

ДИАГНОСТИКА И БЕЗОПАСНОСТЬ ТЕХНИЧЕСКИХ И ПРИРОДНЫХ СИСТЕМ
DIAGNOSTICS AND SAFETY OF TECHNICAL AND ENVIRONMENT SYSTEMS

УДК 615.478.1

<https://doi.org/10.29235/1561-8358-2022-67-3-324-331>

Поступила в редакцию 19.04.2022

Received 19.04.2022

Д. И. Козловский

*Республиканский научно-практический центр онкологии и медицинской радиологии имени
Н. Н. Александрова, аг. Лесной, Минский район, Минская область, Республика Беларусь*

**МЕТОДЫ ОЦЕНКИ ТОЧНОСТИ ПОЗИЦИОНИРОВАНИЯ ИСТОЧНИКА ИЗЛУЧЕНИЯ
ПРИ ПРОВЕДЕНИИ БРАХИТЕРАПИИ**

Аннотация. Представлен метод оценки точности позиционирования источника с использованием нового фантома для проведения процедур контроля качества аппликаторов в брахитерапии. Приведено описание фантома для проведения измерения в рамках процедур контроля качества аппликаторов для брахитерапии, которые в виде стержня размещаются в фантоме на расстоянии 2–4 см от места расположения ионизационной камеры. Проведены измерения мощности воздушной кермы от источника и расчет расстояния от источника до ионизационной камеры. Выполнено сравнение измеренных значений расстояний со значениями, полученными при измерении по рентгеновским изображениям аппликатора с расположенным в нем источником либо рентгеноконтрастными маркерами. Зафиксированные при помощи разработанного фантома параметры хорошо согласуются с показателями, полученными при использовании установленного в процедурном помещении рентгеновского аппарата ($p > 0,05$). Применение предложенного фантома позволит не только определить точность установки источника излучения в позиции пребывания в канале аппликатора, но и проводить верификацию планов облучения для различных типов аппликаторов, в том числе с использованием экранирующих блоков.

Ключевые слова: брахитерапия, контроль качества, фантом, аппликатор, позиционирование источника

Для цитирования: Козловский, Д. И. Методы оценки точности позиционирования источника излучения при проведении брахитерапии / Д. И. Козловский // Вес. Нац. акад. навук Беларусі. Сер. фіз.-тэхн. навук. – 2022. – Т. 67, № 3. – С. 324–331. <https://doi.org/10.29235/1561-8358-2022-67-3-324-331>

Dzianis I. Kazlouski

N. N. Alexandrov National Cancer Centre of Belarus, agro-town Lesnoy, Minsk District, Minsk Region, Republic of Belarus

METHOD FOR ASSESSING THE ACCURACY OF SOURCE POSITIONING DURING BRACHYTHERAPY

Abstract. A method for assessing the accuracy of source positioning using a new phantom for quality control procedures of applicators in brachytherapy is presented. A description is given of a phantom for performing measurements as part of quality control procedures for brachytherapy applicators, which are placed in the phantom in the form of a rod at a distance of 2–4 cm from the location of the ionization chamber. The air kerma strength was measured and the distance from the source to the ionization chamber was calculated. The measured values of the distances were compared with the values obtained by measuring the X-ray images of the applicator with a source located in it or radiopaque markers. The parameters recorded using the developed phantom are in good agreement with the parameters obtained using the X-ray machine installed in the procedural room ($p > 0.05$). The use of the proposed phantom will allow not only determination of the accuracy of the radiation source position in the applicator channel, but also verification of the irradiation plans for various types of applicators, including the use of shielding blocks.

Keywords: brachytherapy, quality control, phantom, applicator, source positioning

For citation: Kazlouski D. I. Method for assessing the accuracy of source positioning during brachytherapy. *Vesiti Natsyyanal' - nai akademii navuk Belarusi. Seryya fizika-technichnykh navuk = Proceedings of the National Academy of Sciences of Belarus. Physical-technical series*, 2022, vol. 67, no. 3, pp. 324–331 (in Russian). <https://doi.org/10.29235/1561-8358-2022-67-3-324-331>

Введение и постановка задачи. Брахитерапия является важной частью лучевой терапии и часто используется в комбинации с дистанционной лучевой терапией. Применение брахитерапии обусловлено необходимостью подведения высоких доз облучения на небольшие, хорошо локализованные опухоли либо, при необходимости, снижения суммарной поглощенной дозы на здоровые органы и ткани. Однако этот метод, в сравнении с дистанционной лучевой терапией, подвержен большому количеству неопределенностей [1]. В таком случае точность доставки дозы методом высокодозной брахитерапии является важным аспектом для достижения успешного результата в большей степени из-за малых объемов воздействия и больших градиентов доз. По данным Международной комиссии по радиологической защите, большинства ошибок, зарегистрированных к 2004 г., можно было бы избежать, если бы персонал имел надлежащее оборудование для мониторинга [2].

Использование различных типов аппликаторов для доставки дозы требует проведения процедур контроля качества перед началом их клинического использования для определения соответствия техническим характеристикам аппликатора заявленных размеров и формы канала для движения источника. Ввод аппликаторов в клиническую эксплуатацию как часть программы гарантии качества в лучевой терапии включает в себя проверку дозиметрических и геометрических параметров аппликаторов [3, 4]. Широкое применение аппликаторов индивидуального изготовления для максимального соответствия условий облучения форме и размерам мишени требует тщательной проверки соответствия дозиметрического плана облучения реальным клиническим условиям непосредственно перед каждым сеансом лечения. Геометрия аппликатора или исходные положения источника в канале аппликатора могут быть сохранены в виде файлов библиотеки и позже использоваться в клинических условиях. Важно понимать, что даже реконструированный как следует аппликатор, но при этом неправильно расположенный на трехмерной серии изображений на этапе дозиметрического планирования, не сможет дать верную оценку распределения дозы [5].

Для определения параметров аппликаторов используются рентгеновские пленки, а также цифровые EPID-панели [6, 7]. Хотя измерения с помощью пленки довольно точные, время, необходимое для выполнения нескольких измерений, может быть значительным, поскольку новую пленку необходимо размещать перед каждым экспериментом. Это увеличивает неопределенность позиционирования из-за размещения пленок на держателе и выравнивания аппликатора поверх них [8, 9]. Рентгеновский аппарат с цифровой панелью получения изображений позволяет проводить большое количество измерений за короткий промежуток времени. В то же время значительно повышается точность определения позиции источника, а также возможность моделирования аппликатора в системе планирования лечения, что допускает проведение измерений в трех проекциях и определение соответствия между позициями остановки источника и методами реконструкции аппликатора. В отчете рабочей группы Европейского общества радиационных онкологов, который включает обзор литературы, описываются преимущества отслеживания источника и измерения времени пребывания, а также определяются некоторые требования и будущие направления для дозиметрии *in vivo* в брахитерапии [10].

В данной работе представлено и исследовано устройство, которое предназначено для проведения процедур контроля качества аппликаторов при вводе их в клиническую эксплуатацию. *Основная цель работы* – исследовать метод использования представленного устройства на основе цилиндрического типа аппликаторов, провести измерения в рамках процедур контроля качества аппликаторов с применением данного фантома.

Устройства для проведения контроля качества в брахитерапии. Для минимизации влияния погрешностей расположения источника при проведении дозиметрического планирования лечения и доставке дозы на аппарате брахитерапии проводится контроль качества аппликаторов при вводе их в клиническую эксплуатацию и периодически в процессе использования. Применение аппликаторов индивидуального изготовления позволяет повысить качество лучевой терапии, так как в этом случае радиационное воздействие проводится более эффективно в соответствии с требуемыми условиями. При этом необходимо обратить особое внимание на использование процедур контроля качества перед каждым клиническим применением аппликатора, особенно тогда, когда возможно изменение положения катетеров после аппликации. Проверки систем дозиметрического планирования облучения, которые предназначены для определения качества доступных методов реконструкции, не позволяют в полной мере оценить

точность расположения источника излучения в аппликаторе. Некоторые факторы, такие как кривизна канала для движения источника, точность и воспроизводимость положения источника, путь движения источника к активной позиции и прочие, обуславливают точность положения источника в аппликаторе и, как следствие, точность доставки дозы на аппарате.

Существуют фантомы для определения точности проведения реконструкции аппликатора, то есть определения позиции источников в аппликаторе при дозиметрическом планировании. Например, трехмерный матричный фантом (Baltas Phantom) представляет собой сплошное высокоточное устройство, используемое совместно с аппаратом рентгеновской визуализации для брахитерапии [11]. Фантом состоит из шести пластин из полиметилметакрилата толщиной 20 мм, длиной 120 мм и шириной 120 мм, между которыми вставлены по пять сферических рентгеноконтрастных маркеров (25 в общей сложности). В центральную пластину встроен дополнительный маркер для идентификации положения и ориентации фантома. Данный фантом позволяет проверить только точность реконструкции катетеров для системы дозиметрического планирования.

Существующие в настоящее время системы дозиметрического контроля *in vivo* в брахитерапии не позволяют точно оценить погрешность подведения дозы, а также возможные отклонения в позиционировании источника или аппликатора целиком [12]. Это связано с существенным удалением детектора от излучающей системы, размерами детекторов и точностью их регистрации на полученных изображениях. Даже незначительные отклонения в определении позиции детекторов, в том числе и взаимное смещение излучающей и регистрирующей систем в промежутке между получением изображений и доставкой дозы, не дают возможности оценить влияние неопределенностей позиционирования источника в аппликаторе.

Материалы и методы. Для определения позиции остановки источника нами был предложен фантом (рис. 1), который состоит из квадратной емкости, имеющей длину и ширину стенок по 300 мм, толщину 10 мм. Квадратная емкость выполнена из полиметилметакрилата (ПММА) и снабжена тремя ножками с возможностью регулировки фантома по высоте. Для удобства перемещения фантома квадратная емкость снабжена двумя ручьями, расположенными снаружи

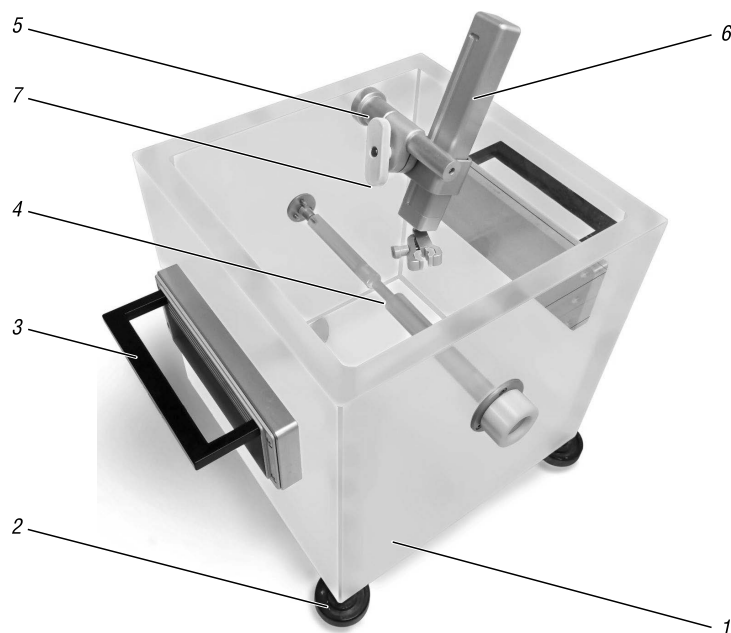


Рис. 1. Внешний вид фантома: 1 – квадратная емкость, 2 – регулируемые ножки (три ножки), 3 – ручки для переноса фантома (две ручки), 4 – устройство для позиционирования ионизационной камеры, 5 – цилиндр, 6 – основа с зажимом, 7 – ручка для фиксации на цилиндре, 8 – вращающий фиксатор аппликатора

Fig. 1. Appearance of the phantom: 1 – square container, 2 – adjustable legs (three legs), 3 – handles for carrying the phantom (two handles), 4 – device for positioning the ionization chamber, 5 – cylinder, 6 – base with clip, 7 – handle for fixing on the cylinder, 8 – rotating applicator lock

по центру противоположащих сторон. Внутри квадратной емкости по центру параллельно двум рукояткам между противоположащими стенками фантома закреплено устройство для позиционирования ионизационной камеры объемом 600 мм^3 типа Farmer, которое представляет собой цилиндр из ПММА диаметром 15 мм для расположения ионизационной камеры в центре фантома. На расстоянии 40 мм от боковой стенки и 30 мм сверху от края стенки закреплено устройство для фиксации аппликатора. Устройство для фиксации аппликатора содержит цилиндр диаметром 20 мм и длиной 60 мм, на котором свободно перемещается основа с зажимом высотой 50 мм, длиной 20 мм и шириной 15 мм. Основа с зажимом снабжена рукояткой для фиксации на цилиндре и вращающим фиксатором аппликатора на ее конце. Квадратную емкость (фантом) наполняют водой до отметки «Full» (40 мм от верхней границы стенки фантома).

Фантом был установлен в процедурном помещении на стол, где размещается аппарат для проведения брахитерапии. Стол расположен в центре помещения на расстоянии не менее 1 м от пола, стен или массивных предметов. Квадратную емкость (фантом) наполнили водой до отметки «Full». Ионизационную камеру разместили в устройстве для ее позиционирования и подключили к электрометру, расположенному в комнате управления. Аппликатор для брахитерапии при помощи устройства фиксации аппликатора расположили таким образом, чтобы исследуемая позиция остановки источника при измерении оказалась на расстоянии 20–40 мм от места расположения ионизационной камеры. Данное расстояние обусловлено расположением области интереса при проведении расчетов для брахитерапии. При этом позиция для измерения выбиралась в точке аппликатора, расположенной на минимальном удалении от ионизационной камеры. Позиция для измерения выбиралась следующим образом: источник располагался в аппликаторе последовательно в каждой позиции, при этом позиция для измерения выбиралась по наибольшему значению показания дозиметра.

Источник излучения помещался в аппликатор в позицию для измерения. Измерения заряда на ионизационной камере при помощи электрометра проводились в течение 1 мин последовательно 4 раза, за измеренное значение принималось среднее арифметическое значение полученных измерений. Расстояние от источника излучения до ионизационной камеры (d , м) было рассчитано по формуле

$$d = \sqrt{\frac{\dot{K}_{\text{ref}} \cdot t}{M_{\text{uncor}} \cdot N_k \cdot p_t \cdot p_p \cdot p_{\text{hum}} \cdot p_{\text{pol}} \cdot p_{\text{ion}} \cdot f_{\text{sc}} \cdot f_{\text{geo}} \cdot p_w}}, \quad (1)$$

где t – время измерений, ч; \dot{K}_{ref} – мощность воздушной кермы, записанная в консоль управления аппаратом на основании калибровки источника, с учетом радиоактивного распада изотопа, $\text{Гр} \cdot \text{м}^2/\text{ч}$; M_{uncor} – некорректируемое показание дозиметра (среднее арифметическое из четырех измерений), Кл; N_k – калибровочный коэффициент ионизационной камеры для гамма-спектра соответствующего изотопа, определенный в единицах воздушной кермы, $\text{Гр}/\text{Кл}$; p_t – поправочный коэффициент на отклонение температуры от стандартных условий при измерении; p_p – поправочный коэффициент на отклонение атмосферного давления от стандартных условий при измерении; p_{hum} – поправочный коэффициент на отклонение относительной влажности от стандартных условий при измерении; p_{pol} – поправочный коэффициент на эффект рекомбинации ионов при измерениях; p_{ion} – поправочный коэффициент на эффект поляризации при измерениях; f_{sc} – поправочный коэффициент, учитывающий разницу в величине рассеянного излучения для полно-рассеивающего фантома и фантома, в котором проводят измерения; f_{geo} – поправочный коэффициент, учитывающий поглощение и рассеяние в воде; p_w – поправочный коэффициент на поглощение и рассеяние в стенке камеры и колпачке во время калибровки.

Не меняя положения аппликатора и ионизационной камеры, фантом разместили на столе рентгеновского изоцентрического аппарата Integrated Brachytherapy Unit (IBU) производства Elekta (Швеция). В аппликатор установили рентгеноконтрастный маркер. Были получены два рентгеновских изображения под углом 45° и 315° (разность – 90°) для минимизации влияния погрешности реконструкции изображений. Полученные рентгеновские снимки загрузили в систему планирования облучения Oncentra Brachy V.4.5.2. При помощи метода реконструкции по описательным точкам (рентгеноконтрастные маркеры) было определено планируемое положение источника при измерениях, после чего измерено расстояние между центром ионизационной камеры и полученной активной позицией, которая соответствует позиции источника во время

измерений. Далее аппликатор подключили к аппарату для проведения лечения. Источник излучения был расположен в позиции для проведения измерений, определенной ранее для вычисления расстояния до ионизационной камеры. При помощи аппарата IBU получили рентгеновские изображения аппликатора с источником, по которым в системе планирования облучения провели измерение расстояния между центром источника и центром ионизационной камеры. Измерения проводились при трех различных положениях аппликатора в фантоме.

Результаты и их обсуждение. Расстояние источник–камера определялось тремя способами.

Способ № 1: вычисление по формуле (1), для чего проводили измерения мощности воздушной кермы, создаваемой источником излучения в фантоме.

Способ № 2: с использованием полученных рентгеновских изображений фантома с аппликатором и размещенным в нем источником излучения. Для этого полученные рентгеновские изображения импортировались в систему дозиметрического планирования лечения, а затем вычисляли расстояние между координатами точек, соответствующих положениям центра капсулы с источником и центра ионизационной камеры.

Способ № 3: путем вычисления длины отрезка между точками, которые соответствуют центру ионизационной камеры и активной позиции источника, определенной при проведении реконструкции аппликатора в процессе планирования по рентгеновским изображениям. Определение расстояния источник–камера выполнялось последовательно для трех положений аппликатора в фантоме – на расстоянии 2, 3 и 4 см от центра держателя ионизационной камеры и ближайшей точкой аппликатора.

При помощи теста Колмогорова–Смирнова проведена проверка на нормальность. Для всех выборок значения наблюдаемого уровня значимости составило больше 0,05 (p -value > 0,05), то есть все выборки распределены нормально. В табл. 1 приведены значения статистических характеристик выборки, полученной в результате эксперимента.

Т а б л и ц а 1. Параметры распределения выборок

T a b l e 1. Sample distribution parameters

Параметр распределения	Расстояние источник–камера, рассчитанное по формуле (1), мм (способ № 1)			Расстояние источник–камера, измеренное по изображениям, мм (способ № 2)			Расстояние источник–камера, измеренное от активной позиции, мм (способ № 3)		
	Положение 1	Положение 2	Положение 3	Положение 1	Положение 2	Положение 3	Положение 1	Положение 2	Положение 3
Среднее значение	20,69	31,48	39,49	20,7	31,48	39,69	21,78	31,98	40,88
Стандартное отклонение	0,21	0,29	0,21	0,26	0,29	0,24	0,31	0,31	0,31
Минимальное значение	20,24	30,86	39,04	20,21	30,86	39,17	20,24	31,31	40,21
Максимальное значение	21,05	31,99	39,85	21,14	31,99	40,10	22,32	32,52	41,42

Далее для сравнения выборок между собой применялся дисперсионный анализ. По результатам данного анализа был сделан вывод о том, что различия между выборками значимы. Для того чтобы выяснить, между какими группами имеются различия, применялся метод множественных сравнения Шеффе. Результаты представлены в табл. 2 и на рис. 2.

Таким образом, различия между способами № 1 и 2 оказались не значимы для расстояний менее 3 см от источника излучения до ионизационной камеры. Реконструкция аппликатора, проведенная для определения расстояния источник–камера способом № 3, выполнялась от дистальной позиции остановки источника до зоны интереса с запасом в 1–2 см. Данный процесс вносит дополнительные неопределенности в измерения, что является одной из основных причин более значительного отклонения по сравнению со способами № 1 и 2. В то же время реконструкция криволинейного канала аппликатора может приводить к дополнительным неопределенностям по причине несоответствия положения тросика источника и положения центра капсулы при движении вдоль канала аппликатора. Существующие на данный момент способы реконструкции в системах дозиметрического планирования не позволяют полностью исключить погрешность реконструкции криволинейного канала, так как путь движения капсулы источника

зачастую меньше, чем путь движения тросика. Это связано с особенностями конструкции аппликаторов и привода источника в аппарате.

Измерения способом №1 менее трудоемки, однако требуют наличия цифрового изоцентрического рентгеновского аппарата, установленного в процедурном помещении. Использование данного способа обнаружения источника излучения в аппликаторе является предпочтительным. Погрешность определения расстояния по рентгеновским снимкам определяется исходя из точности реконструкции полученных рентгеновских изображений. Качество данных изображений было проверено с использованием геометрического фантома рентгеновского аппарата в соответствии с инструкцией по техническому обслуживанию. Величина отклонений измеренных расстояний для фантома составляла менее 0,5 мм для расстояний 80–100 мм.

Измерения способом №2 не требуют установки рентгеновского аппарата в процедурном помещении и могут осуществляться с использованием оборудования, предназначенного для ежемесячного контроля качества аппаратов для брахитерапии, а также предложенного фантома. Как видно на рис. 1 и в табл. 2, данные, полученные способами №1 и №2, отличаются в незначительной степени. Использование предложенного фантома позволит не только определить точность установки источника излучения в позиции пребывания в канале аппликатора, но и проводить верификацию планов облучения для различных типов аппликаторов, в том числе с применением экранирующих блоков.

Измерения способом №3 могут проводиться только оборудованием для получения изображений, которое применяется в рутинной клинической практике. Данный тип проверок можно использовать при необходимости измерений геометрических параметров аппликатора и предполагаемых мест расположения источника излучения в канале в каждой допустимой позиции пребывания. Основное преимущество такого способа контроля – отсутствие необходимости эксплуатации дополнительного оборудования, а также простота выполнения. Однако данный способ не обладает высокой точностью, так как требуется проведение реконструкции аппликатора. Это вносит дополнительные погрешности в измерения, особенно при наличии аппликатора с криволинейной формой канала для движения источника излучения. Проверку геометрических параметров аппликаторов предпочтительнее выполнять периодически в процессе их использования, а также для аппликаторов ручного изготовления перед каждым клиническим применением. Это позволит сократить время, затрачиваемое на проведение процедур контроля качества. Однако данный способ не подходит для определения позиции пребывания источника, что является важным этапом ввода аппликаторов в клиническую эксплуатацию.

Т а б л и ц а 2. Результаты дисперсионного анализа (критический уровень значимости 0,05)

Table 2. Results of the analysis of variance (critical significance level 0.05)

Способ	Способ №1	Способ №2	Способ №3
<i>Положение 1</i>			
Способ №1	–	$p = 0,967$	$p = 0,000$
Способ №2	$p = 0,967$	–	$p = 0,000$
Способ №3	$p = 0,000$	$p = 0,000$	–
<i>Положение 2</i>			
Способ №1	–	$p = 0,005$	$p = 0,000$
Способ №2	$p = 0,005$	–	$p = 0,000$
Способ №3	$p = 0,000$	$p = 0,000$	–
<i>Положение 3</i>			
Способ №1	–	$p = 0,001$	$p = 0,000$
Способ №2	$p = 0,001$	–	$p = 0,000$
Способ №3	$p = 0,000$	$p = 0,000$	–

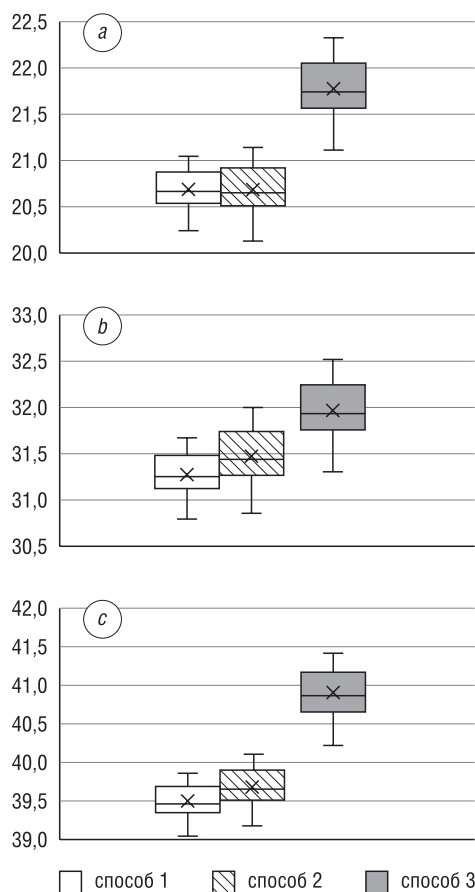


Рис. 2. Диаграммы распределения значений расстояний источник-камера при различных положениях аппликатора: а – положение 1, б – положение 2, с – положение 3

Fig. 2. Diagrams of the distribution of source-camera distance values for different positions of the applicator: a – position 1, b – position 2, c – position 3

Использование предложенного фантома для получения изображений (рентгеновских и компьютерной томографии) аппликатора в воде позволит повысить качество визуализации и, как следствие, – реконструкции аппликатора.

Закключение. Проведено исследование способов оценки точности пребывания источника излучения в терапевтической позиции в рамках процедуры контроля качества при вводе аппликаторов в клиническую эксплуатацию. Применение изоцентрического рентгеновского аппарата в процедурном помещении дает широкий спектр возможностей для проведения процедур контроля качества аппликаторов. Наличие качественного цифрового изображения источника излучения дает возможность точно идентифицировать позиции пребывания в канале аппликаторов, что позволяет повысить точность доставки дозы, особенно при использовании аппликаторов индивидуального изготовления.

Предложен фантом для проведения процедур контроля качества при вводе аппликаторов в клиническую эксплуатацию. Измерение мощности дозы от источника в фантоме может быть использовано при проведении процедур контроля качества аппликаторов с рентгенозащитными вставками. Это позволит выявить реальный коэффициент пропускания защитных пластин, в том числе дозу в полутени защитных приспособлений.

Предложенное устройство предоставляет широкие возможности для проведения контроля качества аппликаторов и позволит проводить различные измерения для любого типа аппликаторов. Геометрические ошибки в определении положения источников могут привести к различиям между расчетом дозового распределения и доставленной на аппарате дозой. Внедрение соответствующих процедур контроля качества в клиническую практику минимизирует погрешности отпуска дозы с использованием различных типов аппликаторов. Правильная и корректная стратегия реконструкции аппликатора обеспечит уровень погрешности реконструкции для значительного снижения влияния на доставку дозы. При правильном проведении контроля качества неопределенность реконструкции, как правило, меньше, чем другие неопределенности брахитерапии (движение органов в процессе подготовки и оконтуривание мишени и органов риска).

Список использованных источников

1. Comprehensive QA for radiation oncology: report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 40 / G. J. Kutcher [et al.] // *Med. Phys.* – 1994. – Vol. 21, №4. – P. 581–618. <https://doi.org/10.1118/1.597316>
2. Valentin, J. Prevention of high-dose-rate brachytherapy accidents. ICRP Publication 97 / J. Valentin // *Ann. ICRP.* – 2005. – Vol. 35, №2. – P. 1–51. <https://doi.org/10.1016/j.icrp.2005.05.002>
3. A novel system for commissioning brachytherapy applicators: example of a ring applicator / G. P. Fonseca [et al.] // *Phys. Med. Biol.* – 2017. – Vol. 62, №21. – Art. 8360. <https://doi.org/10.1088/1361-6560/aa8d0a>
4. Consequences of random and systematic reconstruction uncertainties in 3D image based brachytherapy in cervical cancer / K. Tanderup [et al.] // *Radiother. Oncol.* – 2008. – Vol. 89, №2. – P. 156–163. <https://doi.org/10.1016/j.radonc.2008.06.010>
5. Commissioning of Varian ring & tandem HDR applicators: reproducibility and interobserver variability of dwell position offsets / R. McMahon [et al.] // *J. Appl. Clin. Med. Phys.* – 2011. – Vol. 12, №4. – Art. 3447. <https://doi.org/10.1120/jacmp.v12i4.3447>
6. Source position verification and dosimetry in HDR brachytherapy using an EPID / R. L. Smith [et al.] // *Med. Phys.* – 2013. – Vol. 40, №11. – Art. 111706. <https://doi.org/10.1118/1.4823758>
7. EPID-based Quality Assurance Technique for HDR Ring and Tandem Source Dwell Positions with the Nucletron Flexitron Afterloader / C. Tam [et al.] // *Brachytherapy.* – 2014. – Vol. 13, №1. – P. S15e-S126. <https://doi.org/10.1016/j.brachy.2014.02.286>
8. Awunor, O. A multicenter study to quantify systematic variations and associated uncertainties in source positioning with commonly used HDR afterloaders and ring applicators for the treatment of cervical carcinomas / O. Awunor, D. Berger, C. Kirisits // *Med. Phys.* – 2015. – Vol. 42, №8. – P. 4472–4483. <https://doi.org/10.1118/1.4923173>
9. Awunor, O. Direct reconstruction and associated uncertainties of (192)Ir source dwell positions in ring applicators using gafchromic film in the treatment planning of HDR brachytherapy cervix patients / O. Awunor, B Dixon, C Walker // *Phys. Med. Biol.* – 2013. – Vol. 58, №10. – P. 3207–3225. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/58/10/3207>
10. *In vivo* dosimetry in brachytherapy / K. Tanderup [et al.] // *Med. Phys.* – 2013. – Vol. 40, №7. – Art. 070902. <https://doi.org/10.1118/1.4810943>
11. The ESTRO-QUALity assurance network for brachytherapy geometric check / A. Roue [et al.] // *ESTRO news.* – 2003. – №56. – P. 8–9.
12. *In vivo* dosimetry in brachytherapy: Requirements and future directions for research, development, and clinical practice / G. P. Fonseca [et al.] // *Phys. Imaging Radiat. Oncol.* – 2020. – Vol. 16. – P. 1–11. <https://doi.org/10.1016/j.phro.2020.09.002>

References

1. Kutcher G. J., Coia L., Gillin M., Hanson W. F., Leibel S., Morton R. J., Palta J. R., Purdy J. A., Reinstein L. E., Svensson G. K., et al. Comprehensive QA for radiation oncology: report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 40. *Medical Physics*, 1994, vol. 21, no. 4, pp. 581–618. <https://doi.org/10.1118/1.597316>
2. Valentin J. Prevention of high-dose-rate brachytherapy accidents. ICRP Publication 97. *Annals of the ICRP*, 2005, vol. 35, no. 2, pp. 1–51. <https://doi.org/10.1016/j.icrp.2005.05.002>
3. Fonseca G. P., van den Bosch M. R., Voncken R., Podesta M. A novel system for commissioning brachytherapy applicators: example of a ring applicator. *Physics in Medicine and Biology*, 2017, vol. 62, no. 21, art. 8360. <https://doi.org/10.1088/1361-6560/aa8d0a>
4. Tanderup K., Hellebustb T. P., Lange S., Granfeldtd J., Pötterc R., Lindegaard J. C., Kirisitsc C. Consequences of random and systematic reconstruction uncertainties in 3D image based brachytherapy in cervical cancer. *Radiotherapy and Oncology*, 2008, vol. 89, no. 2, pp. 156–163. <https://doi.org/10.1016/j.radonc.2008.06.010>
5. McMahon R., Zhuang T., Steffey B. A., Song H. Commissioning of Varian ring & tandem HDR applicators: reproducibility and interobserver variability of dwell position offsets. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 2011, vol. 12, no. 4, art. 3447. <https://doi.org/10.1120/jacmp.v12i4.3447>
6. Smith R. L., Taylor M. L., McDermott L. N., Haworth A., Millar J. L., Franich R.D. Source position verification and dosimetry in HDR brachytherapy using an EPID. *Medical Physics*, 2013, vol. 40, no. 11, art. 111706. <https://doi.org/10.1118/1.4823758>
7. Tam C., Sonier M., Wronski M., Au P., Ravi A. EPID-based Quality Assurance Technique for HDR Ring and Tandem Source Dwell Positions with the Nucletron Flexitron Afterloader. *Brachytherapy*, 2014, vol. 13, no. 1, pp. S15e–S126. <https://doi.org/10.1016/j.brachy.2014.02.286>
8. Awunor, O., Berger D., Kirisits C. A multicenter study to quantify systematic variations and associated uncertainties in source positioning with commonly used HDR afterloaders and ring applicators for the treatment of cervical carcinomas. *Medical Physics*, 2015, vol. 42, no. 8, pp. 4472–4483. <https://doi.org/10.1118/1.4923173>
9. Awunor O., Dixon B., Walker C. Direct reconstruction and associated uncertainties of (192)Ir source dwell positions in ring applicators using gafchromic film in the treatment planning of HDR brachytherapy cervix patients. *Physics in Medicine and Biology*, 2013, vol. 58, no. 10, pp. 3207–3225. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/58/10/3207>
10. Tanderup K., Beddar S., Andersen C. E., Kertzscher G., Cygler J.E. *In vivo* dosimetry in brachytherapy. *Medical Physics*, 2013, vol. 40, no. 7, art. 070902. <https://doi.org/10.1118/1.4810943>
11. Roue A., Venselaar J., Ferreira I. H., Bridier A., Dutreix A. The ESTRO-QUALity assurance network for brachytherapy geometric check. *ESTRO news*, 2003, no. 56, pp. 8–9.
12. Fonseca G. P., Johansen J. G., Smith R. L., Beaulieu L., Beddar S., Kertzscher G., Verhaegen F., Tanderup K. *In vivo* dosimetry in brachytherapy: Requirements and future directions for research, development, and clinical practice. *Physics and Imaging in Radiation Oncology*, 2020, vol. 16, pp. 1–11. <https://doi.org/10.1016/j.phro.2020.09.002>

Информация об авторе

Козловский Денис Иванович – магистр (медицинская физика), сотрудник отдела по инженерному обеспечению лучевой терапии, Республиканский научно-практический центр онкологии и медицинской радиологии имени Н.Н. Александрова (аг. Лесной, 223040, Минский район, Минская область, Республика Беларусь). <https://orcid.org/0000-0001-8165-7597>. E-mail: dn2007@tut.by

Information about the author

Dzianis I. Kazlouski – Master's Degree (Medical Physics), Employee of the Radiation Therapy Engineering Department, N.N. Alexandrov National Cancer Centre of Belarus (agro-town Lesnoy, 223040, Minsk District, Minsk Region, Republic of Belarus). <https://orcid.org/0000-0001-8165-7597>. E-mail: dn2007@tut.by