

СИСТЕМАТИЧЕСКИЕ ПОГРЕШНОСТИ ПОЗИЦИОНИРОВАНИЯ ИСТОЧНИКА ИОНИЗИРУЮЩЕГО ИЗЛУЧЕНИЯ ПРИ ПРОВЕДЕНИИ КОНТАКТНОЙ ЛУЧЕВОЙ ТЕРАПИИ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ КОЛЬЦЕВОГО АППЛИКАТОРА

Д.И. Козловский¹, Е.В. Титович², А.И. Пльшевская¹

¹ Республиканский научно-практический центр онкологии и медицинской радиологии им. Н.Н.Александрова, Минск, Белоруссия

² УП “АДАНИ”, Минск, Белоруссия

Проведено исследование целесообразности проверки геометрии и длины канала для передвижения источника внутри аппликаторов при брахитерапии, а также тестирования корректности позиционирования источника ионизирующего излучения (ИИ) внутри канала аппликаторов в рамках процедуры ввода в эксплуатацию и рутинного контроля качества аппликаторов для брахитерапии. Для этого было установлено влияние погрешности позиционирования источника ИИ для трех наиболее популярных моделей кольцевых аппликаторов с использованием планарных рентгеновских изображений. С этой целью был создан план облучения, в котором источник ИИ находился последовательно во всех позициях с шагом 2,5 мм в кольцевой части на время, достаточное для получения рентгеновского изображения аппликатора с источником, после чего проведено многократное облучение аппликатора в соответствии с параметрами данного плана терапии. Для проведения реконструкции аппликатора использовалось 4 различных метода.

Показано, что метод реконструкции влияет на точность определения положения источника в аппликаторе. Были установлены максимальные значения отклонений установки источников ИИ в позициях облучения внутри аппликаторов и положения, в которых они наблюдаются, а также средние и медианные значения погрешностей позиционирования. Отдельно был проведен анализ погрешностей позиционирования источника ИИ в позициях, используемых при формировании “стандартного” дозового распределения, которое является начальной точкой для проведения оптимизации индивидуальных дозовых распределений.

Основываясь на полученных результатах, считаем приемлемым проведение процедуры контроля качества точности позиционирования источника излучения в брахитерапии не реже 1 раза в месяц, что позволит учесть полученные результаты при проведении лучевого лечения пациентов, повысив таким образом качество оказываемой медицинской помощи.

Ключевые слова: *брахитерапия, контроль качества, кольцевой аппликатор*

Введение

Основным способом, позволяющим обеспечить неизменно высокое качество лечения онкологических пациентов методом брахите-

рапии, является неукоснительное соблюдение программы гарантии качества лучевой терапии. При проведении брахитерапии рака шейки матки одним из наиболее важных этапов га-

рантии качества является верификация основных геометрических и дозиметрических параметров аппликаторов при вводе их в клиническую эксплуатацию. Вследствие возможности получения большей гибкости при оптимизации дозового распределения, хорошей воспроизводимости положения аппликатора в теле пациента обычно предпочитают использовать кольцевой тип аппликаторов для проведения брахитерапии рака шейки матки [1]. Высокий градиент дозы, вплоть до 12 %/мм в области терапии при лечении шейки матки методом брахитерапии, помимо прочих аспектов делает критически важной необходимость точного определения положения источника в аппликаторе [2].

Одним из параметров программы контроля качества, который необходимо регулярно проверять, является точность повторяющегося позиционирования источника излучения в аппликаторах, которая может быть определена как соответствие между запланированными положениями пребывания с использованием системы планирования облучения) и реальными позициями источника в аппликаторе. По причине того, что диаметр капсулы источника и закрепленного к ней проводника меньше внутреннего диаметра канала, в котором перемещается источник ионизирующего излучения (ИИ), наблюдаются расхождения между запланированным и реальным положениями источника в аппликаторе. Тем не менее, такая конструкция аппликатора необходима для того, чтобы источник мог свободно перемещаться в просвете кольца [1]. В связи с этим наблюдаются отклонения между идеальным кругом канала кольцевого аппликатора, расчетными позициями рентгеноконтрастных маркеров и реальной позицией остановки источника излучения [3]. В отчете экспертной группы № 56 ААРМ рекомендуется, чтобы это соответствие находилось в пределах ± 2 мм относительно системы аппликаторов [4].

В различных аппликаторах одного производителя могут наблюдаться различия в геометрии канала для движения источника, что может существенно сказаться на качестве доставки дозы пациенту [1]. Различия, наблюдаемые между данными аудита и ввода в эксплуатацию, также указывают на некоторые отклонения в позициях источников ИИ при проведении лучевого лечения в разных медицинских центрах. По данным литературных источников, разница в реальном и запланированном

положении источников может достигать 2–6 мм [5–10].

Ввод аппликаторов в клиническую эксплуатацию, таким образом, является важным шагом в обеспечении качества реконструкции аппликатора (определение траектории движения источника ИИ в аппликаторе) и, как следствие, точности доставки дозы. Во время этого процесса местоположение источников определяется друг относительно друга или относительно контрольной точки в аппликаторе, например, по расстоянию от вершины тандемного аппликатора до первой позиции остановки источника. Реконструкция положения источника излучения в системе планирования лечения является ключевой частью процесса реконструкции аппликатора при брахитерапевтическом лечении рака шейки матки с высокой мощностью дозы (ВМД). Ошибка в реконструкции аппликатора приводит к сдвигу параметров гистограммы доза-объем до 5–6 %/мм для критических органов. Избегая систематических погрешностей реконструкции аппликаторов, неопределенность параметров гистограммы доза-объем возможно сократить ниже 10 % у 90 % пациентов [5].

Ввод в эксплуатацию аппликатора должен включать в себя получение трехмерного изображения (компьютерная томография) аппликатора с толщиной среза предпочтительно 1 мм, чтобы можно было визуализировать геометрию внутреннего канала по отношению к внешней поверхности аппликатора. Также для проверки позиционирования источника широко используется автордиография. Важно понимать, что даже правильно реконструированный аппликатор, неправильно расположенный при 3D-исследовании, приведет к некорректной оценке распределения дозы у пациента. Аппликатор также может быть реконструирован путем оцифровки траектории источника непосредственно в полученных изображениях. При этом наиболее важными этапами являются определение первой позиции остановки и траектории движения источника. Если позиция остановки находится между двумя изображениями, следует применить интерполяцию, для чего используются поперечные (или паратрансверсальные) изображения. Реконструкция изогнутого аппликатора на нескольких изображениях создает риск восстановления слишком длинной или слишком короткой траектории, следовательно, места пребывания будут расположены неправильно, что может при-

вести к неточностям в распределении дозы. Сегодня системы планирования в брахитерапии предлагают возможность получения так называемых многоплоскостных изображений реконструкции. Если соответствующая часть аппликатора, например, кольцевой аппликатор, можно визуализировать на одном таком изображении, проблем с прямой реконструкцией, описанных выше, можно избежать [4].

Ввод в эксплуатацию аппликаторов для брахитерапии рака шейки матки может также включать в себя как проверку геометрии и длины канала для движения источника [1, 3] и размеров аппликатора, так и проверку корректности позиционирования источника внутри аппликатора [2, 4].

Целью данной работы является обнаружение указанных выше несоответствий при позиционировании источника излучения в кольцевых аппликаторах.

Материал и методы

Определение реальной позиции остановки источника проводилось с использованием рентгенограмм, полученным на рентгеновском аппарате IBU, производства Nucletron, (Нидерланды). Кольцевой аппликатор был размещен на столе перпендикулярно направлению рентгеновского пучка как можно ближе к изоцентру аппарата при помощи системы для фиксации аппликаторов с базовой пластиной. Аппликатор был подсоединен к аппарату для брахитерапии microSelectron HDR V3 Digital (Elekta,

Швеция) при помощи транспортных трубок. Для исключения возможных погрешностей позиционирования, связанных с движением источника по транспортным трубкам, аппарат был отодвинут от излучающей системы на максимально возможное расстояние, а головка аппарата поднята на высоту стола, на котором расположена базовая пластина с аппликатором. Расположение аппликатора и полученное рентгеновское изображение показано на рис. 1.

С использованием специально созданного плана "QA" источник излучения был размещен в кольцевом аппликаторе последовательно во всех позициях с шагом 2,5 мм в кольцевой части на время, достаточное для получения рентгеновского изображения аппликатора с источником. Были получены рентгеновские снимки аппликатора с источником излучения и с помещенными рентгеноконтрастными маркерами под углами штатива аппарата 45°, 90°, 135° и 180°. Полученные изображения были переданы на планирующую систему Oncentra Brachy v4.5.2. Для проведения реконструкции аппликатора использовалось 4 доступных метода.

По первому методу Describing points (далее – dec points) реконструкция проводилась по рентгеноконтрастным маркерам, расположенным на расстоянии 1 см друг от друга. Каждый маркер соответствует положению, которое мог бы занимать источник (позиции остановки источника излучения). Данные позиции используются для проверки соответствия длины реконструируемых сегментов катетера положе-

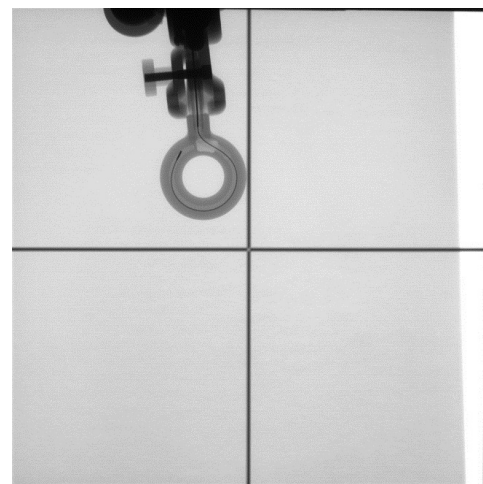
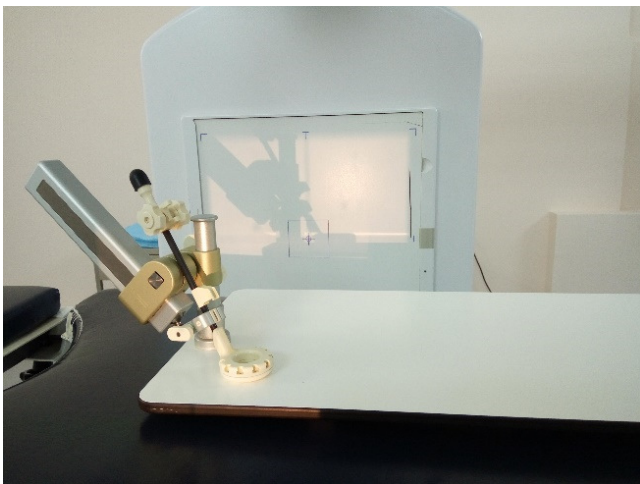


Рис. 1. Позиционирование аппликатора при получении проверочных изображений

ниям рентгеновских маркеров. Были использованы изображения, полученные под углом штатива рентгеновского аппарата 45° и 135° , при использовании которых достигается максимальная точность и качество визуализации маркеров. Использование известного расстояния между метками позволило контролировать точность процесса реконструкции.

Второй метод реконструкции tracking был реализован с использованием ортогональных рентгеновских изображений под углами штатива аппарата 90° и 180° . Путь движения источника располагался вдоль центральной линии канала на расстоянии 6 мм от внутренней границы просвета кольца согласно описанию производителя аппликатора.

Третий метод реконструкции Applicator library (далее – lib old) представляет собой размещение виртуальной модели аппликатора, изготовленной производителем программного обеспечения на основе реальной модели, на ортогональных рентгеновских изображениях под углами штатива аппарата 90° и 180° . При этом изображения, полученные под углами 45° и 135° , использовались для корректировки положения виртуального аппликатора и проверки

качества реконструкции. В данном случае трехмерная модель аппликатора проецируется на проекционные изображения. Проекция представляет собой световое поле, которое излучается из фокусной точки и расширяется, отбрасывая тень модели аппликатора на проекционное двумерное изображение. Путь движения источника в данной модели аппликатора располагался в геометрическом центре просвета кольца.

Четвертый метод реконструкции (далее – lib new) аналогичен третьему, однако путь движения источника соответствовал реальному положению источника в канале аппликатора по данным производителя (использован source path версии 1.0.1 или 1.1).

Методы реконструкции, используемые в данном исследовании, отображены на рис. 2.

С целью исключения влияния случайных погрешностей при реконструкции или при определении положения источника реконструкция аппликатора была выполнена 30 раз каждым методом, а для получения координат источника на каждом полученном рентгеновском изображении были добавлены опорные точки пациента в геометрическом центре изоб-

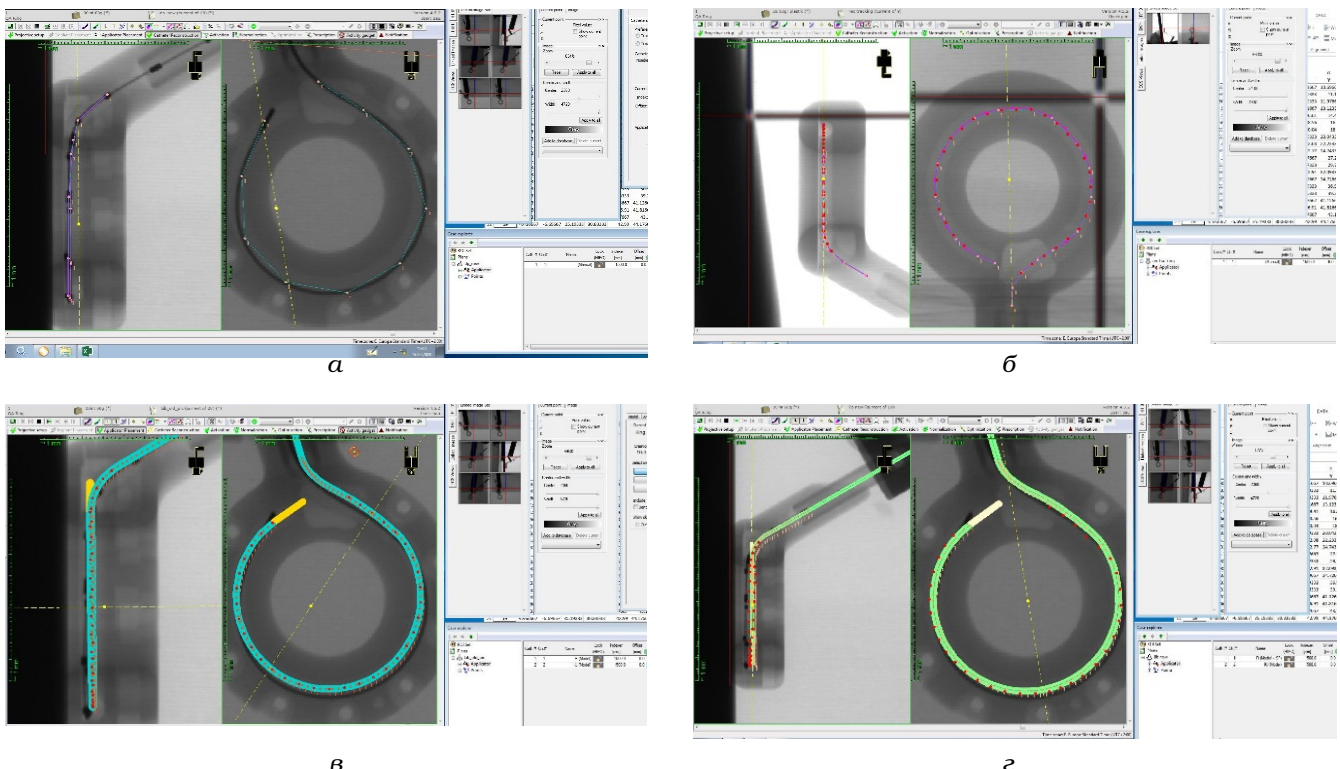


Рис. 2. Методы реконструкции аппликатора: а – tracking, б – dec points, 3 – lib old, 4 – lib new

раженной на рентгеновском снимке капсулы с источником 30 раз в каждой позиции. С использованием полученных координат точек были рассчитаны расстояния от реальной позиции остановки источника до позиций, полученных в результате реконструкции на системе планирования облучения. Данные были получены для трех наиболее популярных моделей аппликаторов: кольцевой КТ-МР-совместимый аппликатор диаметром 26 мм и уклоном 60° (далее – кольцо R26), пластиковый внутритканевой кольцевой аппликатор диаметром 30 мм и уклоном 60° (далее – кольцо R30) и пластиковый внутритканевой кольцевой аппликатор диаметром 34 мм и уклоном 60° (далее – кольцо R34). Количество позиций остановки источника соответствовало максимальному количеству активных позиций при использовании библиотеки аппликатора и source path версии 1.0.1 либо 1.1, а именно, для кольца R26 – 30 позиций, для кольца R30 – 35 позиций, для кольца R34 – 40 позиций.

Результаты и обсуждение

Анализ полученных данных проводился при помощи кроссплатформенной интегрированной среды разработки SPYDER на языке программирования PYTHON. При проведении анализа было выявлено, что распределение вероятностей не подчиняется нормальному зако-

ну распределения, поэтому были использованы непараметрические критерии для оценки различия между медианами погрешностей реконструкции. Для оценки статистической значимости между погрешностями, полученных при использовании различных методов реконструкции, применялся критерий Краскелла-Уолисса (см. табл. 1).

Для исследуемых аппликаторов различия в медианах оказались значимыми, следовательно, мы можем сделать вывод, что метод реконструкции влияет на точность определения положения источника в аппликаторе. Средние значения погрешностей позиционирования аппликаторов указаны в табл. 2.

Средние значения координат источников излучения в позициях остановки были представлены на рис. 3.

Диаграммы погрешностей в каждой позиции остановки для исследуемых типов аппликаторов представлены на рис. 4.

При использовании метода реконструкции dec points наблюдалось увеличение погрешности позиционирования до 4 мм. Наибольшие значения погрешности получены при расположении источника в нижней части кольцевой трубки, однако на практике активация данных позиций производится крайне редко по причине близкого расположения органов, подверженных риску переоблучения (прямая и сигмовидная кишки). Небольшой разброс зна-

Таблица 1

Критерий Краскелла-Уолисса

Оценка	Тип аппликатора		
	Кольцо R26	Кольцо R30	Кольцо R34
Статистика критерия Краскелла-Уолисса	818,36	2091	1911,53
p-значение	<0,05	<0,05	<0,05

Таблица 2

Средние значения погрешностей позиционирования источника

Тип реконструкции аппликатора	Кольцо R26	Кольцо R30	Кольцо R34
	Среднее значение / Медианное значение (интраквартильный размах), мм	Среднее значение / Медианное значение (интраквартильный размах), мм	Среднее значение / Медианное значение (интраквартильный размах), мм
lib_old	1,46/1,45 (0,25)	1,11/1,07 (0,33)	1,45/1,39 (0,28)
lib_new	0,55/0,54 (0,21)	1,24/1,33 (0,34)	0,87/0,86 (0,28)
tracking	3,61/2,13 (1,37)	2,84/2,83 (0,28)	2,7/2,58 (0,46)
dec points	1,64/1,63 (1,83)	2,06/2,02 (0,23)	2,36/2,43 (0,17)

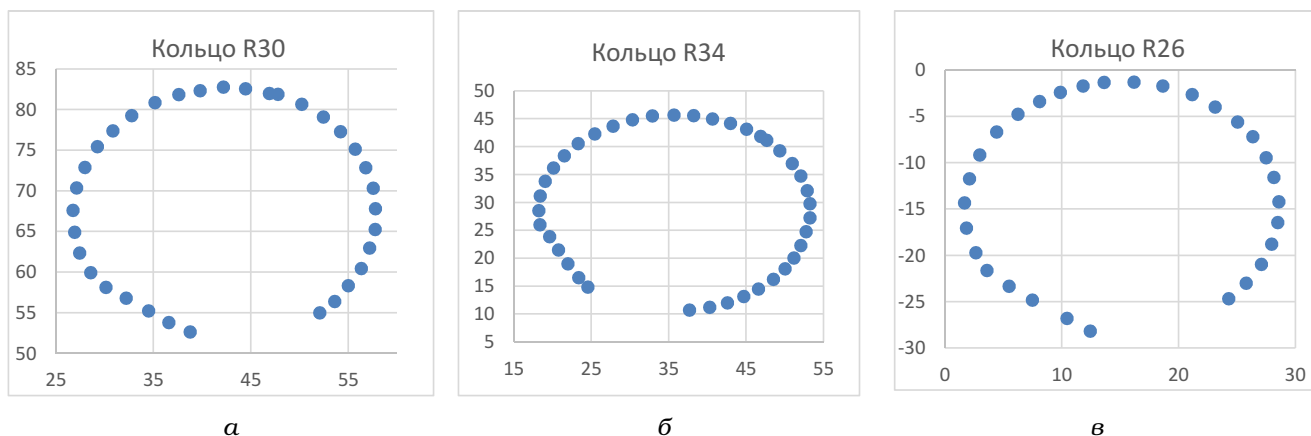
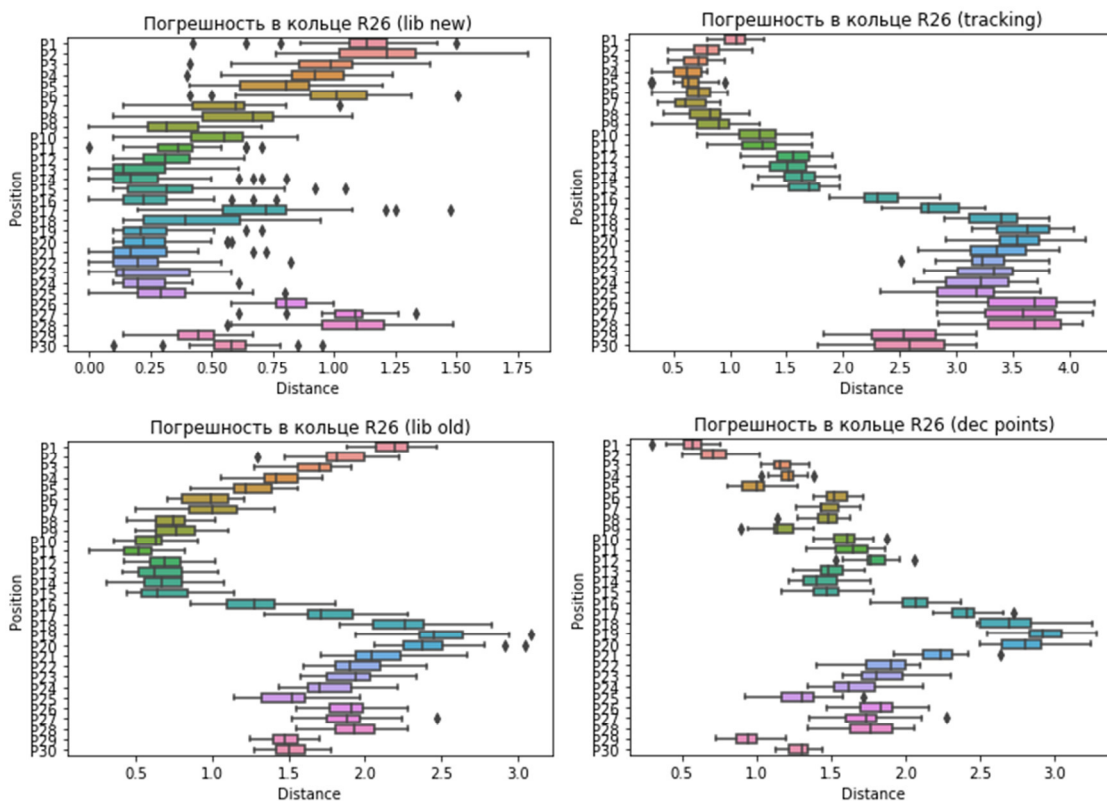


Рис. 3. Средние значения координат позиций остановки источника, полученные по рентгеновскому изображению аппликатора с источником (шаг источника 2,5 мм)

чений обусловлен использованием рентген-контрастных меток, которые позволяют увеличить точность реконструкции аппликаторов по рентгеновским изображениям. Наименьшее отклонение наблюдается в первой наиболее удаленной позиции остановки, что обусловлено конструкцией маркеров – катетер с маркерами

располагается вдоль дальней стенки канала для движения источника и практически полностью совпадает с расположением источника и проверочного кабеля. Большое (10 мм) расстояние между маркерами по сравнению с изгибом в кольце приводит к неточностям в определении позиций, которые располагаются меж-



ду маркерами, а также их расположение вблизи стенки канала приводит к отклонениям в определении активных позиций по сравнению с действительным расположением источника излучения в аппликаторе.

При использовании метода реконструкции tracking погрешность позиционирования составляет до 4 мм в нижней части кольцевой трубки. Метод приводит к большему разбросу значений в сравнении с dec points, т. к. геометрический центр канала не контрастируется и не визуализируется на рентгеновских изображениях, что вносит дополнительные трудности в процесс реконструкции. Несоответствие активных позиций источника его действительному расположению обусловлено тем, что при проведении реконструкции точки привязки располагаются в центре канала, однако в действительности источник излучения располагается ближе к задней стенке канала, а прикрепленный к нему тросик – в непосредственной близости к данной стенке (см рис. 1).

При реконструкции аппликатора при помощи библиотек наибольшее отклонение наблюдается в нижней части аппликатора, а также в первых и последних позициях. Максимальное отклонение не превышает 2,3 мм. Большой разброс параметров по сравнению с другими методами реконструкции обусловлен сложностью точного определения позиции аппликатора на рентгеновском снимке вследствие невозможности реконструкции изображений. Точки привязки, необходимые для по-

зиционирования аппликатора, не видны на рентгеновском изображении либо могут быть определены неправильно по причине несоответствия в определении первой позиции остановки источника по рентгеноконтрастным маркерам, а также размытия закругленных стенок канала аппликатора, необходимых для точного определения расположения кончика аппликатора или внутренней границы просвета кольца.

Отдельно был проведен анализ погрешностей позиционирования источников в позициях, использующихся при формировании стандартного дозового распределения, которое является отправной точкой для проведения оптимизации. Конфигурация данных позиций соответствует системе Fletcher применительно к кольцевому аппликатору, но не является обязательным условием применения кольцевого аппликатора в брахитерапии [11]. Деактивация данных позиций проводится в случаях особенностей анатомического строения мишени и органов риска для формирования требуемого дозового распределения. Средние значения (ср. знач.) и медианные значения (мед. знач.) полученных отклонений представлены в табл. 3.

Заключение

Проведено исследование целесообразности осуществления проверки геометрии и длины канала для движения источника внутри ап-

Таблица 3

Значения отклонений позиций остановки источников при использовании различных методов реконструкции для трех типов аппликаторов

Метод реконструкции	Поз. 1 № Ср. знач. /мед. знач.	Поз. 2 № Ср. знач. /мед. знач.	Поз. № 3 Ср. знач. /мед. знач.	Поз. № 4 Ср. знач. /мед. знач.	Поз. № 5 Ср. знач. /мед. знач.	Поз. № 6 Ср. знач. /мед. знач.	Поз. № 7 Ср. знач. /мед. знач.	Поз. № 8 Ср. знач. /мед. знач.
Кольцо R26								
lib_old	1,67/1,7	1,26/1,22	1,00/1,00	0,76/0,76	2,42/2,37	1,96/1,90	1,76/1,80	1,89/1,70
lib_new	0,97/0,98	0,78/0,80	0,53/0,60	0,37/0,32	0,26/0,22	0,22/0,20	0,23/0,20	0,80/0,81
tracking	0,69/0,72	0,65/0,63	0,63/0,60	0,84/0,90	3,33/3,40	3,58/3,54	3,24/3,23	3,24/3,23
dec points	1,16/1,16	1,00/1,00	1,48/1,44	1,17/1,14	2,23/2,24	1,85/1,80	1,29/1,30	1,29/1,30
Кольцо R30								
lib_old	0,70/0,74	0,59/0,56	0,62/0,59	0,64/0,65	1,53/1,56	1,31/1,28	1,12/1,11	0,99/0,98
lib_new	1,59/1,59	1,06/1,05	0,53/0,53	0,37/0,30	1,82/1,85	2,06/2,08	1,93/1,91	1,69/1,70
tracking	2,04/2,05	2,16/2,17	2,23/2,24	2,22/2,19	3,72/3,71	3,41/3,45	3,16/3,13	3,06/3,04
dec points	2,17/2,15	2,53/2,5	2,51/2,52	2,25/2,28	1,92/1,93	1,30/1,32	1,47/1,47	1,56/1,57
Кольцо R34								
lib_old	1,51/1,48	1,40/1,36	0,93/0,89	1,08/1,06	1,64/1,63	1,16/1,14	1,06/1,01	0,73/0,70
lib_new	1,06/1,0	0,53/0,42	0,36/0,25	0,73/0,70	1,06/1,06	1,14/1,10	1,13/1,12	1,22/1,17
tracking	0,91/0,90	1,13/1,25	1,74/1,85	2,09/2,08	3,87/3,85	3,25/3,16	3,05/2,97	2,78/2,72
dec points	2,39/2,37	2,62/2,62	2,60/2,59	2,77/2,75	2,48/2,48	1,68/1,65	1,41/1,40	1,48/1,52

пликаторов для брахитерапии и размеров аппликатора, а также тестирования корректности позиционирования источника ионизирующего излучения (ИИ) внутри канала аппликаторов в рамках процедуры ввода в эксплуатацию и рутинного контроля качества аппликаторов для брахитерапии. Для этого было установлено влияние несоответствия при позиционировании источника ИИ для трех наиболее популярных моделей кольцевых аппликаторов с использованием планарных рентгеновских изображений.

Показано, что метод реконструкции влияет на точность определения положения источника в аппликаторе ($p < 0,05$). Были установлены максимальные значения отклонений установки источников ИИ в позициях облучения внутри аппликаторов и положения, в которых они наблюдаются, а также средние и медианные значения погрешностей позиционирования (см. табл. 2).

Отдельно был проведен анализ погрешностей позиционирования источника ИИ в позициях, использующихся при формировании стандартного дозового распределения, которое является начальной точкой для оптимизации индивидуальных дозовых распределений пациентов. Результаты исследования могут быть использованы медицинскими физиками при выборе оптимального метода реконструкции аппликатора в соответствии с доступными методами визуализации и возможностями системы планирования облучения, что позволит увеличить точность и скорость планирования и, как следствие, повысит качество лечения пациентов.

Основываясь на полученных результатах, считаем приемлемым проведение процедуры контроля качества точности позиционирования источника излучения в брахитерапии не реже 1 раза в месяц, повысив таким образом качество оказываемой медицинской помощи. Полученные результаты показывают важность проведения процедур контроля качества при вводе аппликаторов в клиническую эксплуатацию и будут полезны медицинским физикам в брахитерапии при проведении реконструкции кольцевых аппликаторов.

Заключение

Авторы выражают благодарность д.т.н. профессору И.Г. Тарутину, Ю.И. Козловской за помощь в подготовке материала.

Список литературы

1. Hoshyar N., Cohen G., Voros L., Zaider M. Commissioning of Tandem and Split Ring Applicator // *Brachytherapy*. 2019. Vol. 15. Suppl. 1. P. S153
2. 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 // *Med. phys.* 2015. Vol. 42. Issue 8. P. 72–83.
3. Fonseca G., van den Bosch M.R., Voncken R., Podesta M. A novel system for commissioning brachytherapy applicators: Example of a ring applicator // *Phys. Med. Biol.* 2017. Vol. 62. Number 21.
4. Hiroyuki Okamoto, Satoshi Nakamura, Shie Nishioka, Kotaro Iijima et al. Independent Assessment of Source Position for Gynecological Applicator in High-Dose-Rate Brachytherapy. Code of practice for brachytherapy physics: report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 56. American Association of Physicists in Medicine // *Med. Phys.* 1997. Vol. 24, P. 1557–1598.
5. Tanderup K., Hellebust T.P., Stefan Lang, Granfeldt J. et al. Consequences of Random and Systematic Reconstruction Uncertainties in 3D Image Based Brachytherapy in Cervical Cancer // *Radiother. Oncol.* 2008. Vol. 89. P. 156–163.
6. Awunor, 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 // *Phys. Med. Biol.* 2013. Vol. 58. P. 3207–3225.
7. Kirisits C., Rivard M.J., Baltas D. et al. Review of clinical brachytherapy uncertainties: Analysis guidelines of GEC-ESTRO and the AAPM // *Radiother. Oncol.* 2014. Vol. 110, P. 199–212.
8. Stern R, Liu T. Dwell position inaccuracies in the Varian GammaMed HDR applicator // *Med. Phys.* 2009. Vol. 36. P. 2534.

9. Waid D, Morrison J, Glennie G. Commissioning the ring & tandem combination applicator set – CT & MR compatible, for clinical use with the VariSource HDR unit // *Med Phys*. 2009. Vol. 36. P. 2525.
10. Potter R., Kirisits C., Erickson B., Haie-Meder C.. ICRU REPORT No. 89. Prescribing, recording, and reporting brachytherapy for cancer of the cervix // *J. ICRU*. 2013. Vol. 13. P. 151–159.

SYSTEMATIC ERRORS IN RADIATION SOURCE POSITION DURING BRACHYTHERAPY PROCEDURES USING A RING APPLICATOR

D.I. Kazlouski¹, E.V. Titovich², A.Y. Plyshevskaya¹

¹ *N.N. Alexandrov National Cancer Centre of Belarus, Minsk, Republic of Belarus*

² *ADANI, Minsk, Republic of Belarus*

The study dedicated to investigations of quality assurance aspects of the brachytherapy applicator interior channel for the movement of the source inside it and the geometry, as well as testing the correct positioning of the ionizing radiation (IR) source inside the channel as part of the commissioning and routine quality control procedures for brachytherapy applicators. The influence of inconsistencies in the positioning of the IR source were established for the three most popular models of ring applicators using planar X-ray images. For this purpose, an irradiation plan was created where the IR source was sequentially positioned with a 2.5 mm step for a time sufficient to obtain an X-ray image of the applicator with the IR source inside, and repeated irradiation of the applicator was carried out in accordance with the parameters of this designed RT plan. Four different techniques were used to reconstruct the applicator.

The reconstruction method affects the accuracy of determining the position of the source in the applicator significantly. The maximum values of the deviations in the positioning of IR sources in the positions of irradiation inside the applicators and the positions in which they are observed, as well as the mean and median values of the positioning errors were determined. A particular analysis of the positioning errors of the IR source in the positions of the standard dose distribution, which is the common starting point for optimization of individual dose distributions of patients, was carried out.

Based on the results obtained, we consider it acceptable to conduct a quality control procedure for the positioning accuracy of a radiation source in brachytherapy at least once a month, which will allow taking into account the results obtained when delivering brachytherapy procedures for patients, thus increasing the quality of medical care provided.

Key words: *brachytherapy, quality control, ring applicator*

E-mail: dn2007@tut.by