - L/2} \right) \right)}{\sqrt{(r \sin \theta)^2 + (r \cos \theta - L/2)^2}} \right) / (Lr \sin \theta),$$

где  $L$  — длина активной части источника.

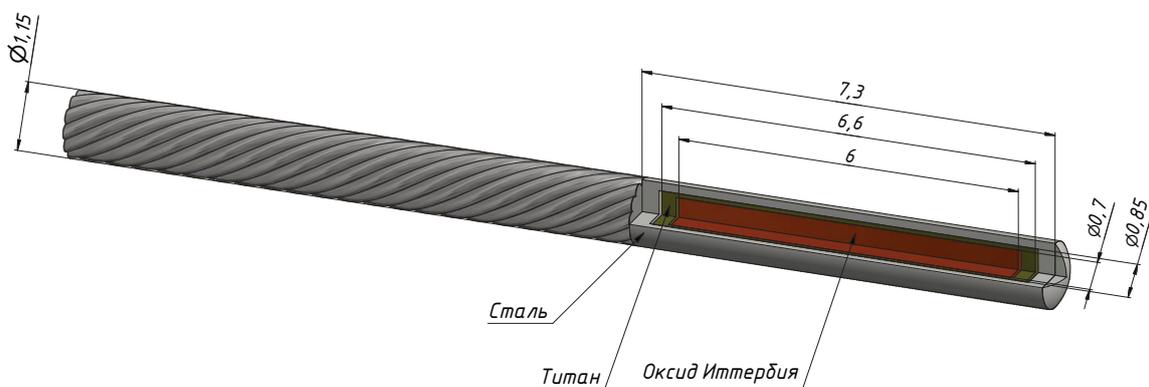


Рис. 1. Модель источника для брахитерапии на основе радионуклида  $^{169}\text{Yb}$

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  $\theta$  на секторы 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 источников  $^{60}\text{Co}$  и  $^{192}\text{Ir}$  целиком соответствует моделям BEBIG Co0.A86 [8] и BEBIG Ir2.A85-2 [16]. Геометрия источника  $^{169}\text{Yb}$  представлена на рис. 1, все размеры приведены в сантиметрах.

## 2. Результаты и обсуждение

Значение константы мощности дозы для источника BEBIG Co0.A86, полученное в настоящей работе, составляет  $1.102 \pm 0.018 \text{ cGy}/(\text{hU})^1$ , а для источника Ir2.A85-2  $1.114 \pm 0.019 \text{ cGy}/(\text{hU})$ . Результаты вычислений с помощью программного пакета GEANT 4.0, выполненные Granego [8, 16] для тех же источников, приводят к значениям  $1.087 \pm 0.011$  и  $1.109 \pm 0.013 \text{ cGy}/(\text{hU})$ . Результаты совпадают в пределах погрешности, а расхождения могут быть обусловлены отличием в спектрах радиоизотопов и версиях программного кода. Несколько большая погрешность результатов настоящей работы обусловлена меньшей набранной статистикой. Полученное значение константы мощности дозы для источника  $^{169}\text{Yb}$  составляет  $1.14 \pm 0.09 \text{ cGy}/(\text{hU})$ , в работе [17] для источника модели 4140 получены значения  $1.19 \pm 0.03 \text{ cGy}/(\text{hU})$ .

Таблица 1

Константы мощности дозы различных источников

Источник	Константа мощности дозы, cGy/(hU)	Лит.
BEBIG GK60M21	$1.084 \pm 0.005$	[7]
	$1.093 \pm 0.002$	[5]
BEBIG Co0.A86	$1.087 \pm 0.011$	[8]
	$1.097 \pm 0.002$	[5]
	$1.102 \pm 0.018$	наст. работа
	$1.090 \pm 0.010$	[18]
BEBIG Ir2.A85-2	$1.109 \pm 0.013$	[16]
	$1.114 \pm 0.019$	наст. работа
BEBIG GI192M11	$1.108 \pm 0.00301$	[20]
Varisource (classic)	$1.044 \pm 0.002$	[21]
Implant Science HDR 4140	$1.190 \pm 0.030$	[17]
	$1.186 \pm 0.003$	[6]
Модельный источник на основе иттербия-169	$1.140 \pm 0.090$	наст. работа

<sup>1</sup> Поскольку в отечественной литературе нет общепринятого обозначения единицы U, размерности приведены в английской транскрипции. Соответствие единиц измерения: cGy — cГр, h — час, U = 1 cГр·см<sup>2</sup>/ч.

В табл. 1 приводятся результаты сравнения констант мощности дозы для различных источников.

В табл. 2 представлены значения радиальной дозовой функции исследуемых источников. С целью занесения дозиметрических характеристик источников в системы дозиметрического планирования и составления впоследствии планов облучения значения радиальных

Таблица 2

Радиальные дозовые функции источников

Расстояние r, см	$g(r)$				
	BEBIG Co0.A86		BEBIG Ir2.A85-2		$^{169}\text{Yb}$
	[8]	Наст. работа	[16]	Наст. работа	Наст. работа
0.25	1.007	1.045	0.990	0.993	0.830
0.5	1.036	1.026	0.996	0.996	0.928
0.75	1.015	1.010	0.998	0.998	0.967
1	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
1.5	0.992	0.986	1.002	1.004	1.045
2	0.984	0.979	1.004	1.004	1.083
3	0.968	0.962	1.005	1.010	1.140
4	0.952	0.946	1.003	1.008	1.169
5	0.936	0.930	0.999	1.006	1.181
6	0.919	0.917	0.991	1.000	1.181
7	0.902	0.898	0.981	0.987	1.166
8	0.884	0.882	0.968	0.973	1.144
10	0.849	0.847	0.935	0.943	1.075
12	0.813	0.810	0.894	0.903	0.988
15	0.756	0.756	0.821	0.827	0.846
20	0.665	0.658	0.686	0.686	0.623

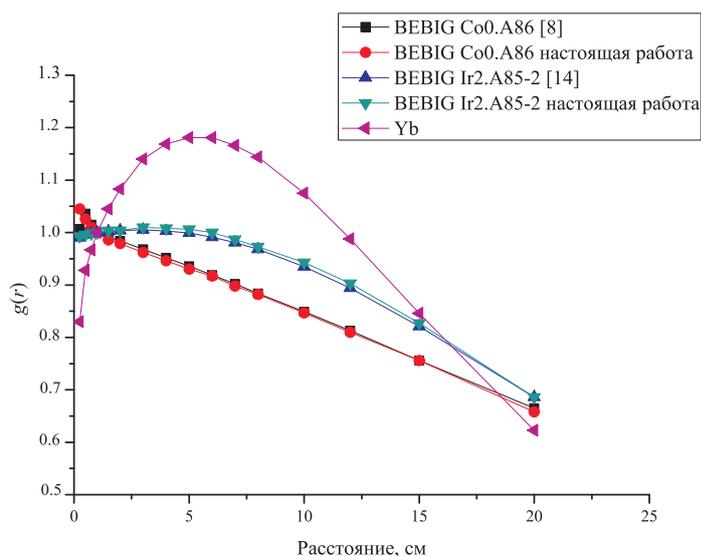


Рис. 2. Сравнение радиальных дозовых функций различных источников

Таблица 3  
 $i=3(5)$ Коэффициенты фитирования значений радиальной дозовой функции полиномами вида  $g(r) = \sum_0^i a_i r^i$ 

Источник	$a_0$	$a_1, \text{см}^{-1}$	$a_2, \text{см}^{-2}$	$a_3, \text{см}^{-3}$	$a_4, \text{см}^{-4}$	$a_5, \text{см}^{-5}$	$R^2$
VEBIG Co0.A86	1.032 (1.024)	-0.020 (0.018)	$8 \cdot 10^{-4}$ ( $9.72 \cdot 10^{-5}$ )	$-2.8 \cdot 10^{-5}$ ( $-4.6 \cdot 10^{-6}$ )			0.994 (0.995)
VEBIG Ir2.A85-2	0.990 (0.989)	-0.012 (-0.012)	-0.002 (-0.002)	$1.29 \cdot 10^{-5}$ ( $1.09 \cdot 10^{-4}$ )	$8.12 \cdot 10^{-7}$ ( $-4.94 \cdot 10^{-6}$ )	$-1.06 \cdot 10^{-8}$ ( $1.01 \cdot 10^{-7}$ )	0.999 (0.999)
Модельный источник	0.818	0.203	-0.041	0.004	$1.76 \cdot 10^{-4}$	$3.24 \cdot 10^{-6}$	0.999

дозовых функций фитируются полиномом. В случае источников на основе кобальта полиномами третьей степени и полиномами пятой степени для остальных источников. Значения коэффициентов аппроксимации представлены в табл. 3<sup>1</sup>. Результаты фитирования также изображены на рис. 2. Как видно, источники  $^{169}\text{Yb}$  предпочтительны в том случае, если основная часть

опухоли располагается на удалении от капсулы, при этом уменьшается дозовая нагрузка на удаленные ткани.

Результаты расчета функции анизотропии приведены в табл. 4., а на рис. 3 представлены значения функции анизотропии на расстояниях 2 и 7 см от источника.

Таблица 4

## Значения функции анизотропии

	0.3 см	0.5 см	0.8 см	1.0 см	1.5 см	2.0 см	3.0 см	4.0 см	5.0 см	6.0 см	7.0 см	8.0 см	10.0 см	12.0 см	15.0 см
0°	0.063	0.657	0.568	0.569	0.613	0.577	0.643	0.702	0.739	0.735	0.759	0.870	0.809	0.853	0.854
2°	0.069	0.606	0.570	0.549	0.588	0.607	0.652	0.707	0.715	0.745	0.770	0.782	0.786	0.816	0.855
4°	0.074	0.588	0.568	0.562	0.592	0.614	0.662	0.703	0.735	0.752	0.774	0.777	0.803	0.833	0.853
6°	0.075	0.605	0.572	0.571	0.596	0.625	0.663	0.700	0.733	0.752	0.771	0.786	0.817	0.830	0.851
8°	0.075	0.609	0.590	0.588	0.614	0.646	0.683	0.723	0.743	0.772	0.786	0.803	0.818	0.838	0.861
10°	0.098	0.649	0.623	0.619	0.646	0.666	0.705	0.730	0.757	0.780	0.796	0.809	0.830	0.848	0.862
12°	0.675	0.696	0.651	0.642	0.669	0.684	0.720	0.752	0.775	0.789	0.804	0.822	0.836	0.853	0.874
14°	1.937	0.729	0.684	0.672	0.692	0.707	0.739	0.762	0.784	0.804	0.819	0.830	0.842	0.866	0.880
16°	1.513	0.762	0.712	0.703	0.716	0.733	0.760	0.774	0.802	0.823	0.828	0.838	0.853	0.872	0.880
18°	1.397	0.793	0.735	0.732	0.733	0.747	0.769	0.792	0.822	0.823	0.840	0.844	0.860	0.880	0.892
20°	1.327	0.809	0.763	0.745	0.756	0.762	0.788	0.811	0.824	0.843	0.848	0.855	0.870	0.883	0.901
22°	1.301	0.838	0.781	0.772	0.774	0.785	0.804	0.821	0.836	0.850	0.862	0.868	0.883	0.893	0.906
24°	1.286	0.856	0.804	0.792	0.791	0.804	0.821	0.835	0.849	0.861	0.866	0.873	0.883	0.896	0.909
26°	1.269	0.877	0.821	0.807	0.812	0.811	0.829	0.845	0.858	0.870	0.877	0.882	0.894	0.905	0.916
28°	1.245	0.888	0.837	0.824	0.822	0.824	0.842	0.856	0.870	0.878	0.887	0.895	0.901	0.906	0.926
30°	1.233	0.901	0.855	0.838	0.842	0.845	0.853	0.870	0.880	0.887	0.892	0.904	0.908	0.919	0.925
32°	1.216	0.912	0.867	0.855	0.855	0.859	0.866	0.882	0.887	0.894	0.896	0.907	0.910	0.920	0.930
34°	1.202	0.924	0.884	0.868	0.866	0.868	0.877	0.889	0.894	0.902	0.910	0.911	0.917	0.928	0.934
36°	1.178	0.935	0.893	0.880	0.877	0.882	0.886	0.896	0.905	0.910	0.917	0.916	0.925	0.933	0.936
38°	1.164	0.941	0.905	0.888	0.887	0.887	0.897	0.903	0.910	0.916	0.921	0.925	0.932	0.935	0.947
40°	1.146	0.953	0.912	0.902	0.898	0.900	0.903	0.911	0.918	0.921	0.929	0.929	0.937	0.940	0.951
45°	1.117	0.965	0.937	0.922	0.917	0.924	0.926	0.929	0.936	0.937	0.942	0.946	0.946	0.952	0.955
50°	1.080	0.978	0.953	0.940	0.942	0.938	0.942	0.945	0.945	0.948	0.957	0.957	0.959	0.963	0.968

<sup>1</sup> Значения в скобках соответствуют фитированию данных работ [8] и [14] для источников VEBIG Co0.A86 и VEBIG Ir2.A85-2 соответственно.

Таблица 4 (окончание)

	0.3 см	0.5 см	0.8 см	1.0 см	1.5 см	2.0 см	3.0 см	4.0 см	5.0 см	6.0 см	7.0 см	8.0 см	10.0 см	12.0 см	15.0 см
55°	1.059	0.981	0.970	0.954	0.952	0.951	0.952	0.955	0.962	0.960	0.966	0.966	0.968	0.971	0.976
60°	1.042	0.993	0.978	0.966	0.969	0.970	0.966	0.967	0.973	0.972	0.973	0.972	0.976	0.980	0.981
65°	1.030	0.998	0.984	0.981	0.976	0.975	0.971	0.978	0.984	0.980	0.982	0.978	0.983	0.984	0.988
70°	1.017	0.994	0.988	0.986	0.985	0.985	0.982	0.985	0.988	0.987	0.989	0.988	0.989	0.988	0.991
75°	1.010	0.996	0.996	0.992	0.989	0.988	0.987	0.989	0.992	0.992	0.992	0.994	0.991	0.994	0.993
80°	1.003	0.994	1.001	0.994	0.996	0.993	0.995	0.996	0.997	0.993	0.996	0.994	0.996	0.996	1.003
85°	0.998	1.000	1.001	0.998	0.998	1.000	0.994	1.000	1.000	1.001	1.002	0.999	0.998	1.001	1.002
90°	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
95°	0.998	1.001	1.002	1.000	1.001	0.996	0.996	0.997	1.002	1.001	1.004	1.001	1.004	1.003	1.000
100°	1.011	1.004	1.000	0.998	0.998	0.996	0.997	0.997	1.005	0.997	1.001	0.998	1.000	0.998	1.001
105°	1.022	0.999	1.000	0.996	0.994	0.998	0.993	0.999	1.002	0.998	1.000	1.000	1.002	0.998	1.000
110°	1.041	1.000	1.001	0.990	0.992	0.992	0.990	0.996	0.996	0.994	0.997	0.998	0.998	0.997	0.998
115°	1.058	1.008	0.997	0.989	0.986	0.987	0.985	0.987	0.989	0.992	0.993	0.990	0.993	0.994	0.997
120°	1.085	1.008	0.992	0.984	0.979	0.981	0.982	0.986	0.984	0.987	0.985	0.988	0.988	0.991	0.991
125°	1.112	1.009	0.987	0.973	0.974	0.971	0.972	0.975	0.977	0.979	0.983	0.983	0.985	0.988	0.990
130°	1.160	1.006	0.984	0.966	0.965	0.960	0.961	0.968	0.972	0.973	0.973	0.975	0.973	0.982	0.984
135°	1.219	1.001	0.969	0.957	0.952	0.950	0.953	0.957	0.962	0.960	0.967	0.965	0.968	0.973	0.976
140°	1.295	1.005	0.959	0.936	0.933	0.933	0.939	0.941	0.950	0.951	0.955	0.958	0.959	0.966	0.969
142°	1.330	1.011	0.958	0.937	0.927	0.931	0.933	0.938	0.947	0.947	0.951	0.953	0.954	0.964	0.963
144°	1.373	0.999	0.952	0.930	0.927	0.919	0.926	0.934	0.940	0.943	0.941	0.947	0.952	0.963	0.964
146°	1.418	0.997	0.947	0.917	0.909	0.915	0.918	0.928	0.934	0.937	0.947	0.941	0.945	0.958	0.956
148°	1.468	0.999	0.938	0.916	0.905	0.907	0.915	0.918	0.931	0.935	0.937	0.941	0.944	0.947	0.958
150°	1.527	0.990	0.927	0.903	0.901	0.900	0.903	0.914	0.919	0.925	0.935	0.934	0.941	0.948	0.955
152°	1.592	0.997	0.920	0.893	0.885	0.891	0.893	0.906	0.919	0.919	0.926	0.926	0.936	0.944	0.950
154°	1.660	0.982	0.912	0.887	0.879	0.879	0.887	0.905	0.911	0.914	0.923	0.930	0.933	0.940	0.946
156°	1.748	0.978	0.899	0.879	0.871	0.871	0.877	0.893	0.900	0.910	0.915	0.919	0.927	0.936	0.945
158°	1.847	0.979	0.888	0.870	0.863	0.860	0.875	0.884	0.893	0.899	0.910	0.912	0.925	0.937	0.939
160°	1.950	0.973	0.885	0.855	0.854	0.854	0.861	0.873	0.890	0.898	0.903	0.910	0.921	0.924	0.930
162°	2.067	0.967	0.880	0.846	0.844	0.841	0.854	0.867	0.885	0.897	0.895	0.901	0.920	0.921	0.927
164°	2.205	0.963	0.870	0.837	0.830	0.835	0.844	0.858	0.878	0.882	0.895	0.899	0.908	0.919	0.928
166°	2.359	0.952	0.850	0.827	0.817	0.821	0.835	0.854	0.864	0.865	0.889	0.892	0.900	0.911	0.923
168°	2.516	0.962	0.846	0.818	0.800	0.804	0.827	0.846	0.862	0.871	0.877	0.883	0.898	0.908	0.923
170°	2.669	0.938	0.833	0.803	0.798	0.811	0.811	0.833	0.857	0.853	0.874	0.879	0.892	0.901	0.913
172°	2.814	0.944	0.831	0.798	0.786	0.792	0.809	0.825	0.852	0.852	0.861	0.872	0.878	0.899	0.907
174°	2.920	0.939	0.826	0.807	0.791	0.782	0.799	0.825	0.842	0.852	0.864	0.868	0.876	0.894	0.914
176°	2.998	0.935	0.826	0.784	0.778	0.770	0.791	0.822	0.837	0.846	0.861	0.866	0.889	0.895	0.906
178°	3.129	0.945	0.817	0.781	0.761	0.770	0.795	0.807	0.838	0.840	0.849	0.856	0.881	0.892	0.888
180°	2.939	0.955	0.791	0.719	0.748	0.768	0.809	0.779	0.850	0.800	0.849	0.842	0.908	0.885	0.887

**Заключение**

Разработан программный код на основе пакета библиотек GEANT 4.9.6, предназначенного для моделирования методом Монте-Карло. Данный программный код позволяет рассчитывать распределение поглощенной дозы вокруг брахитерапевтического источника

произвольной формы с произвольным активным радионуклидом, помещенного в водную среду. Выполнен расчет дозиметрических характеристик источников ВЕВІG Со0.А86, ВЕВІG Іr2.А85-2 и модельного источника <sup>169</sup>Yb. Определены согласно формализму TG-43 следующие параметры: константа мощности дозы, радиальная дозовая функция и функция анизотропии.

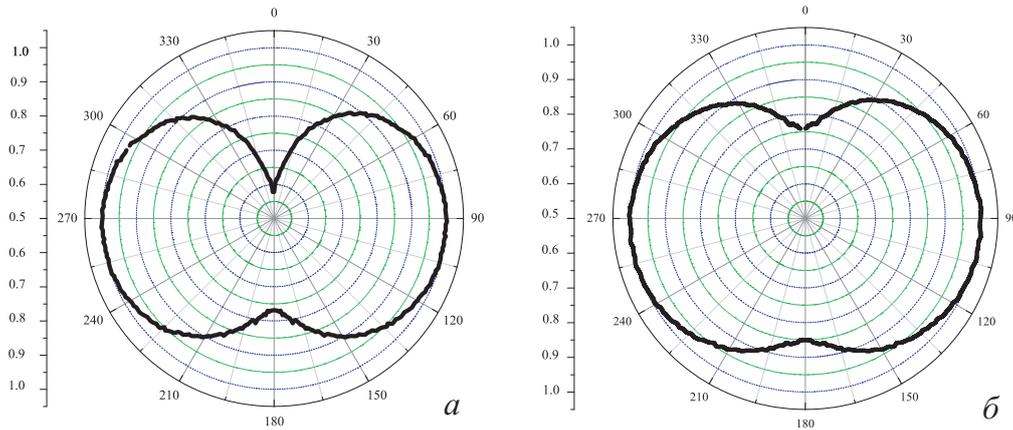


Рис. 3. Функция анизотропии для источника  $^{169}\text{Yb}$  на расстоянии 2 см (слева) и 7 см (справа) от центра источника

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

#### Список литературы

1. Li Z., Das R.K., De Werd L.A. et al. // Med. Phys. 2007. **34**. P. 37.
2. Nath R., Anderson L.L., Luxton G. et al. // Med. Phys. 1995. **22**. P. 209.
3. Rivard M.J., Coursey B.M., DeWerd L.A. et al. // Med. Phys. 2004. **31**. P. 633.
4. Vijande J., Granero D., Perez-Calatayud J. et al. // J. Contemp. Brachyther. 2012. **4**, N 1. P. 34.
5. Selvam T., Bhole S. // Med. Phys. 2010. **37**, N 3. P. 1365.
6. Taylor R., Rogers D. // Med. Phys. 2008. **35**, N 11. P. 28.
7. Ballester F., Granero D., Perez-Calatayud J. et al. // Phys. Med. Biol. 2005. **50**. P. 309.
8. Granero D., Perez-Calatayud J., Ballester F. // Med. Phys. 2007. **34**, N 9. P. 3485.
9. Perez-Calatayud J., Granero D., Casal E. et al. // Med. Phys. 2005. **32**, N 1. P. 28.
10. Ballester F., Granero D., Perez-Calatayud J. et al. // Med. Phys. 2004. **31**. P. 3298.
11. Casado F., Garcia-Pareja S., Cenizo E. et al. // Physica Med. 2010. **26**. P. 132.
12. Williamson J., Li Z. // Amer. Assoc. Phys. Med. 1995. **22**(6). P. 809.
13. Papagiannis P., Angelopoulos A., Pantelis E. et al. // Med. Phys. 2003. **30**. P. 712.
14. Акулиничев С.В., Васильев В.Н., Держиев В.И. и др. // VI Троицкая конф. «Медицинская физика и инновации в медицине» (ТКМФ-6): Сб. тр. Троицк; Москва, 2–6 июня 2014 г. С. 211.
15. <http://www.nndc.bnl.gov/nudat2>
16. Granero D., Perez-Calatayud J., Ballester F. // Med. Phys. 2008. **35**. P. 1280.
17. Medich D.C., Tries M.A., Munro J.J. III // Med. Phys. 2006. **33**, N 1. P. 163.
18. Granero D., Perez-Calatayud J., Pujades-Claumarchirant M.C. et al. // Med. Phys. 2008. **35**. P. 4872.
19. Granero D., Perea-Calatayud J., Ballester F. // Rad. Oncol. 2005. **76**. P. 79.
20. Daskalov G.M., Löffler E., Williamson J.F. // Med. Phys. 1998. **25**. P. 2200.
21. Wang R., Sloboda R.S. // Med. Phys. 1998. **25**. P. 415.

#### Monte Carlo calculation of dosimetry parameters for a brachytherapy source

A. V. Belousov<sup>a</sup>, A. A. Kalachev, A. S. Osipov<sup>b</sup>

Department of Physics of Accelerators and Radiation Medicine, Faculty of Physics, M. V. Lomonosov Moscow State University, Moscow 119991, Russia.

E-mail: <sup>a</sup>belousovav@physics.msu.ru, <sup>b</sup>osipov\_as@physics.msu.ru.

This study presents the results of calculations of dosimetry parameters for a  $^{169}\text{Yb}$  model brachytherapy source. The calculations were performed by a program code that was written by the authors using the GEANT 4.9 software package for Monte Carlo simulation. According to the AAPM TG-43 formalism (the American Association of Physicists in Medicine, Task Group No. 43), the following parameters were determined: the dose-rate constant, radial dose functions, and anisotropy function. To verify the program code, the calculation of the dosimetry parameters of the widespread BEBIG Co0.A86 and BEBIG Ir2.A85-2 sources was carried out. An acceptable fit with the data of other authors was obtained. The data we obtained using the developed and verified program code could be used in dosimetry planning systems.

**Keywords:** brachytherapy source, Monte Carlo, GEANT 4, TG-43.

PACS: 87.53.Dq.

Received 28 July 2014.

English version: *Moscow University Physics Bulletin* 6(2014).

#### Сведения об авторах

1. Белоусов Александр Витальевич — канд. физ.-мат. наук, ст. преподаватель; тел.: (495) 939-49-46, e-mail: belousovav@physics.msu.ru.
2. Калачёв Алексей Александрович — аспирант; тел.: (495) 939-49-46.
3. Осипов Алексей Сергеевич — ассистент; тел.: (495) 939-49-46, e-mail: osipov\_as@physics.msu.ru.