

DOI: 10.21122/2220-9506-2026-17-1-60-66

Оценка влияния нерегулярности границы раздела болюс–фантом на неопределённость доставки дозы фотонного пучка

И.Н. Чиркова^{1,2}, М.В. Тумилович², М. Н. Петкевич¹

¹РНПЦ онкологии и медицинской радиологии имени Н.Н. Александрова,
агр. Лесной 223040, Минский район, Беларусь

²Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники,
ул. П. Бровки, 6, г. Минск 220013, Беларусь

Поступила 21.10.2025

Принята к печати 09.03.2026

Обеспечение воспроизводимой доставки дозы к поверхностным и приповерхностным структурам при лучевой терапии является важной задачей клинической дозиметрии. Существенным источником неопределённости является нарушение контакта болюса с поверхностью тела, сопровождающееся формированием воздушных зазоров. Целью работы являлась оценка влияния нерегулярности границы «болюс–фантом» на дозовое распределение. Разработана методика, сочетающая плёночную дозиметрию Gafchromic EBT3, измерения ионизационной камерой и расчёты в системе Eclipse. Показано, что зазор 0–5 мм увеличивает поверхностную дозу до +15 %, тогда как зазоры более 5 мм приводят к снижению до –23 %; болюс толщиной 10 мм обеспечивает более стабильное дозовое покрытие, чем 5-миллиметровый болюс. Полученные результаты подчёркивают необходимость контроля контакта «болюс–поверхность тела» в процедурах планирования и контроля качества лучевой терапии.

Ключевые слова: лучевая терапия, болюс, радиохромная плёнка, фантом, неопределённость доставки дозы

Адрес для переписки:

Чиркова И.Н.
РНПЦ онкологии и медицинской радиологии
имени Н.Н. Александрова,
агр. Лесной 223040, Минский район, Беларусь
e-mail irinagutkovskaya@gmail.com

Address for correspondence:

Chirkova I.N.
N.N. Alexandrov National Cancer Center of Belarus,
Lesnoy 223040, Minsk District, Belarus
e-mail irinagutkovskaya@gmail.com

Для цитирования:

И.Н. Чиркова, М.В. Тумилович, М.Н. Петкевич.
Оценка влияния нерегулярности границы раздела болюс–фантом на неопределённость доставки дозы фотонного пучка.
Приборы и методы измерений.
2026. Т. 17. № 1. С. 60–66.
DOI: 10.21122/2220-9506-2026-17-1-60-66

For citation:

Irina N. Chirkova, Miroslav V. Tumilovich, Maksim N. Piatkevich.
Measurement and Computational Approach for Evaluating the Effect of Physical Heterogeneity at the Bolus-Phantom Interface on Photon Beam Dosimetric Parameters.
Devices and Methods of Measurements.
2026;17(1):60–66. (In Russ.).
DOI: 10.21122/2220-9506-2026-17-1-60-66

DOI: 10.21122/2220-9506-2026-17-1-60-66

Measurement and Computational Approach for Evaluating the Effect of Physical Heterogeneity at the Bolus-Phantom Interface on Photon Beam Dosimetric Parameters

Irina N. Chirkova^{1,2}, Miroslav V. Tumilovich¹, Maksim N. Piatkevich²

¹*N.N. Alexandrov National Cancer Center of Belarus,
Lesnoy 223040, Minsk District, Belarus*

²*Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics
P. Brovki Street str., 6, Minsk 220013, Belarus*

Received 21.10.2025

Accepted for publication 09.03.2026

Abstract

Modern radiation therapy requires reproducible dose delivery to superficial and near surface structures. An important source of uncertainty is the loss of contact between the bolus and the patient's skin, leading to air gaps at the bolus–skin interface. The aim of this study was to assess the impact of bolus–phantom interface irregularities on dose distribution. A dedicated methodology was developed, combining Gafchromic EBT3 film dosimetry, ionization chamber measurements, and dose calculations in the Eclipse treatment planning system. Air gaps of 0–5 mm were found to increase the surface dose by up to +15 %, whereas gaps larger than 5 mm reduced it by up to –23 %; a 10 mm bolus provided more stable dose coverage than a 5 mm bolus. These findings emphasize the need to control bolus–skin contact in treatment planning and quality assurance procedures in radiation therapy.

Keywords: radiation therapy, bolus, radiochromic film, phantom, dose delivery uncertainty

Адрес для переписки:

Чиркова И.Н.
РНПЦ онкологии и медицинской радиологии
имени Н.Н. Александрова,
агр. Лесной 223040, Минский район, Беларусь
e-mail irinagutkovskaya@gmail.com

Address for correspondence:

Chirkova I.N.
N.N. Alexandrov National Cancer Center of Belarus,
Lesnoy 223040, Minsk District, Belarus
e-mail irinagutkovskaya@gmail.com

Для цитирования:

И.Н. Чиркова, М.В. Тумилович, М.Н. Петкевич.
Оценка влияния нерегулярности границы раздела болос–фантом на неопределённость доставки дозы фотонного пучка.
Приборы и методы измерений.
2026. Т. 17. № 1. С. 60–66.
DOI: 10.21122/2220-9506-2026-17-1-60-66

For citation:

Irina N. Chirkova, Miroslav V. Tumilovich, Maksim N. Piatkevich.
Measurement and Computational Approach for Evaluating the Effect of Physical Heterogeneity at the Bolus-Phantom Interface on Photon Beam Dosimetric Parameters.
Devices and Methods of Measurements.
2026;17(1):60–66. (In Russ.).
DOI: 10.21122/2220-9506-2026-17-1-60-66

Введение

При подведении дозы ионизирующего излучения к целевому объёму критически важным аспектом является точное воспроизведение начальных условий облучения, что особенно значимо при работе с фотонными пучками мегавольтного диапазона [1]. Фундаментальной характеристикой высокоэнергетического фотонного излучения является распределение дозы ионизирующего излучения по глубине, которое имеет выраженный максимум поглощенной энергии (максимум дозы, d_{\max}) на определённой глубине, зависящей от энергии пучка [2]. Для наиболее распространённого в клинической практике пучка 6 МВ максимум дозы расположен на глубине около 15 мм под поверхностью кожи [3, 4]. Это означает, что поверхностные и приповерхностные структуры (кожа, подкожная клетчатка, лимфатические узлы) оказываются в области, где доза неоднородна и не достигает планируемого терапевтического уровня, и именно требует строгого метрологического обеспечения условий подведения дозы [5].

Для смещения максимума дозы к поверхности и обеспечения равномерного дозового покрытия приповерхностных целевых объёмов в процессе облучения применяются вспомогательные устройства в виде болюса – тканеэквивалентного материала, чьи физические свойства (плотность, эффективный атомный номер) соответствуют свойствам облучаемых тканей. Болюс, размещённый на поверхности тела, эффективно имитирует дополнительный слой ткани, перемещая зону максимальной ионизации ближе к поверхности и устраняя зону недостаточного облучения в приповерхностном слое.

В клинической практике применяются различные материалы для болюсов: силикон, парафин либо сложные полимерные композиции.

Ключевым фактором точной доставки дозы при использовании болюса является обеспечение его плотного контакта с поверхностью тела. Под нерегулярностью границы раздела в контексте настоящего исследования понимается наличие воздушного зазора переменной толщины между поверхностью болюса и фантомом (моделью поверхности тела), обусловленного неплотным контактом. Такая прослойка приводит к изменению эффективной толщины тканеэквивалентного материала в зоне облучения.

С точки зрения дозиметрии данная нерегулярность выступает фактором систематической неопределённости, поскольку нарушает условия воспроизведения расчётных параметров дозы и изменяет распределение поглощённой энергии по глубине. Согласно исследованию [6], даже минимальная нерегулярность на границе раздела «болюс–фантом» может вызывать существенные изменения дозового распределения, приводя как к недостаточному облучению целевого объёма, так и к избыточному поглощению дозы в приповерхностных слоях.

В контексте современных методов лучевой терапии проблема точного позиционирования болюса становится особенно актуальной, так как сложные методики более чувствительны к нарушению запланированных условий облучения и расхождение расчётных и фактических параметров может нивелировать преимущества высокотехнологичных методик [7].

Для оценки дозы ионизирующего излучения в клинической и экспериментальной дозиметрии применяется широкий спектр методов. Ионизационные камеры являются «золотым стандартом» для измерения абсолютной точечной дозы благодаря высокой точности и стабильности, однако их значительный объём не позволяет оценить пространственное распределение дозы с высоким разрешением [8]. Термолюминисцентные детекторы и диоды также предоставляют точечные данные, но их использование для картирования полей большой площади является крайне трудоёмким [9]. Матричные детекторы позволяют получать распределение дозы в режиме реального времени, но их пространственное разрешение ограничено физическим размером и расстоянием между детекторами [10].

Наиболее оптимальным методом для решения поставленной задачи является дозиметрия на основе радиохромных плёнок *Gafchromic*, которая обладает преимуществами: высокое пространственное разрешение, возможность получения интегральных двумерных (2D) распределений дозы, водозквивалентность и минимальное возмущение поля излучения, что критически важно при моделировании тонких воздушных зазоров [11].

Целью работы являлась разработка методики оценки влияния нерегулярности границы болюс–фантом на пространственно-дозиметрические характеристики поля ионизирующего

излучения в контрольной точке с применением методики плёночной дозиметрии, включающей индивидуальную калибровочную зависимость для используемой дозиметрической системы и оценку неопределённости расчётов в системе планирования.

Методика проведения эксперимента

Экспериментальные исследования проводились на линейном ускорителе медицинского назначения Varian TrueBeam (энергия фотонного пучка – 6 МВ). Линейный ускоритель оснащён многолепестковым коллиматором, позволяющим формировать поле облучения размером $100 \times 100 \text{ мм}^2$ с высокой повторяемостью геометрических параметров.

В качестве измерительной среды использовался многослойный пластинчатый тканеэквивалентный фантом PTW RW3 (рисунок 1), состоящий из 17 плоских пластин размером $300 \times 300 \text{ мм}^2$ различной толщины (от 2 до 10 мм). Конструкция фантома обеспечивает установку дозиметрических детекторов на заданной глубине с точностью $\pm 0,5 \text{ мм}$. Материал фантома эквивалентен по атомному составу и плотности воде в диапазоне терапевтических энергий фотонов.

Для моделирования неплотного прилегания физического болуса к поверхности фантома разработано и изготовлено устройство в виде сменных рамок высотой от 1 до 10 мм с шагом 1 мм, размером $50 \times 50 \text{ мм}$. Материал рамок – низкоплотный целлюлозный композит, выбранный с учётом минимального взаимодействия с фотонным излучением терапевтических энергий и отсутствия значимых артефактов при КТ-визуализации.

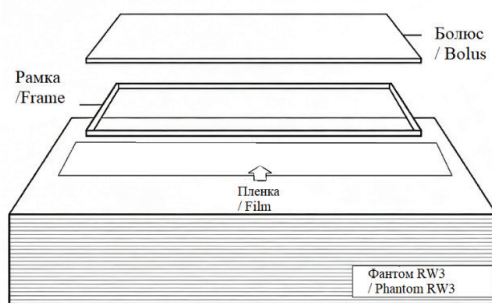


Рисунок 1 – Схема экспериментальной установки

Figure 1 – Scheme of the experimental setup

В экспериментальных исследованиях использовались физические болусы из силиконового тканеэквивалентного материала толщиной 5 и 10 мм. Линейные размеры болуса превышали размеры поля облучения, что исключало влияние краевых эффектов.

Для проведения исследований использовалось следующее оборудование:

- ионизационная камера PTW 31002 (*Semiflex*) с чувствительным объёмом $0,125 \text{ см}^3$,
- электрометр PTW Unidos, обеспечивающий регистрацию заряда и мощности дозы,
- радиохромные плёнки *Gafchromic EBT3*.

С помощью ионизационной камеры PTW 31002, подключённой к электрометру Unidos и размещённой в фантоме на глубине 100 мм, было определено количество мониторинговых единиц, необходимое для подачи поглощённой дозы в диапазоне от 1 до 3 Гр с шагом 0,5 Гр.

Для преобразования оптической плотности плёнки в абсолютные значения дозы проведено калибровочное облучение при дозах от 1,0 до 3,0 Гр с шагом 0,5 Гр. Облучённые плёнки выдерживались 24 ч до стабилизации окраски, затем сканировались на планшетном сканере Epson Expression 11000XL (48-bit RGB, 72 dpi, без автоматической коррекции). Обработка изображений выполнялась в программе ImageJ.

Для проведения эксперимента из одного листа плёнки нарезались образцы размером $50 \times 50 \text{ мм}$. Каждый образец облучался на линейном ускорителе Varian TrueBeam известной дозой в диапазоне от 0 до 3 Гр (шаг 0,5 Гр) в следующих условиях:

- расстояние источник–поверхность 1000 мм;
- глубина расположения плёнки 15 мм;
- поле облучения $100 \times 100 \text{ мм}$;
- номинальная энергия облучения 6 МВ;
- стандартная мощность дозы 300 мониторинговых единиц в мин.

Необлучённый образец использовался в качестве контроля для учёта фоновой оптической плотности. Все облучения измерительных образцов проводились в идентичных геометрических условиях.

Для обеспечения статистической достоверности результатов исследования для каждой комбинации величины физической неоднородности и толщины болуса экспериментальное измерение повторялось трижды (величина физической неоднородности и толщина болуса).

В системе планирования *Eclipse* (алгоритм расчёта AAA, размер вокселя $2 \times 2 \times 2 \text{ мм}^3$) создавались виртуальные болусы, соответствующие экспериментальным условиям. Это позволило сопоставить расчётные и измеренные дозовые значения и провести метрологическую оценку расхождений. Неопределённость расчётов в планирующей системе *Eclipse* принята равной $\pm 2\%$ (стандартное значение для алгоритмов типа В в гомогенных средах).

Для подтверждения равномерности нерегулярности границы раздела фантом с установленным болусом и рамкой проходил КТ-сканирование на томографе *Canon Aquilion Lightning* (толщина среза 2 мм, поле обзора 50 см). Анализ реконструкций подтвердил, что измерения проводились в точках с отклонением толщины зазора от номинального не более $\pm 0,3 \text{ мм}$.

Результаты работы и обсуждение

Построенная индивидуальная калибровочная зависимость для плёнок *Gafchromic EBT3* в диапазоне 1,0–3,0 Гр обеспечила пересчёт оптической плотности в дозу с расширенной неопределённостью не более $\pm 2\%$. Верификация по контрольным точкам показала согласование экспериментально измеренных доз с расчётными значениями в пределах $\pm 1,8\%$, что подтверждает достоверность калибровочной процедуры и её пригодность для преобразования измеренных сигналов в поглощённую дозу.

При отсутствии нерегулярности на границе болус–фантом измеренная доза в контрольной точке (глубина 2 мм под поверхностью болуса) составила 1,235 Гр при расчётном значении 1,280 Гр, что соответствует относительному отклонению 3,5 % (в пределах суммарной неопределённости эксперимента и расчёта).

В результате проведённых экспериментальных исследований по разработанной методике установлено следующее.

При толщине болуса 5 мм:

- при нерегулярности границы раздела 1–5 мм наблюдалось увеличение дозы в диапазоне от +6 % до +15 % относительно расчётного значения;

- при нерегулярности 6–10 мм наблюдалось снижение дозы на 12–23 %.

При толщине болуса 10 мм:

- при нерегулярности 1–5 мм колебания дозы не превышали $\pm 7\%$;

- при нерегулярности 6–10 мм наблюдалось снижение дозы до 15 %.

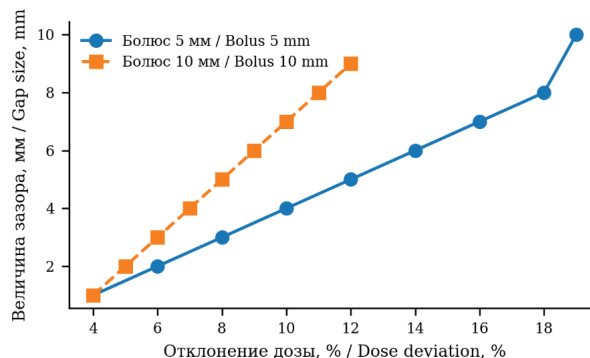


Рисунок 2 – Зависимость величины воздушного зазора на границе болус–фантом от абсолютного отклонения поверхностной дозы для болусов толщиной 5 и 10 мм

Figure 2 – Dependence of the air gap at the bolus–phantom interface on the absolute deviation of the surface dose for bolus thicknesses of 5 mm and 10 mm

Распределение дозы по поверхности фантома имело выраженную неравномерность при увеличении толщины воздушного зазора, что особенно проявлялось при тонком болусе (5 мм) и больших нерегулярностях ($>5 \text{ мм}$).

Полученные результаты позволяют сделать вывод, что наличие нерегулярности на границе раздела болус–фантом оказывает статистически значимое влияние на пространственно-дозиметрические характеристики поля ионизирующего излучения.

При тонком болусе (5 мм) даже небольшая нерегулярность (1–2 мм) приводит к смещению максимума дозы вглубь фантома и локальному увеличению дозы в поверхностном слое вследствие меньшего ослабления первичного фотонного пучка в воздушной прослойке по сравнению с тканезквивалентным материалом. При увеличении нерегулярности до 6–10 мм доминирующим фактором становится нарушение условий электронного равновесия: вторичные электроны, выбитые в болусе, не могут преодолеть воздушный промежуток из-за ограниченного пробега, что приводит к недостаточному поступлению электронов в точку измерения и значительному снижению дозы.

Для болуса толщиной 10 мм влияние зазора выражено слабее, что обусловлено большей

толщиной тканезквивалентного материала, компенсирующей часть геометрического несогласования. Тем не менее, даже в этом случае зазоры более 5 мм приводят к снижению дозы до 15 %, что может иметь важное клиническое значение при облучении поверхностных или приповерхностных целевых объёмов облучения.

Полученные зависимости, указывают на критическую важность обеспечения плотного прилегания болюса к коже пациента. В метрологическом аспекте выявленные отклонения превышают допустимые пределы неопределённости доставки дозы для приповерхностных структур, что требует обязательного контроля качества установки болюса в рамках процедур QA лучевой терапии.

Заключение

Разработан и апробирован измерительно-вычислительный подход к оценке дозиметрических последствий нерегулярности границы раздела болюс–фантом. Подход сочетает экспериментальную дозиметрию с использованием радиохромных плёнок *Gafchromic EBT3* и вычислительное моделирование в системе планирования Eclipse с учётом неопределённости расчётов (± 2 % для алгоритма AAA).

Индивидуальная калибровочная процедура для плёнок *Gafchromic EBT3* в диапазоне 1,0–3,0 Гр обеспечила пересчёт оптической плотности в поглощённую дозу с расширенной неопределённостью не более ± 2 %, что подтверждено верификацией по контрольным точкам (расхождение $\leq 1,8$ %).

На основе экспериментальных данных построены графические зависимости модуля относительного отклонения дозы от величины воздушного зазора для болюсов толщиной 5 и 10 мм. Установлено, что для болюса 5 мм зависимость имеет выраженный нелинейный характер: при зазорах 1–5 мм доза увеличивается на 6–15 %, а при зазорах 6–10 мм снижается на 12–23 %. Для болюса 10 мм зависимость более пологая: при зазорах 1–5 мм отклонения не превышают ± 7 %, а при зазорах 6–10 мм снижение дозы достигает 15 %.

Сопоставление экспериментальных и расчётных данных показало согласие в пределах суммарной расширенной неопределённости

($\pm 3,2$ %), что подтверждает достоверность разработанного подхода и его применимость в процедурах контроля качества дозиметрического планирования и доставки дозы.

Полученные результаты подчёркивают необходимость метрологического контроля качества установки болюса и рассмотрения возможностей компенсации нерегулярностей границы раздела с использованием фиксирующих устройств.

Список использованных источников

1. Чиркова, И.Н. Анализ дозиметрических параметров модели распределения дозы ионизирующего излучения при моделировании облучения поверхности грудной клетки / И.Н. Чиркова, М.Н. Петкевич, М.В. Тумилович // Медэлектроника-2024: сборник научных статей XVI Международной научно-технической конференции, Минск, 5–6 декабря 2024 г.: БГУИР/ М.В. Давыдов, И.И. Ревинская, В.В. Гоман. – Минск, 2024. – С. 260–265.
2. Ратнер, Т.Г. Клиническая дозиметрия. Физико-технические основы / Т.Г. Ратнер, И.М. Лебеденко. – Изд. 2-е. – М.: НИЯУ МИФИ, 2022. – С. 47–49.
3. Khan, F.M. The physics of radiation therapy / F.M. Khan, J.P. Gibbons. – 5th ed. – Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2014. – P. 133–149.
4. Podgorsak, E.B. Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students / E.B. Podgorsak. – Vienna : International Atomic Energy Agency, 2005. – P. 169–188.
5. Van der Merwe, D.G. Surface doses for different radiation beams and delivery techniques / D.G. Van der Merwe, J. Van Dyk, B. Healy // Journal of Applied Clinical Medical Physics. – 2017. – Vol. 18, № 5. – P. 239–247. DOI: 10.1002/acm2.12145
6. Tang, C. Quantify the Effect of Air Gap Errors on Skin Dose for Breast Cancer Radiotherapy / C. Tang, J. Yuan, H. Guo [et al.] // Technology in Cancer Research & Treatment. – 2024. – Vol. 23. – P. 1. DOI: 10.1177/15330338241258566
7. Bakai, A. Sensitivity of IMRT and VMAT to setup errors in the treatment of prostate cancer: a quantitative analysis / A. Bakai, F. Nüsslin // Medical Physics. – 2009. – Vol. 36, № 6. – P. 2310–2318. DOI: 10.1118/1.3134242
8. Almond, P.R. AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams / P.R. Almond, P.J. Biggs, B.M. Coursey [et al.] // Medical Physics. – 1999. – Vol. 26, № 9. – P. 1847–1870. DOI: 10.1118/1.598691
9. Kry, S.F. TLD and OSLD dosimetry systems for remote audits of radiotherapy external beam calibration /

S.F. Kry, P. Alvarez, A. Molineu [et al.] // Radiation Measurements. – 2013. – Vol. 57. – P. 9–14.

DOI: 10.1016/j.radmeas.2013.08.003

10. Poppe, B. Two-dimensional ionization chamber arrays for IMRT plan verification / B. Poppe, A. Blechschmidt, A. Djouguela [et al.] // Medical Physics. – 2006. – Vol. 33, № 4. – P. 1005–1015. **DOI:** 10.1118/1.2198328

11. Niroomand-Rad, A. Radiochromic film dosimetry: recommendations of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 55 / A. Niroomand-Rad, C.R. Blackwell, B.M. Coursey [et al.] // Medical Physics. – 1998. – Vol. 25, № 11. – P. 2093–2115. **DOI:** 10.1118/1.598398

References

1. Chirkova IN. Dependence of dose distribution of ionizing radiation on the selected method for calculating the irradiation plan. Medelectronics-2024, Collection of Abstracts of Reports of the 14th Scientific and Technical Conference, Minsk, 5–6 Dec. Minsk, Belarussian State University of Informatics and Radioelectronics. 2024;260-265 pp. (In Russ.). P. 179-184.

2. Ratner TG, Lebedenko IM. (2022) Clinical dosimetry. Physical and technical foundations. 2022;47-49.

3. Khan FM, Gibbons JP. The physics of radiation therapy. 5th ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins. 2014;133-149.

4. Podgorsak EB. Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students. Vienna: International Atomic Energy Agency. 2005;169-188.

5. Van der Merwe DG, J. Van Dyk, B. Healy. Surface doses for different radiation beams and delivery techniques. Journal of Applied Clinical Medical Physics. 2017;18(5):239-247.

DOI: 10.1002/acm2.12145

6. Tang C. [et al.]. Quantify the Effect of Air Gap Errors on Skin Dose for Breast Cancer Radiotherapy. Technology in Cancer Research & Treatment. 2024;23:1p.

DOI: 10.1177/15330338241258566

7. Bakai A, Nüsslin F. Sensitivity of IMRT and VMAT to setup errors in the treatment of prostate cancer: a quantitative analysis. Medical Physics. 2009;36(6):2310-2318. **DOI:** 10.1118/1.3134242

8. Almond PR. [et al.]. AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams. Medical Physics. 1999;26(9):1847-1870.

DOI: 10.1118/1.598691

9. Kry SF. [et al.]. TLD and OSLD dosimetry systems for remote audits of radiotherapy external beam calibration. Radiation Measurements. 2013;57:9-14.

DOI: 10.1016/j.radmeas.2013.08.003

10. Poppe B. [et al.]. Two-dimensional ionization chamber arrays for IMRT plan verification. Medical Physics. 2006;33(4):1005-1015.

DOI: 10.1118/1.2198328

11. Niroomand-Rad A. [et al.]. Radiochromic film dosimetry: recommendations of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 55. Medical Physics. 1998;25(11):2093-2115.

DOI: 10.1118/1.598398