



<http://dx.doi.org/10.35596/1729-7648-2021-19-5-94-101>

Оригинальная статья  
Original paper

УДК 52.08

## СТАТИЧЕСКИЕ РАДИАЦИОННЫЕ ПОЛЯ МАЛЫХ РАЗМЕРОВ И ДЕТЕКТОРЫ ДЛЯ ОТНОСИТЕЛЬНОЙ ДОЗИМЕТРИИ МАЛЫХ ПОЛЕЙ В ДИСТАНЦИОННОЙ ЛУЧЕВОЙ ТЕРАПИИ

В.С. ПИСКУНОВ<sup>1</sup>, И.Г. ТАРУТИН<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Учреждение здравоохранения «Витебский областной клинический онкологический диспансер»  
(г. Витебск, Республика Беларусь)

<sup>2</sup>Республиканский научно-практический центр онкологии и медицинской радиологии  
им. Н.Н. Александрова (г. Минск, Республика Беларусь)

Поступила в редакцию 30.06.2021

© Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники, 2021

**Аннотация.** Целью работы является анализ существующих детекторов для относительной дозиметрии радиационных полей малых размеров в дистанционной лучевой терапии и требований к ним, рассмотрение проблем при проведении дозиметрии радиационных полей малых размеров, определение физических условий, при которых внешний фотонный пучок может быть обозначен как малое поле. В современной лучевой терапии наблюдается рост использования малых статических полей, чему способствует общая доступность стандартных и дополнительных многолепестковых коллиматоров и лечебных аппаратов нового поколения различного дизайна. В настоящее время растет интерес к использованию таких методик облучения, как стереотаксическая радиохирurgia, стереотаксическая лучевая терапия тела, лучевая терапия с модуляцией интенсивности, в которых широко используются малые поля. Это увеличило неопределенности при проведении клинической дозиметрии, в особенности для малых полей. Точная дозиметрия малых полей важна при вводе в эксплуатацию линейных ускорителей и является сложной задачей, особенно для очень малых полей, используемых в стереотаксической радиотерапии. В ходе работы проведено исследование актуальных проблем при дозиметрии радиационных полей малых размеров в дистанционной лучевой терапии. Рассмотрены физические условия, при которых внешний фотонный пучок может быть обозначен как малое поле. Произведен обзор и анализ существующих детекторов для относительной дозиметрии радиационных полей малых размеров, а также анализ требований к характеристикам детекторов. При проведении анализа детекторов было выявлено, что жидкостные ионизационные камеры, кремниевые диоды, алмазные детекторы, органические сцинтилляторы, радиохромная пленка, термолюминесцентные дозиметры и оптически стимулированные люминесцентные детекторы считаются подходящими для относительной дозиметрии малых фотонных полей и рекомендуются для использования в клиниках, где осуществляется радиотерапия.

**Ключевые слова:** ионизационная камера, кремниевый диод, алмазный детектор, рентгенографическая пленка, термолюминесцентный дозиметр.

**Конфликт интересов.** Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

**Для цитирования.** Пискунов В.С., Тарутин И.Г. Статические радиационные поля малых размеров и детекторы для относительной дозиметрии малых полей в дистанционной лучевой терапии. Доклады БГУИР. 2021; 19(5): 94-101.

## STATIC SMALL RADIATION FIELDS AND DETECTORS FOR RELATIVE SMALL FIELD DOSIMETRY IN EXTERNAL BEAM RADIOTHERAPY

VALERY S. PISKUNOU<sup>1</sup>, IHAR G. TARUTIN<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Healthcare Institution “Vitebsk Regional Clinical Oncology Dispensary” (Vitebsk, Republic of Belarus)

<sup>2</sup>N.N. Alexandrov National Cancer Centre (Minsk, Republic of Belarus)

Submitted 30 June 2021

© Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics, 2021

**Abstract.** The aim of this work is to analyze existing detectors for the relative dosimetry of small radiation fields in external beam radiation therapy and the requirements for them, consider the problems in carrying out dosimetry of small radiation fields, determine the physical conditions under which an external photon beam can be designated as a small field.

In modern radiation therapy, there is an increase in the use of small static fields, which is facilitated by the general availability of standard and optional multileaf collimators and new generation treatment machines of various designs. There is growing interest in the use of such radiation techniques as stereotactic radiosurgery, stereotactic body radiotherapy, intensity modulated radiotherapy, which are widely used small fields. This has increased the uncertainties in clinical dosimetry, especially for small fields. Accurate dosimetry of small fields is important when commissioning linear accelerators and is a difficult task, especially for very small fields used in stereotactic radiotherapy. In the course of the work, a study of topical problems in the dosimetry of small radiation fields in external beam radiation therapy has been carried out. The physical conditions under which the external photon beam can be designated as a small field are considered. A review and analysis of existing detectors for the relative dosimetry of small radiation fields, as well as an analysis of the requirements for the character. The analysis revealed that liquid ionization chambers, silicon diodes, diamond detectors, organic scintillators, radiochromic films, thermoluminescent dosimeters and optically stimulated luminescence detectors are considered suitable for relative dosimetry of small photon fields and are recommended for use in clinics where radiotherapy is performed.

**Keywords:** ionization chamber, silicon diode, diamond detector, radiographic film, thermoluminescent dosimeter.

**Conflict of interest.** The authors declare no conflict of interest.

**For citation.** Piskunou V.S., Tarutin I.G. Static small radiation fields and detectors for relative small field dosimetry in external beam radiotherapy. Doklady BGUIR. 2021; 19(5): 94-101.

### Введение

В современной лучевой терапии наблюдается тенденция к увеличению использования малых полей в планах лучевой терапии, чему способствует общая доступность стандартных многолепестковых коллиматоров (multileaf collimator – MLC) и лечебных аппаратов нового поколения различного дизайна.

Для традиционной конвенциональной лучевой терапии дозиметрия основана на широко принятых протоколах, таких как Стандарт МАГАТЭ TRS № 398 [1], публикация Американской ассоциации физиков в медицине (AAPM) – протокол TG-51 [2]. Эти и другие протоколы основаны на измерениях с использованием ионизационной камеры с калибровочным коэффициентом для перехода от единиц заряда к поглощенной дозе в воде, определяемым в лаборатории первичных стандартов по дозиметрии для эталонных условий, таких как опорный размер поля 10 × 10 см. Отклонения от эталонных условий, такие как определение поглощенной дозы в воде для пучков с различными размерами поля, рассматривались менее подробно или не учитывались вообще.

В настоящее время растет интерес к использованию таких методик облучения, как стереотаксическая радиохирurgia (stereotactic radiosurgery – SRS), стереотаксическая лучевая

терапия тела (stereotactic body radiotherapy – SBRT), лучевая терапия с модуляцией интенсивности (intensity modulated radiotherapy – IMRT), в которых широко используются малые поля. Это увеличило неопределенности при проведении клинической дозиметрии, в особенности для малых полей, основанной на описанных выше протоколах измерений. В то же время наблюдаемые дозиметрические погрешности стали больше и оказывают значительное влияние на предполагаемый результат курса лучевой терапии, чем при использовании стандартных радиационных полей. В основном по нескольким причинам: стандартные условия, рекомендуемые обычными протоколами, не могут быть реализованы на некоторых радиотерапевтических аппаратах; процедуры измерения для определения поглощенной дозы в воде в малых и сложных полях не стандартизированы.

Целью данной работы является рассмотрение основных проблем при проведении дозиметрии радиационных полей малых размеров, анализ существующих детекторов для относительной дозиметрии радиационных полей малых размеров в дистанционной лучевой терапии и требований к ним.

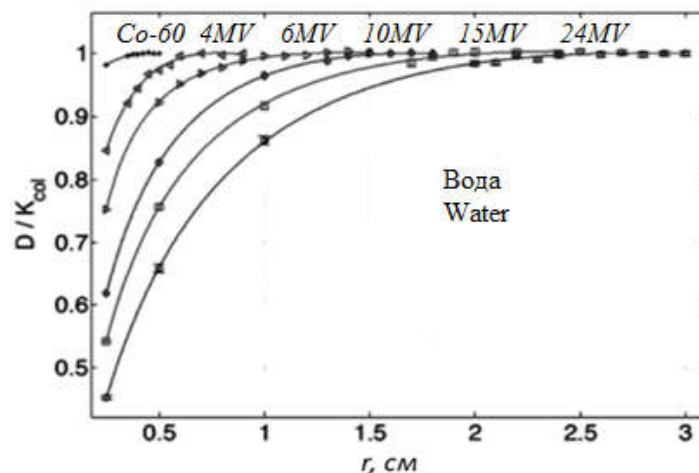
### Условия определения малого поля

Чтобы внешний фотонный пучок был обозначен как малое поле, должно быть выполнено по крайней мере одно из следующих трех физических условий:

- потеря латерального равновесия заряженных частиц (lateral charged particle equilibrium – LCPE) (рис. 1);
- частичное перекрытие первичного источника фотонов коллимирующими устройствами (рис. 2);
- размер детектора такой же или больше по сравнению с размерами радиационного поля (рис. 3).

Первые две характеристики связаны с пучком, а третья связана с детектором для данного размера поля. Во всех этих трех условиях присутствует перекрытие между полутенью поля и объемом детектора.

Потеря LCPE происходит в пучках фотонов, если половина ширины или радиус пучка меньше диапазона максимального пробега вторичных электронов, которые вносят существенный вклад в поглощенную дозу.



**Рис. 1.** Отношения поглощенной дозы в воде к ионизационной керме ( $D/K_{col}$ ), просчитанные методом Монте – Карло на глубине 5 см для фотонных пучков высоких энергий [3]

**Fig. 1.** Ratios of dose-to-water to water-collision-kerma calculated by Monte Carlo simulation in water at 5 cm depth on the central axis of high energy photon beams [3]

Отсутствие LCPE является проблемой для экспериментальной дозиметрии, поскольку нарушается баланс заряженных частиц, попеременно рассеянных в пучок и из пучка.

Второе условие продемонстрировано на рис. 2. В малом поле, созданном коллиматором, который экранирует часть первичного источника фотонов, выходная мощность на центральной оси пучка будет более низкой по сравнению с размерами поля, где источник полностью открыт.

Потеря LCPE и эффект частичного перекрытия первичного источника фотонов вызывают резкое падение интенсивности пучка с уменьшением размера поля. Это падение становится более выраженным при увеличении энергии пучка фотонов или уменьшении плотности среды (в обоих случаях возрастают диапазоны пробега электронов).

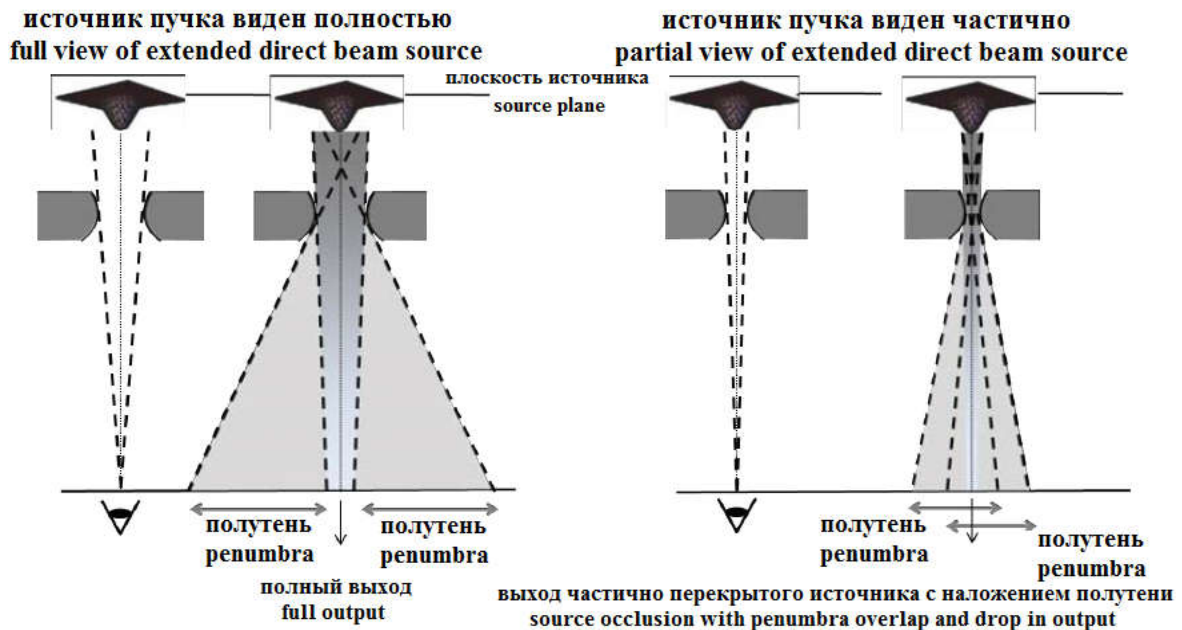


Рис. 2. Схематическое изображение эффекта частичного перекрытия источника [3]

Fig. 2. Schematic illustration of the source occlusion effect [3]

Третья особенность, которая характеризует малое поле – это размер детектора относительно размера поля излучения. Детектор генерирует сигнал, который пропорционален средней поглощенной дозе в его чувствительном объеме, и на этот сигнал влияет однородность поглощенной дозы в объеме детектирования (усреднение по объему). Этот эффект в малом поле показан на рис. 3.

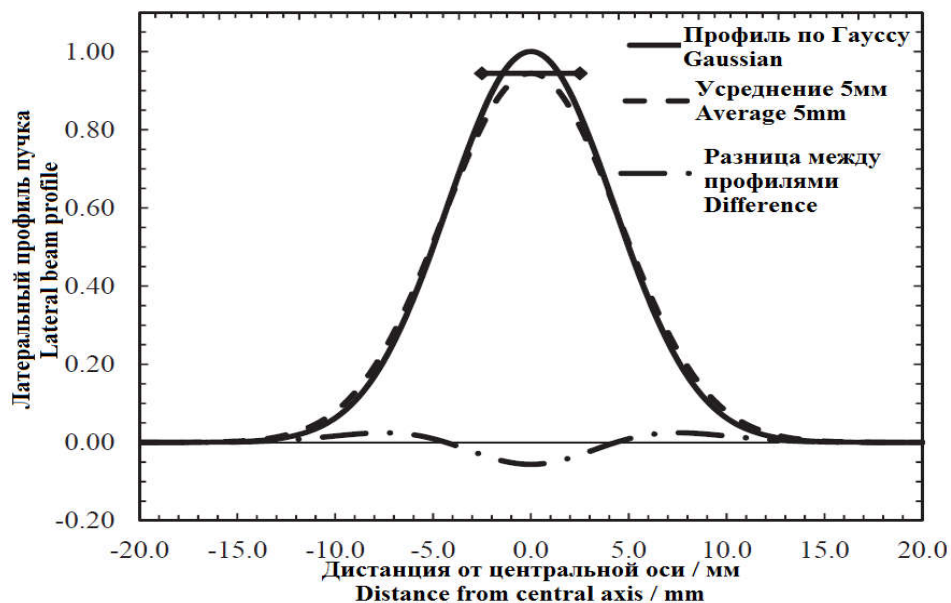


Рис. 3. Схематическое изображение эффекта усреднения по объему в одном измерении [3]

Fig. 3. Schematic illustration of the volume averaging effect in one dimension [3]

## Детекторы для относительной дозиметрии

Относительная дозиметрия малых полей часто включает в себя определение процентно-глубинной дозы по центральной оси пучка, определение отношений ткань – фантом или ткань – максимум, латеральных профилей пучка и факторов выхода поля в зависимости от его размера и формы. Для определения факторов выхода эффект усреднения по объему может быть ограничивающим фактором при выборе детектора. Для экспериментального определения профилей пучка важными параметрами являются пространственное разрешение детектора, зависимость от направления пучка, зависимость от энергии и мощности поглощенной дозы. Эффекты усреднения по объему и свойства материала детектора влияют на измерение полутени пучка. Неравномерный отклик детектора при изменении направления пучка может привести к искажению формы измеряемого профиля.

Эффекты возмущения флюенса и эффекты, связанные с размером детектора, вместе с проблемами позиционирования являются наиболее важными проблемами, с которыми сталкиваются почти во всех дозиметрических системах, используемых для измерений в малых фотонных пучках.

Зависимость от мощности поглощенной дозы может проявляться в переоценке значений поглощенной дозы. Детекторы с зависимостью от мощности поглощенной дозы не подходят для измерений, если только не производится коррекция на влияние мощности поглощенной дозы. Это особенно актуально для пучков без сглаживающего фильтра, где мощности дозы или значения дозы за импульс выше, чем для пучков со сглаживающим фильтром. Кроме того, вклад низкоэнергетических фотонов в поглощенную дозу может быть проблемой для некоторых детекторов.

Существует ряд детекторов, которые могут использоваться для относительной дозиметрии малых фотонных полей: воздушные и жидкостные ионизационные камеры, алмазные детекторы, кремниевые диоды, пластиковые и органические сцинтилляторы, рентгенографические и радиохромные пленки, термолюминесцентные дозиметры (TLD), оптически стимулированные люминесцентные детекторы (OSLD), аланин и др. Более подробно они описаны в литературе [4–12]. Рассмотрим преимущества и недостатки некоторых из них, используемых при дозиметрии в лучевой терапии.

*Классические ионизационные камеры* объемом 0,3–0,6 см<sup>3</sup> – слишком большие для относительной дозиметрии в малых пучках.

*Малые воздушные ионизационные камеры* объемом 0,01–0,3 см<sup>3</sup> (миникамеры, точечные камеры – pinpoints) – пригодны для измерения параметров поля не меньше чем 2 × 2 см. Достоинства: хороший отклик на фотоны низких энергий, нет зависимости от направления пучка, не зависят от мощности поглощенной дозы. Но при их использовании необходимо учитывать ряд эффектов: эффект полярности, эффекты центрального электрода и кабеля.

*Микро ионизационные камеры* объемом 0,002–0,01 см<sup>3</sup> (микрокамеры) – пригодны для измерения параметров полей меньше чем 2 × 2 см. Обладают меньшей чувствительностью чем предыдущие камеры, имеют чрезмерный отклик на больших полях и также нужна коррекция на эффект полярности и эффекты центрального электрода и кабеля. Эффект усреднения по объему менее выражен.

*Жидкостные ионизационные камеры.* Несмотря на высокую чувствительность, малый физический размер, близкую к водной эквивалентность и незначительные эффекты возмущений, ионизационные камеры, заполненные жидкостью, не получили широкого распространения. Недостатки: требуется высокое напряжение, примерно 800–1000 В; зависимость от мощности дозы; нужно учитывать эффект рекомбинации; более коммерчески не доступны.

*Кремниевые диоды* (обычно объем <0,2 мм<sup>3</sup>). Достоинства: малый эффект усреднения по объему; высокое разрешение. Недостатки: сравнительно большая угловая зависимость; чрезмерно реагируют на фотоны с низкой энергией. Незранированные диоды больше подходят для малых полей и имеют чрезмерный отклик на больших полях. Экранированные диоды требуют более высокие поправочные коэффициенты на малых полях.

*Алмазные детекторы* (детектор выполнен на основе кристалла природного алмаза, заключенного в корпус из полистирола с подмагничиванием через тонкие позолоченные

контакты). Преимущества: алмазные дозиметры водонепроницаемы и могут использоваться для измерений в водном фантоме; они эквивалентны тканям и почти не требуют коррекции энергии; хорошо подходят для использования в областях с высоким градиентом дозы (например, стереотаксическая радиохирургия). Недостатки: чтобы стабилизировать дозовую реакцию (уменьшить эффект поляризации) детекторов, необходимо их облучать перед каждым использованием; они демонстрируют зависимость от мощности дозы, которую необходимо скорректировать; чтобы использовать их для дозиметрии в малых полях, необходимо знать размер активного объема; приложение более высокого напряжения, чем указано, может немедленно вывести из строя алмазный детектор; более коммерчески не доступны.

*Пластиковые и органические сцинтилляторы* – относительно новая разработка в дозиметрии лучевой терапии. Свет, генерируемый сцинтиллятором, передается по оптическому волокну в трубку фотоумножителя, расположенную вне помещения, где производится облучение. Преимущества: линейный ответ в диапазоне терапевтических доз; пластиковые сцинтилляторы почти эквивалентны воде; их можно сделать очень маленькими (около 1 мм<sup>3</sup> и меньше); поправочный коэффициент фактора выхода малого поля близок к единице; не зависят от мощности дозы и могут использоваться от 10 мГр/мин до примерно 10 Гр/мин (дозиметрия при дистанционной лучевой терапии); не имеют значительной зависимости от направления и не требуют поправок на температуру или давление окружающей среды; их можно использовать в тех случаях, когда требуется высокое пространственное разрешение (дозиметрия малых полей, области с высоким градиентом дозы, регионы, очень близкие к источникам брахитерапии). Недостатки: низкая чувствительность; низкое отношение сигнал/шум; требуется поправка на эффект Черенкова; сигнал ухудшается с накопленной дозой; в настоящее время имеется только один коммерчески доступный детектор.

*Рентгенографические и радиохромные пленки* – имеют высокое пространственное разрешение, которое ограничено разрешением сканирования денситометра (от 0,1 до 0,2 мм). Водостойкость, нечувствительность к свету и отсутствие необходимости в обработке дают радиохромной пленке значительное преимущество перед рентгенографической пленкой, но их следует использовать с осторожностью, так как это трудоемкий процесс.

*TLD дозиметры* широко используются в клиниках для аудита поглощенной дозы и для *in vivo* дозиметрии.

## Результаты и выводы

При выборе оборудования для относительной дозиметрии малых полей нужно учитывать такие особенности, как необходимость использования детекторов с малым объемом, возможность измерения с высоким пространственным разрешением и необходимость преодоления проблем позиционирования детектора. Общие характеристики подходящих детекторов для дозиметрии малых полей, в том числе требования к их свойствам, приведены в литературе [12].

Ионизационные камеры часто не подходят для измерений при присутствии высоких градиентов поглощенной дозы. Усреднение объема и существенные возмущения при отсутствии латерального равновесия заряженных частиц ставят под сомнение их использование для дозиметрии малых фотонных полей. Для дозиметрии полей с меньшим размером подходят жидкостные ионизационные камеры или твердотельные детекторы. Выбор детектора крайне важен при дозиметрии малых полей. Нет идеального детектора, его выбор зависит от конкретных условий измерений.

Исходя из вышеизложенного, можно сказать, что жидкостные ионизационные камеры, кремниевые диоды, алмазные детекторы, органические сцинтилляторы, радиохромная пленка, TLD и OSL-дозиметры считаются подходящими для относительной дозиметрии малых фотонных полей при лучевой терапии. Упрощенный обзор для выбора детектора при измерении факторов выхода различных полей приведен в табл. 1. Использовать можно, только применив соответствующие коррекции, описанные выше.

**Таблица 1.** Выбор детектора для измерения факторов выхода  
**Table 1.** Detector Choices for Output Factor Measurements

Детектор Detector	Малые поля Small fields		Большие поля Large fields
	$<2 \times 2$ см	$2 \times 2$ см – $4 \times 4$ см	
Ионизационная камера (0,3–0,6 см <sup>3</sup> )	Нет	Нет	Нет
Ионизационная камера (0,01–0,3 см <sup>3</sup> )	Нет	Да	Да
Ионизационная камера 0,002–0,01 см <sup>3</sup> )	Нет	Да	?
Неэкранированный диод	Пригоден	Да	Пригоден
Экранированный диод	Нет	Да	Да
Алмазный детектор	Пригоден	Да	Да

Идеальный детектор для дозиметрии малых полей измеряет поток в точке, является эквивалентным воде и имеет линейный отклик, который не зависит от энергии и мощности поглощенной дозы. Выбор наиболее подходящих детекторов для конкретного типа измерения производится исходя из измеряемого параметра. Поскольку идеального детектора не существует, рекомендуется использовать два или три различных типов детекторов, подходящих для конкретного измерения, чтобы удостовериться в том, что не допускаются никакие существенные ошибки.

Материалы данной работы могут быть использованы при выборе детекторов для дозиметрии малых статических полей и непосредственно при проведении дозиметрии.

### Список литературы / References

1. Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy. An International Code of Practice for Dosimetry Based on Standards of Absorbed Dose to Water. *IAEA Technical Report. Series 398*. Vienna; 2000.
2. Almond P.R., Biggs P.J., Coursey B.M., Hanson W.F., Huq M.S., Ravinder Nath, Rogers D.W. AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams. *Med. Phys.* 1999;26:1847-1870.
3. Dosimetry of Small Static Fields Used in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Reference and Relative Dose determination. *IAEA Technical Report. Series 483*. Vienna; 2017.
4. Alfonso R., Andreo P., Capote R., Huq M.S., Kilby W., Kjäll P., Mackie T.R., Palmans H., Rosser K., Seuntjens J., Ullrich W., Vatnitsky S. A new formalism for reference dosimetry of small and nonstandard fields. *Med. Phys.* 2008;35:5179-5186.
5. Le Roy M., Carlan L., Delaunay F., Donois M., Fournier P., Ostrowsky A., Vouillaume A., Bordy J.M. Assessment of small volume ionization chambers as reference dosimeters in high-energy photon beams. *Phys. Med. Biol.* 2011;56:5637-5650.
6. Westermarck M., Arndt J., Nilsson B., Brahme A., Comparative dosimetry in narrow high-energy photon beams. *Phys. Med. Biol.* 2000;45:685-702.
7. Bucciolini M., Buonamici F.B., Mazzocchi S., De Angelis C., Onori S., Cirrone G.A.P. Diamond detector versus silicon diode and ion chamber in photon beams of different energy and field size. *Med. Phys.* 2003;30:2149-2154.
8. Archambault L., Beddar A.S., Gingras L., Roy R., Beaulieu L., Measurement accuracy and Cerenkov removal for high performance, high spatial resolution scintillation dosimetry. *Med. Phys.* 2006;33:128-135.
9. Pai S., Das I.J., Dempsey J.F., Lam K.L., Losasso T.J., Olch A.J., Palta J.R., Reinstein L.E., Ritt D., Wilcox E.E.; American Association of Physics in Medicine. TG-69: Radiographic film for megavoltage beam dosimetry. *Med. Phys.* 2007;34:2228-2258.
10. Ramani R., Russell S., O'Brien P. Clinical dosimetry using MOSFETs, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 1997;37:959-964.
11. Marinello G. *Radiothermoluminescent dosimeters and diodes. Handbook of Radiotherapy Physics: Theory and Practice* (Mayles P., Nahum A., Rosenwald J.C., Eds). Taylor & Francis, Boca Raton, FL; 2007: 303-320.
12. Пискунов В.С. Детекторы для относительной дозиметрии радиационных полей малых размеров в дистанционной лучевой терапии. *Сахаровские чтения 2020 года: экологические проблемы XXI века: материалы международной научной конференции*. Минск: 2020; Ч. 2: 238-241. Piskunou V.S. [Detectors for relative dosimetry the radiation fields of small size in the external beam radiotherapy]. *Sakharov Readings 2020: Environmental Problems of the 21st Century: International Conference*. Minsk: 2020; Part 2: 238-241. (in Russ.)

### **Вклад авторов**

Пискунов В.С. провел анализ данных, подготовил содержание статьи.

Тарутин И.Г. осуществил критический пересмотр статьи в части значимого интеллектуального содержания, одобрил окончательный вариант статьи для опубликования.

### **Authors' contribution**

Piskunou V.S. analyzed the data, prepared the content of the article.

Tarutin I.G. carried out a critical revision of the article in terms of significant intellectual content, approved the final variant of the article for publication.

### **Сведения об авторах**

Пискунов В.С., аспирант Международного государственного экологического института им. А.Д. Сахарова Белорусского государственного университета.

Тарутин И.Г., д.т.н., профессор Республиканского научно-практического центра онкологии и медицинской радиологии им. Н.Н. Александрова.

### **Information about the authors**

Piskunou V.S., Postgraduate student at the International Sakharov Environmental Institute of Belarusian State University.

Tarutin I.G., D.Sc., Professor at the N.N. Alexandrov National Cancer Centre of Belarus.

### **Адрес для корреспонденции**

210603, Республика Беларусь,  
г. Витебск, ул. П. Бровки, 33,  
Витебский областной клинический  
онкологический диспансер»;  
тел. +375-21-257-40-31;  
e-mail: valery.pvs@mail.ru  
Пискунов Валерий Станиславович

### **Address for correspondence**

210603, Republic of Belarus,  
Vitebsk, P. Brovki str., 33,  
“Vitebsk Regional Clinical  
Oncology Dispensary”;  
tel. +375-21-257-40-31;  
e-mail: valery.pvs@mail.ru  
Piskunou Valery Stanislavovich