

РАЗЛИЧИЯ МЕТОДОВ РЕКОНСТРУКЦИИ КОЛЬЦЕВОГО АППЛИКАТОРА ПРИ ПРОВЕДЕНИИ БРАХИТЕРАПИИ

Д.И. Козловский, А.Ю. Пльшевская

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

Цель: Анализ и сравнение существующих методов реконструкции кольцевого аппликатора, а также разработка метода реконструкции, наиболее приближенного к действительной траектории движения источника излучения, при дозиметрическом планировании брахитерапии.

Материал и методы: Оценка методов реконструкции проводилась на основе КТ-изображений, которые использовались для дозиметрического планирования лечения пациентов. Полученные данные о позиционировании источника излучения с использованием рентгеновских изображений были перенесены на КТ-изображения при помощи методов матричного преобразования. Предложен метод реконструкции по траектории движения источника, при котором были получены минимальные расхождения в расположении позиций установки источника в сравнении с координатами действительных позиций останова. Для проведения сравнения реконструкция аппликатора была выполнена тремя различными методами: методом библиотек производителя аппликаторов, по траектории движения источника и предложенным выше методом.

Результаты: Оценка результатов проводилась по гистограмме доза–объем. Дозовые характеристики были выбраны на основании рекомендованного отчета МКРЕ № 89. Для оценки наличия влияния метода реконструкции на дозовые характеристики применялся критерий Фридмана. Различия между дозами при разных методах реконструкции оказались значимыми (критической величиной уровня значимости считали $p=0,05$). Максимальные значения отклонений медианных значений параметров гистограммы доза–объем составило 7,8 % для метода lib, 8,6 % для метода tracking и 7,9 % для метода track_new. Были рассчитаны медианные значения отклонений позиций источника, полученных при использовании описанных ранее методов реконструкции, от действительных позиций останова источника, обнаруженных экспериментально.

Заключение: Использование предложенного метода реконструкции track_new повышает точность определения позиций останова источника излучения в аппликаторе и, как следствие, точность доставки дозы на аппарате брахитерапии по сравнению с ручным методом tracking. Методы, используемые при проведении данного исследования, могут быть использованы при вводе аппликаторов в клиническую эксплуатацию в рамках программы гарантии качества лучевого лечения. Полученные результаты будут полезны медицинским физикам при необходимости выбора методики реконструкции аппликатора в соответствии имеющимися возможностями и методами визуализации и, как следствие, повысят точность дозиметрического планирования и доставки дозы на аппаратах брахитерапии.

Ключевые слова: *брахитерапия, кольцевой аппликатор, реконструкция*

DOI: 10.52775/1810-200X-2021-91-3-46-54

Введение

При проведении лучевого лечения методом брахитерапии качество дозиметрического планирования является одним из ключевых факторов для достижения успешного результата. Одним из основных этапов планирования, который наиболее значимо оказывает влияние на точность подведения дозы, является реконструкция расположения излучающей системы (аппликаторы, катетеры) [1]. За последние годы качество дозиметрического планирования претерпело изменения, наиболее значимым из которых является появление библиотек аппликаторов для более точного и быстрого проведения реконструкции. Однако в настоящее время многие онкологические учреждения пользуются ручными методами реконструкции, что вносит дополнительную погрешность в точность доставки дозы пациенту.

Соблюдение программы гарантии качества лучевой терапии является одним из важнейших методов повышения качества лечения лучевого лечения пациентов. Ввод аппликаторов в клиническую эксплуатацию, как часть программы гарантии качества в лучевой терапии, включает в себя проверку дозиметрических и геометрических параметров аппликаторов [1, 2]. Точность позиционирования источника, которая определяется как соответствие между действительным положением источника ионизирующего излучения (ИИИ) и положением, определяемым реконструкцией аппликатора на системе планирования лечения, является основным параметром программы контроля качества при вводе аппликаторов в клиническую эксплуатацию. При проведении брахитерапии рака шейки матки одним из наиболее популярных типов аппликаторов, используемых для формирования дозового распределения, является кольцевой аппликатор. Выбор данного аппликатора обуславливается рядом преимуществ: дополнительные возможности для оптимизации дозового распределения, возможность применения результатов дозиметрического планирования для последующих фракций лечения, удобство использования и уменьшение дискомфорта для пациента во время укладок [3]. Для получения возможности перемещения ИИИ внутри кольцевого аппликатора необходимо, чтобы ширина канала для движения источника была больше диаметра капсулы источника. Однако это приводит к расхождению между запланированным и ре-

альным положением ИИИ. Также геометрические характеристики канала для движения источника и самого аппликатора могут иметь отличия у разных производителей, что вносит дополнительные неопределенности при проведении брахитерапии рака шейки матки [3]. Отмечаются различия в правильности запланированного положения ИИИ в канале аппликатора до 6 мм [4–6].

Таким образом ввод в эксплуатацию аппликаторов для брахитерапии – это один из наиболее важных этапов проведения контроля качества, который существенным образом влияет на точность доставки дозы пациенту при проведении брахитерапии. Основные методы проверки точности позиционирования ИИИ являются методы определения положения источника при помощи EPID-панелей, рентгеновской пленки, цифровой радиографии [7, 8].

Целью данной работы является разработка метода реконструкции кольцевого аппликатора, наиболее приближенного к действительной траектории движения ИИИ, а также оценка различий в дозовых нагрузках при использовании различных методов реконструкции аппликатора при дозиметрическом планировании брахитерапии.

Материал и методы

Оценка влияния методов реконструкции на точность доставки дозы облучения проводилась с использованием кольцевых аппликаторов, наиболее часто применяемых для проведения брахитерапии гинекологических локализаций. Полученные ранее данные о разнице в действительном положении ИИИ и положением, определенным методом реконструкции аппликатора, будут использованы в данной работе [9]. Реконструкция аппликаторов проводилась с использованием программного обеспечения Oncentra Brachy v. 4.5.2, Elekta, Швеция. Шаг между соседними позициями остановки ИИИ был выбран 2,5 мм и соответствует минимальному шагу источника для аппарата microSelectron HDR v3 Digital, Elekta, Швеция. С целью сравнения методов и анализа дозовых характеристик при использовании различных методов реконструкции были использованы 60 серий КТ-изображений пациентов с кольцевым внутритканевым аппликатором различных размеров вагинальной части (по 20 серий изображений для каждого размера аппликатора:

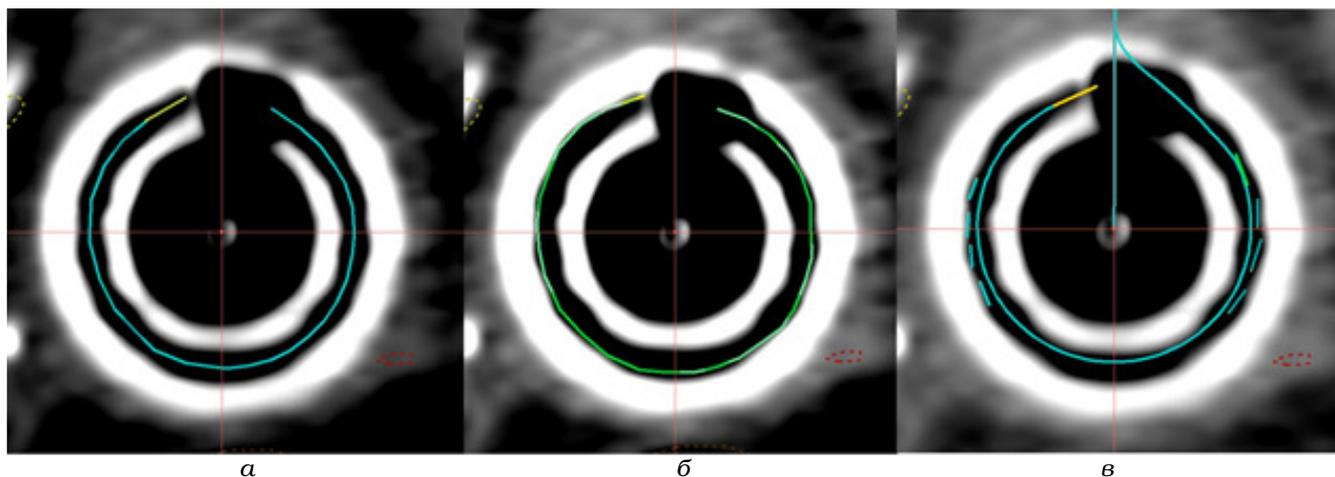


Рис. 1. Методы реконструкции: а – “tracking”, б – “track_new”, в – “lib”

кольцо R26 – с диаметром 26 мм, кольцо R30 – с диаметром 30 мм и кольцо R34 – с диаметром 34 мм). Расхождения между действительными позициями остановки ИИИ и позициями, полученными в результате проведения реконструкции аппликатора, могут приводить к дополнительным неопределенностям при доставке дозы на аппаратах брахитерапии. Для оценки данных расхождений были использованы дозиметрические планы пациентов, для которых были дополнительно реконструированы катетеры, активные позиции в которых полностью совпадали с действительными позициями остановки ИИИ.

Реконструкция данных катетеров выполняется по двум точкам следующим образом. Координаты первой точки катетера полностью совпадали с координатами действительных позиций остановки ИИИ. Вторая точка катетера располагалась на расстоянии в несколько сантиметров вдоль касательной к окружности аппликатора, проходящую через первую точку катетера (рис. 1в). Данное расположение катетеров позволит установить ориентацию капсулы с источником в соответствии с направлением движения ИИИ в аппликаторе и свести к минимуму различия в расчетах функции анизотропии, которая зависит от угла поворота ИИИ к точке интереса. Дозиметрические планы пациентов были рассчитаны по полученным КТ-изображениям, а реконструкция аппликатора была выполнена с использованием библиотечной модели производителя. Используемые серии КТ-изображений позволяют оценивать поглощенные дозы в объеме структур, в отличие

от первоначально полученных рентгеновских снимков, а также имеют более четкую визуализацию частей аппликатора, в отличие от МРТ-изображений.

Поскольку система координат рентгеновских изображений, которые были получены с целью проведения эксперимента, не совпадает с системой координат КТ-изображений пациентов, то необходимо выполнить переход в новую систему координат. Для этого была использована матрица преобразования, которая включает в себя компоненты, учитывающие трехмерный перенос, масштабирование, трехмерный сдвиг и вращение (1):

$$M = X^{-1} \times Y, \quad (1)$$

где M – матрица преобразования; X^{-1} – обратная матрица координат активных позиций ИИИ в аппликаторе, реконструированном при помощи библиотечной модели производителя по рентгеновским изображениям при проведении эксперимента; Y – матрица координат активных позиций ИИИ в аппликаторе, реконструированном при помощи библиотечной модели производителя на КТ-изображениях пациента.

Матрица координат действительных позиций ИИИ на КТ-изображениях была рассчитана по формуле:

$$W = Z \times M, \quad (2)$$

где Z – матрица координат действительных позиций остановки ИИИ, полученных на рентгеновских изображениях в ходе эксперимента.

С целью повышения качества реконструкции аппликатора методом обозначения траектории движения ИИИ (далее – tracking)

были использованы серии КТ-изображений аппликаторов трех размеров (кольцо R26, кольцо R30 и кольцо R34). Реконструкция кольцевого аппликатора выполнялась методом tracking для различных комбинаций расположения пути движения ИИИ в канале аппликатора. При этом позиции остановки ИИИ в полученном в результате реконструкции аппликаторе должны быть расположены на максимально близком расстоянии от точек, обозначающих действительные позиции остановки ИИИ, которые были получены при помощи метода матричного преобразования, описанного выше.

Метод реконструкции, при котором были выявлены минимальные расхождения между координатами позиций остановки при реконструкции и координатами действительных позиций остановки ИИИ (далее – track_new) изображен на рис. 1б и заключался в следующем. Первая точка реконструкции соответствовала кончику канала для движения ИИИ. Путь ИИИ в канале обозначался точками на расстоянии 3–4 мм вдоль внешней стенки канала аппликатора. Точки располагались на границе внешней стенки канала и материала аппликатора, при этом отступ от первой точки реконструкции до первой позиции остановки ИИИ составил 5 мм. Для количественной оценки расхождений в позиционировании ИИИ при данном методе реконструкция была выполнена 30 раз с целью исключения влияния случайных ошибок при действиях оператора планирующей системы.

Реконструкция катетеров на серии КТ-изображений пациентов была выполнена тремя различными методами, представленными на рис. 1:

- ✓ метод реконструкции аппликатора методом обозначения траектории движения источника tracking,
- ✓ предложенный метод реконструкции track_new,

- ✓ метод реконструкции с использованием библиотеки аппликатора (далее – lib).

После проведения реконструкции катетеров проводилась активация позиций остановки ИИИ идентично первоначальному дозиметрическому плану. Времена нахождения ИИИ в каждой активной позиции были равны соответствующим активным позициям в кольцевой части аппликатора с учетом радиоактивного распада изотопа. Возможные расхождения в позиционировании ИИИ во внутриматочной части аппликатора не учитывались, при этом расположение активных позиций для планов с действительными позициями остановки ИИИ не менялись и полностью соответствовали первоначальному дозиметрическому плану. Метод реконструкции по описательным точкам не применялся по причине невозможности проведения реконструкции и оценки результатов на КТ-изображениях без использования рентгеноконтрастных маркеров.

Результаты

Обработка результатов осуществлялась при помощи дистрибутива ANACONDA на языке программирования PYTHON v3,8. Использовались библиотеки PANDAS, NUMPY, SCIPY.

Были рассчитаны медианные значения отклонений позиций ИИИ, полученных при использовании описанных ранее методов реконструкции, от действительных позиций остановки ИИИ, обнаруженных экспериментально. Полученные данные представлены в табл. 1. Максимальное значение отклонений параметров гистограммы доза–объем составило 7,8 % для метода lib, 8,6 % для метода tracking и 7,9 % для метода track_new.

Оценка погрешности подведения дозы при использовании различных методов реконструкции была проведена по гистограмме доза–объем, основные параметры которой были

Таблица 1

Отклонения в позиционировании источника ионизирующего излучения при использовании различных методов реконструкции

Метод реконструкции аппликатора	Кольцо R26 Среднее значение / максимальное значение, мм	Кольцо R30 Среднее значение / максимальное значение, мм	Кольцо R34 Среднее значение / максимальное значение, мм
tracking	2,13 / 3,7	2,84 / 4,25	2,88 / 4,77
track_new	1,06 / 1,46	1,65 / 2,24	1,12 / 1,71
lib	0,83 / 1,21	1,24 / 2,09	0,87 / 1,65

Таблица 2

Медианные значения параметров гистограммы доза–объем при дозиметрическом планировании с использованием различных методов реконструкции аппликатора

Параметры ГДО	Кольцо R26				Кольцо R30				Кольцо R34			
	real	lib	track- ing	track _new	real	lib	tracki ng	track _new	real	lib	track ing	track _new
Rectum $D_{0.1cc}$, Гр	4,14	4,03	4,08	4,21	3,56	3,28	3,39	3,59	3,19	3,33	2,98	3,07
Bladder $D_{0.1cc}$, Гр	5,42	5,44	5,5	5,27	4,8	5,14	5,22	4,82	4,39	4,3	4,76	4,47
CTV D_{98} , Гр	4,45	4,21	4,18	4,10	4,83	4,69	4,59	4,78	4,64	4,66	4,55	4,60
Bladder D_{2cc} , Гр	4,16	4,20	4,18	4,10	3,72	3,86	3,88	3,82	3,53	3,46	3,67	3,49
Sigmoid D_{2cc} , Гр	3,02	3,01	2,95	2,97	3,54	3,45	3,41	3,50	3,44	3,51	3,43	3,45
CTV D_{90} , Гр	5,17	5,14	4,99	5,00	5,54	5,46	5,41	5,46	5,47	5,43	5,34	5,42
Sigmoid $D_{0.1cc}$, Гр	4,05	4,05	4,00	4,08	4,47	4,41	4,48	4,42	4,23	4,27	4,22	4,28
CTV V_{100} , %	92,17	91,85	89,83	89,86	95,92	94,99	94,42	95,35	95,10	95,37	94,50	94,96
Rectum D_{2cc} , Гр	3,04	2,99	2,97	3,04	2,39	2,30	2,32	2,41	2,18	2,23	2,11	2,18
CTV D_{50} , Гр	8,23	8,19	7,88	7,82	8,35	8,33	8,29	8,29	8,37	8,39	8,21	8,25

Таблица 3

Критерий Фридмана для оценки дозовых характеристик

Значение статистики критерия	Наблюдаемый уровень значимости, p	Тип аппликатора	Анатомические структуры	Параметр гистограммы доза–объем
11,580	0,009	Кольцо R26	Rectum	$D_{0.1cc}$
28,500	0,000	Кольцо R26	Bladder	D_{2cc}
22,980	0,000	Кольцо R26	Bladder	$D_{0.1cc}$
49,560	0,000	Кольцо R26	CTV	D_{50}
21,900	0,000	Кольцо R26	Rectum	D_{2cc}
36,840	0,000	Кольцо R26	Sigmoid	$D_{0.1cc}$
48,720	0,000	Кольцо R26	CTV	D_{90}
40,020	0,000	Кольцо R26	CTV	V_{100}
43,980	0,000	Кольцо R26	Sigmoid	D_{2cc}
44,337	0,000	Кольцо R26	CTV	D_{98}
20,100	0,000	Кольцо R30	Rectum	$D_{0.1cc}$
33,420	0,000	Кольцо R30	Bladder	D_{2cc}
26,608	0,000	Кольцо R30	Bladder	$D_{0.1cc}$
36,060	0,000	Кольцо R30	CTV	D_{50}
23,774	0,000	Кольцо R30	Rectum	D_{2cc}
25,924	0,000	Кольцо R30	Sigmoid	$D_{0.1cc}$
29,760	0,000	Кольцо R30	CTV	D_{90}
29,580	0,000	Кольцо R30	CTV	V_{100}
41,400	0,000	Кольцо R30	Sigmoid	D_{2cc}
25,980	0,000	Кольцо R30	CTV	D_{98}
14,760	0,002	Кольцо R34	Rectum	$D_{0.1cc}$
38,580	0,000	Кольцо R34	Bladder	D_{2cc}
32,280	0,000	Кольцо R34	Bladder	$D_{0.1cc}$
27,060	0,000	Кольцо R34	CTV	D_{50}
23,100	0,000	Кольцо R34	Rectum	D_{2cc}
9,140	0,048	Кольцо R34	Sigmoid	$D_{0.1cc}$
20,638	0,000	Кольцо R34	CTV	D_{90}
18,317	0,000	Кольцо R34	CTV	V_{100}
15,540	0,001	Кольцо R34	Sigmoid	D_{2cc}
12,420	0,000	Кольцо R34	CTV	D_{98}

Таблица 4

Ранжирование параметров гистограммы доза-объем по критерию Пэйджа

Параметры гистограммы доза-объем	Методы реконструкции			
	real	lib	tracking	track_new
	Тип аппликатора – Кольцо R26			
Bladder $D_{0,1cc}$	39	60	67	34
Bladder D_{2cc}	39	62	68	31
Rectum $D_{0,1cc}$	59	34	50	57
Rectum D_{2cc}	63	36	37	64
Sigmoid $D_{0,1cc}$	75	55	27	43
Sigmoid D_{2cc}	76	56	23	45
CTV V_{100}	75	59	28	38
CTV D_{98}	77	59	29,5	34,5
CTV D_{90}	78	58	24	40
CTV D_{50}	79	59	33	29
	Тип аппликатора – Кольцо R30			
Bladder $D_{0,1cc}$	29	63,5	64,5	43
Bladder D_{2cc}	30	66	67	37
Rectum $D_{0,1cc}$	61	28	54	57
Rectum D_{2cc}	64,5	28	48	59,5
Sigmoid $D_{0,1cc}$	74	34,5	44,5	47
Sigmoid D_{2cc}	79	31	37	53
CTV V_{100}	74	47	30	49
CTV D_{98}	73	47	32	48
CTV D_{90}	74	50	30	46
CTV D_{50}	75	56	40	29
	Тип аппликатора – Кольцо R34			
Bladder $D_{0,1cc}$	49	29	75	47
Bladder D_{2cc}	54	29	77	40
Rectum $D_{0,1cc}$	45	69	41	45
Rectum D_{2cc}	44	71	33	52
Sigmoid $D_{0,1cc}$	42	60	43	55
Sigmoid D_{2cc}	43	68	38	51
CTV V_{100}	61,5	62	33	43,5
CTV D_{98}	62	57	36	45
CTV D_{90}	65	61	37,5	36,5
CTV D_{50}	69	58	44	29

выбраны согласно рекомендациям МКРЕ № 89. Дозовые величины были получены при задании предписанной дозы 5 Гр, которая используется при дозиметрическом планировании, и были пересчитаны с использованием линейно-квадратичной модели, при этом $\alpha/\beta=3$ для мочевого пузыря (Bladder), прямой (Rectum) и сигмовидной (Sigmoid) кишки, $\alpha/\beta=10$ для клинического объема мишени высокого риска (CTV). Значения величин параметров гистограммы доза-объем представлены в табл. 2.

Для оценки наличия влияния метода реконструкции на дозовые характеристики применялся критерий Фридмана. Различия между дозами при разных методах реконструкции оказались значимыми (критической величиной уровня значимости считали $p=0,05$). В

табл. 3 приведены значения статистики критерия и наблюдаемого уровня значимости.

Также для определения тенденции изменения дозы был использован критерий Пейджа. Параметры гистограммы доза-объем были ранжированы в зависимости от метода реконструкции для различных типов используемых аппликаторов и приведены в табл. 4. Были построены диаграммы (рис. 2) распределения суммы рангов по всем параметрам (ранги, полученные при ранжировании доз по каждому случаю при расчете по критерию Фридмана).

Выводы

Использование предложенного метода реконструкции track_new повышает точность

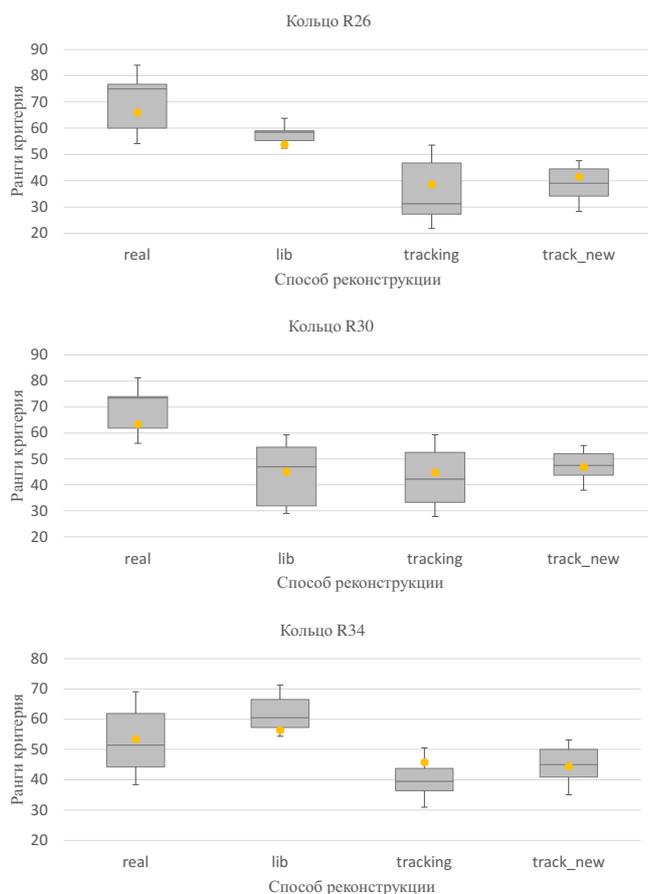


Рис. 2. Распределение суммы рангов критерия Пэйджа по параметрам

определения позиций остановки ИИИ в аппликаторе и, как следствие, точность доставки дозы на аппарате брахитерапии по сравнению с ручным методом tracking. Также данный метод наиболее близко отражает дозу D_{2cc} , полученную критическими органами, по сравнению с другими методами реконструкции. Однако доза, полученная СТВ, как правило, занижена. Это справедливо для аппликаторов различных размеров. В то же время проведение реконструкции вдоль стенки внутреннего канала аппликатора вводит дополнительную систематическую погрешность, т.к. центр капсулы с источником всегда располагается ближе к центру канала. Тросик источника расположен вдоль задней стенки, и при его движении расстояние между центром позиции капсулы будет меньше, чем путь тросика и, как следствие, меньше заданного шага ИИИ. По этой причине проведение реконструкции вдоль центральной линии внутреннего канала аппликатора приво-

дит к увеличению погрешности определения позиций остановки ИИИ с увеличением длины реконструкции. Как следствие, невозможно полностью избежать систематических погрешностей при проведении реконструкции ручными методами. Однако реконструкция вдоль задней стенки канала аппликатора позволяет снизить погрешность определения позиций остановки ИИИ и повысить точность доставки дозы. Использование библиотеки аппликатора является наиболее точным способом проведения реконструкции, т.к. форма библиотечной модели точно повторяет контуры аппликатора на изображениях, а расположение позиций остановки ИИИ практически полностью совпадают с действительными позициями остановки ИИИ.

Проведено исследование влияния методов реконструкции аппликаторов на точность доставки дозы при дозиметрическом планировании брахитерапии гинекологических локализаций. Для повышения точности дозиметрического планирования ручным методом был предложен метод реконструкции путем обозначения траектории движения источника, при котором наблюдалась увеличение точности доставки дозы. Была выявлена возможность определения дозовых характеристик при использовании ручных методов реконструкции.

Методы, используемые при проведении данного исследования, могут быть использованы при вводе аппликаторов в клиническую эксплуатацию в рамках программы гарантии качества лучевого лечения. Полученные результаты будут полезны медицинским физикам при необходимости выбора методики проведения реконструкции аппликатора в соответствии имеющимися возможностями и методами визуализации и, как следствие, повысят точность дозиметрического планирования и доставки дозы на аппаратах брахитерапии.

Список литературы

1. Taran Paulsen Hellebust, Christian Kirisits, Daniel Berger, Jose Perez-Calatayud, Marisol De Brabandere, Astrid De Leeuw, Isabelle Dumas et al. Recommendations from Gynaecological (GYN) GEC-ESTRO Working Group: Considerations and pitfalls in commissioning and applicator reconstruction in 3D image-based treatment planning of cervix cancer brachytherapy.

- rapy. *Radiotherapy and Oncology*. 2010;96:153-160. DOI: 10.1016/j.radonc.2010.06.004.
2. 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 Oct 19;62(21):8360-75. DOI:10.1088/1361-6560/aa8d0a.
 3. Ma J K, Mourad W F, Allbright R, Packianathan S, Harrell L M, Chinchar E, et al. Short-term clinical outcome and dosimetric comparison of tandem and ring versus tandem and ovoids intracavitary applicators. *J Contemp Brachytherapy*. 2015 Jun; 7(3): 218-23. DOI: 10.5114/jcb.2015.51853.
 4. Hrinivich W T, Morcos M, Viswanathan A, Lee J. Automatic tandem and ring reconstruction using MRI for cervical cancer brachytherapy. *Med Phys*. 2019 Oct;46(10):4324-32. DOI: 10.1002/mp.13730.
 5. McMahon R, Zhuang T, Steffey B A, Song H, Craciunescu O I. Commissioning of Varian ring & tandem HDR applicators: reproducibility and interobserver variability of dwell position offsets. *J Appl Clin Med Phys*. 12(4):3447. DOI: 10.1120/jacmp.v12i4.3447.
 6. Tanderup K, Hellebust T P, Lang S, Granfeldt J, Puetter R, Lindegaard J C, et al. Consequences of Random and Systematic Reconstruction Uncertainties in 3D Image Based Brachytherapy in Cervical Cancer. *Radiother Oncol*. 2008 Nov;89(2):156-63. DOI: 10.1016/j.radonc.2008.06.010. Epub 2008 Aug 7. PMID: 18692265.
 7. Tam C, Sonier M, Wronski M, Au P. EPID-based Quality Assurance Technique for HDR Ring and Tandem Source Dwell Positions with the Nucletron Flexitron Afterloader. Abstracts of the 35th Annual Meeting of the American Brachytherapy Society April 3-5, 2014. Volume 13, Supplement 1, S51-S52, March 01, 2014. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.brachy.2014.02.286>.
 8. Elfrink R J M, Kolkman-Deurloo I K, van Kleffens H J, Rijnders A, Schaeken B, Aalbers T H, et al. Determination of the accuracy of implant reconstruction and dose delivery in brachytherapy in The Netherlands and Belgium. *Radiother Oncol* 59(3):297-306. DOI:10.1016/S0167-8140(01)00300-0.
 9. Козловский ДИ, Титович ЕВ, Плышевская АИ. Систематические погрешности позиционирования источника ионизирующего излучения при проведении контактной лучевой терапии с использованием кольцевого аппликатора. *Медицинская физика*. 2020;4(88):19-28. [Kazlouski DI, Titovich EV, Pyshevskaya AI. Systematic errors in radiation source position during brachytherapy procedures using a ring applicator. *Med Phys*. 2020;4(88):19-28. (In Russian)].

DIFFERENCES OF RING APPLICATOR RECONSTRUCTION METHODS IN BRACHYTHERAPY*D.I. Kazlouski, A.U. Plysheuskaya**N.N.Alexandrov National Cancer Centre of Belarus, Minsk, Republic of Belarus*

Purpose: Analysis and comparison of existing reconstruction methods of the ring applicator, as well as the development of reconstruction method that is closest to the actual source path in dosimetric planning using brachytherapy.

Material and methods: Evaluation of reconstruction methods was carried out on the basis of CT images, which were used for dosimetric planning of patient treatment. The obtained data on the positioning of the radiation source using X-ray images were transferred to CT images using matrix transformation methods. A method of reconstruction along the source path is proposed, in which the minimum discrepancies in the location of the source positions in comparison with the coordinates of the actual source positions were obtained. For comparison, the reconstruction of the applicator was performed by three different methods: the method using the manufacturer's applicator libraries, along the source path, and the method proposed above.

Results: The results were assessed using a dose-volume histogram. Dose characteristics were selected based on the recommended ICRU Report 89. To assess the presence of the effect of the reconstruction method on the dose characteristics, the Friedman criterion was used. The differences between the doses for different reconstruction methods turned out to be significant (the critical value of the significance level was considered $p=0.05$). The maximum deviations of the median values of the parameters of the dose-volume histogram were 7.8 % for the "lib" method, 8.6 % for the tracking method, and 7.9 % for the track_new method. We calculated the median values of the deviations of the source positions obtained using the previously described reconstruction methods from the actual stopping positions of the source found experimentally.

Conclusion: The use of the proposed reconstruction method track_new increases the accuracy of determining the positions of the stop of the radiation source in the applicator and, as a consequence, the accuracy of dose delivery on the brachytherapy apparatus in comparison with the manual tracking method. The methods used in this study can be used when putting the applicators into clinical use as part of a radiotherapy quality assurance program. The obtained results will be useful to medical physicists if it is necessary to choose a technique for carrying out the reconstruction of the applicator in accordance with the available capabilities and imaging methods and, as a result, will increase the accuracy of dosimetric planning and dose delivery on brachytherapy afterloaders.

Key words: *brachytherapy, ring applicator, reconstruction*

E-mail: dn2007@tut.by