

*А.Ю. Павлов<sup>1</sup>, В.А. Титова<sup>1</sup>, А.Д. Цыбульский<sup>1</sup>, А.В. Сумин<sup>2</sup>, А.М. Медведков<sup>2</sup>,  
Д.А. Коконцев<sup>1</sup>, А.А. Коконцев<sup>1</sup>*

## **Высокомощностная брахитерапия рака предстательной железы: прямая дозиметрия *in vivo* — важный фактор повышения эффективности лечения и снижения частоты осложнений**

<sup>1</sup>ФГБУ «Российский научный центр рентгенорадиологии» Минздрава России,  
<sup>2</sup>АО НИИТФА ГК Росатом,  
Москва

Рассмотрена технология прямой дозиметрии во время сеанса автоматизированной высокомощностной внутритканевой гамма-терапии рака предстательной железы источником иридия-192 с помощью отечественного сцинтилляционного многодетекторного дозиметра МКД-04, разработанного в АО НИИТФА ГК Росатом. Миниатюрные детекторы до 5 штук позволяют проводить одновременные измерения в зонах медицинского интереса мочепускающего канала, прямой кишке на различном расстоянии от интрастатов. Технология прямой дозиметрии с жесткой фиксацией детекторов направлена на повышение гарантии качества и снижение частоты осложнений. Отечественный дозиметр МКД-04 может быть использован при всех видах автоматизированной брахитерапии, а также в пучках гамма-терапевтических аппаратов для контроля предписанной и реально полученной пациентом дозы.

**Ключевые слова:** брахитерапия, иридий 192, дозиметрия, рак предстательной железы

### **Введение**

Злокачественные опухоли у населения России продолжают оставаться важным разделом клинической онкологии, нанося существенный вред экономике и социальному здоровью. Среди различных методов лечения в масштабах отечественного здравоохранения лучевая терапия (ЛТ) занимает одно из ведущих мест, т.к. метод при соответствующем технологическом оснащении может быть применен в лечении онкологических больных практически без ограничений и у большинства из них является органосохраняющим с обеспечением ранней и полноценной функциональной реабилитации [2, 3, 4, 5, 18].

Государственная политика в области здравоохранения, наряду с оказанием высоко эффективной современной специализированной помощи больным с наиболее распространенными

формами онкологического заболевания, требует интенсификации материально-технического обеспечения, в том числе и лучевой терапии, которая гарантирует больным радикальный уровень воздействия и одновременно носит характер органосохраняющего, функционально щадящего и экономически рентабельного метода. Важной оказывается возможность обеспечения минимального радиационного влияния на окружающие опухоль ткани и система гарантированной защиты медперсонала.

Хирургическое лечение не всегда является методом выбора в силу возраста пациента, выраженной сопутствующей патологии и высокой вероятности послеоперационных осложнений. Дистанционная ЛТ также имеет ограничения из-за близости глубокорасположенных опухолей к органам высокого радиационного риска при относительной радиорезистентности. Например, опухолей предстательной железы (ПЖ), что требует высокого уровня терапевтических локальных доз, и неизбежно сопровождается риском осложнений со стороны мочевого пузыря, прямой кишки, уретры [6, 13]. Так, по данным Demanes D.J. при 5-летнем сроке наблюдения общая выживаемость пациентов раком ПЖ после сочетанной ЛТ составила 79% во всех группах прогноза и 90, 87 и 69% при низком, промежуточном и высоком риске соответственно (рекомендации ASTRO). Ранние лучевые осложнения 1-2-й степени варьируют в диапазоне 5-50%. Поздние лучевые осложнения 3 и 4 степени тяжести, RTOG составили 6,7% и 1% соответственно, эректильная функция была сохранена у 67% [11, 13]. Подтверждается также и увеличение индуцированных опухолей мочевого пузыря и прямой кишки. Технологии автоматизированной брахитерапии (АБ) позволяют под визуальным УЗ — МРТ-КТ — контролем послышной визуализации провести радикальное лечение при сложных локализациях опухолей и противопоказаниях к хирургическому лечению или дистанционной ЛТ [7, 12, 16]. АБ рассма-

тривается высокоэффективным методом лечения локализованного рака ПЖ, имея несомненные преимущества: ограничение частоты открытых операций у пациентов с противопоказаниями, минимальная кровопотеря, применение по показаниям как монометода, сокращение пребывания в стационаре с коротким периодом реабилитации, 1-2- кратность процедуры, снижение частоты и тяжести осложнений, включая эректильную функцию. Констатированы высокие результаты лечения без ПСА-рецидива — до 92% пятилетних излечений. Не отмечено ухудшения качества жизни пациентов (по контролю за мочеиспусканием и эректильной функцией). Поэтому АБ прочно вошла в мировые стандарты лечения РПЖ любой категории риска [2, 4, 12, 17, 18, 19].

Использование малогабаритного источника излучения  $^{192}\text{Ir}$ , с высоким градиентом дозы вокруг излучателя, который автоматически перемещается по заранее введенным в ПЖ интрастатам в соответствии с индивидуальной программой и по траекториям следования оказывает концентрированное радиационное терапевтическое воздействие на расположенные вокруг интрастатов ткани, создавая в совокупности заданное дозовое поле с рекомендуемой разовой поглощенной дозой [8]. Время нахождения источника в позиции для создания совокупного терапевтического дозного распределения при использовании рассматриваемого радионуклида не превышает нескольких минут, что позволяет в определенных случаях применить наиболее экономичный и социально востребованный вариант лечения [2, 3, 4]. Применение АБ обеспечивает сокращение продолжительности лечения, сохранение структуры и функций ПЖ, приводит к незначительным побочным эффектам, гарантирует подведение высоких уровней доз в зонах микроскопического роста опухоли с максимальным ее снижением в органах риска и отсутствие существенного влияния движения облучаемого органа [4, 12, 14, 17]. В ФГБУ РНЦРР МЗ РФ в области онкогинекологии и онкоурологии совместно с АО «НИИТФА» ГК «Росатом» нами были исследованы разработанные в центре методы и средства дозиметрического обеспечения АБ на аппаратах с многотраекторным пошаговым перемещением малогабаритных источников излучения  $^{192}\text{Ir}$  и  $^{60}\text{Co}$  в эндостатах и интрастатах. Сегодня это оказалось возможным благодаря государственной поддержке и имеющемуся национальному опыту, что позволяет рекомендовать практическому здравоохранению разработанные в центре и основанные на отечественных разработках современные медицинские технологии прямой дозиметрии (*in vivo*) [1, 9, 10]. При этом, высокие радиобиологические показатели кратко-

временного радиационного высоко мощностного воздействия, в ряде случаев, преодолевая определенные негативные эффекты крупного фракционирования с развитием осложнений, особенно поздних, открывают перспективы использования АБ, эффективно предупреждая возможный риск развития осложнений и сохраняя высокие качественные характеристики жизни пациентов.

Настоящая работа направлена на выполнение одной из важных составляющих противоопухолевого лечения рака ПЖ — обеспечение гарантии качества АБ, метода прецизионной программируемой ориентации в опухоли высоко мощностного миниатюрного закрытого источника  $^{192}\text{Ir}$ , благодаря прямой дозиметрии (*in vivo*) непосредственно во время сеанса АБ [1, 9, 10].

## Материал и методы

С 2008-2014 гг. в ФГБУ РНЦРР Минздрава России в рамках научных протоколов исследованы возможности эффективного клинического использования высокоэффективной АБ источником  $^{192}\text{Ir}$  в нескольких направлениях [6, 7, 16]. Так, в одной группе пациентов раком ПЖ I-II стадии — АБ в монорежиме была проведена в виде 3 фракций разовой очаговой дозой (РОД) 10 Гр с двухнедельным перерывом между фракциями до суммарной очаговой дозы (СОД) 30 Гр. В рамках данного направления АБ реализована 20 пациентам (биологически эффективная доза — 230 Гр). Процент предписанной дозы на орган — мишень (V100) — не менее 95% (в среднем 97,1%). Критическая доза на уретру и прямую кишку — 110% и 70% от предписанной дозы, соответственно. Ранние и поздние лучевые токсические осложнения мочеполовой системы и желудочно-кишечного тракта у всех пациентов были отмечены только в I-й степени тяжести; осложнений II-IV степени — зафиксировано не было [16]. В другой группе — рак ПЖ был диагностирован в III стадии с инвазией опухоли в семенные пузырьки и крайне высоким риском прогрессирования без отдаленного метастазирования. АБ была проведена источником  $^{192}\text{Ir}$  РОД 10 или 15 Гр однократно -39 больным. Через 2 недели проводили дистанционную ЛТ — СОД 44-46 Гр на первичную опухоль и лимфоузлы таза. У 2 из 39 пациентов были выявлены метастазы в кости и легкие. Причиной летального исхода только у 1 из 3 умерших было прогрессирование рака ПЖ. ПСА-специфическая выживаемость без признаков опухоли в течение 3,5 лет составила 87%. Местные рецидивы опухоли были диагностированы и морфологически подтверждены у 2 пациентов (5,2%). Рассматривая частоту осложнений, констатировали, что эректильная функция была сохранена у 11 из 20 пациентов (55%); поздних лучевых осложнений 3-й и 4-й степени тяжести со стороны органов мочевыделительной системы и прямой кишки зафиксировано не было [6, 7].

## Методика АБ на аппарате Microselectron HDR

Под спино-мозговой анестезией с УЗ- контролем трансректальным датчиком 4-9 МГц производится размещение интрастатов через направляющую пластину в ПЖ. Для вычислений биологической эквивалентной дозы использована линейно-квадратичная модель. *Расчетные данные:* значение линейно-квадратичной экви-

валентной дозы (LQED<sub>2</sub>) по фракционированию РОД 2 Гр составило 32,9 Гр для РОД 10 Гр и 70 Гр для РОД 15 Гр с коэффициентом  $\alpha/\beta = 1,5$ . Процент предписанной дозы на орган — мишень (V100) составлял не менее 90% (в среднем 96,8%). Процент объема органа — мишени, на который приходится 150% предписанной дозы (V150) составлял менее 33% (в среднем 22,9%). Критическая доза на уретру и прямую кишку составили 110% и 70% от предписанной дозы соответственно [4, 11, 14, 18]. При дозиметрическом планировании были сопоставлены результаты МРТ, ТРУЗИ и пункционной биопсии ПЖ. В целевой объем облучения входили ПЖ и максимально доступный объем семенных пузырьков. После АБ или сочетанного лучевого лечения андроген-депривационную терапию аналогами ЛГРГ продолжали 3-6 мес.

### Методика прямой дозиметрии (in vivo)

В качестве дозиметра in vivo использовался многоканальный клинический дозиметр МКД-04 производства АО «НИИТФА». МКД-04 нами уже исследовался в пучках <sup>60</sup>Co, предназначенных для дистанционной терапии [19]. Для настоящей работы были модернизированы детекторы с целью облегчения размещения в уретре, уменьшен их диаметр с 4 мм до 3,2 мм. Схема головной части такого детектора приведена на рис. 1.

Чувствительным элементом этого дозиметра является сцинтилляционное полистирольное волокно диаметром 1 мм и длиной 6 мм, приклеенное встык к транспортному прозрачному волокну (световоду) длиной 640 мм. Транспортное волокно практически без потерь передает свет на полупроводниковые фотоприемники, расположенные на его

другом конце, уже вне организма человека. Конструкция обеспечивает отсутствие внутри организма токопроводящих элементов и удаленность от зоны облучения полупроводниковых фотоприемников, которые будут получать интегральные дозы в сотни раз меньшие. Чтобы исключить влияние на сцинтилляционный сигнал черенковского излучения, генерируемого в прозрачном световоде, в кожухе детектора проложено еще одно прозрачное волокно со своим фотодетектором, сигнал от которого вычитается из сцинтилляционного.

### Визуализация детекторов МКД-04

Надежность и правильность измерений находится в прямой зависимости от информации о позиции дозиметра в заданной анатомической области в реальном времени. При АБ онкозаболеваний ПЖ особое значение приобретают условия визуализации, обеспечиваемые, в том числе, расположенным трансректально УЗ-датчиком (Рис. 2, а-б).

Важным фактором является контроль уровня фиксации детектора дозиметра на УЗ-датчике и глубина его введения для достижения уровня зоны медицинского интереса (см. стр. 5, п.3).

### Методика введения детекторов МКД-04

Закрепив в нужных позициях один или несколько детекторов дозиметра на ректальном УЗ-датчике (например, соответственно передней и задней стенкам прямой кишки), последовательно осуществляли их введение в прямую кишку и далее — детектора дозиметра в мочеиспускательный канал в стерильном катетере (Рис.3, а-б).

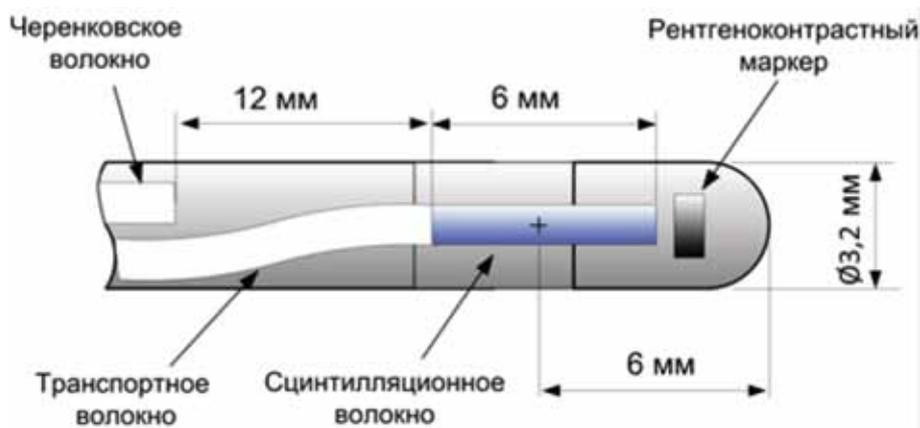


Рис. 1. Схема головной части детектора МКД-04 диаметром 3,2 мм

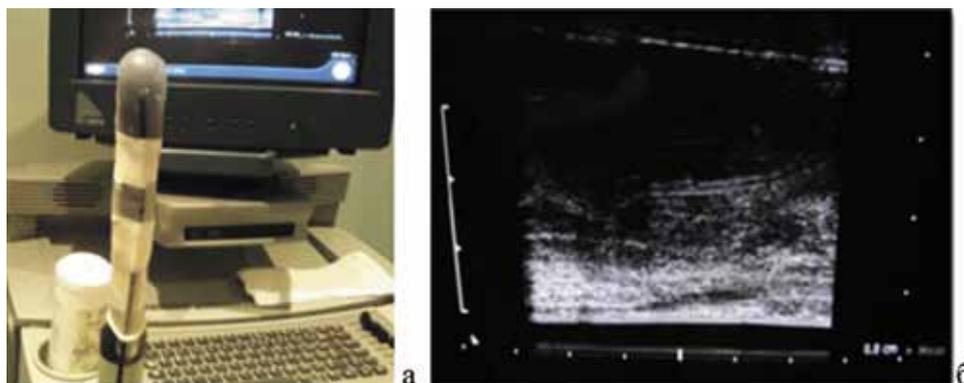


Рис. 2, а-б. Детектор МКД-04 жестко закреплен на прямокишечном УЗ - датчике (а); УЗ-визуализация детектора дозиметра МКД -04 с помощью ректального датчика (б)



Рис. 3 а-б. Общий вид процедуры автоматизированной высокоэнергетической брахитерапии рака ПЖ: детектор дозиметра введен в мочеиспускательный канал и интрастаты введены через направляющую пластину в предстательную железу (а); детекторы дозиметра закреплены на УЗ-датчике-1 и введены в прямую кишку на уровень центра ПЖ (б)

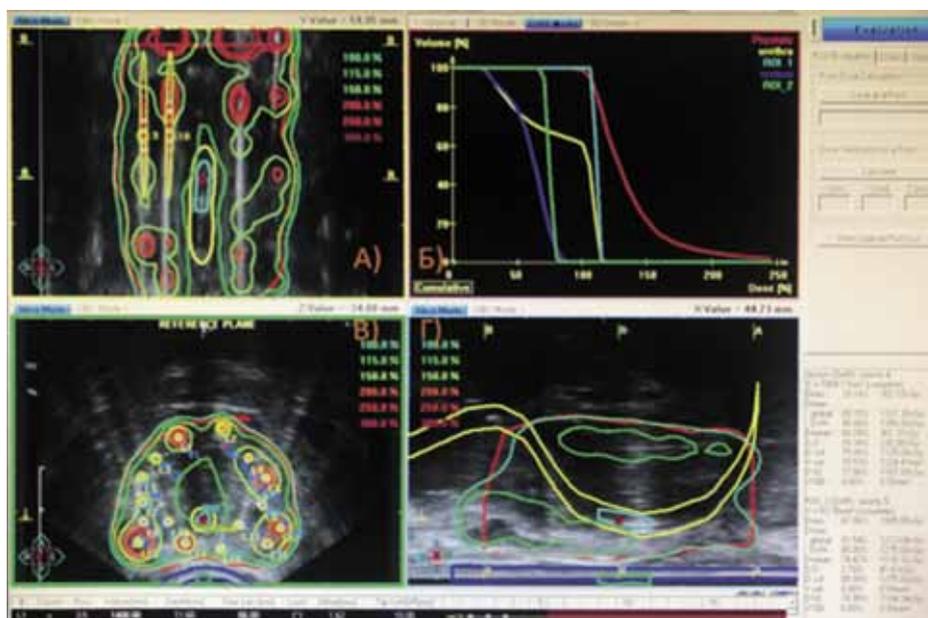


Рис. 4 А-Г. Суммарные изодозные распределения в относительных единицах (%) во фронтальной (А); трансверсальной (В) и сагиттальной (Г) плоскостях и гистограмма «доза-объем» (Б)

### Методика измерений

После размещения детекторов дозиметра в зонах медицинского интереса и составления расчетного плана АБ производится подключение детекторов через кабель к системе управления дозиметром и к персональному компьютеру, на экране которого регистрируются моментальная мощность дозы и интегральная доза, полученные в результате реализуемого дозиметрического плана непосредственно во время процедуры облучения пациента.

### Результаты

Расчеты для каждого пациента, как было указано выше, производились на системе 3D-планирования Oncentra Prostate (рис. 4, а-в) в 3-х плоскостях с формированием гистограмм «доза-объем» — рис. 4.г с выбором для клинической реализации наиболее целесообразного по медицинским критериям плана. Согласно международным рекомендациям, предписанная доза должна охватывать «оконтуренную» по внешним

границам (капсуле) ПЖ. В случаях прорастания опухоли в семенные пузырьки они также включаются в изодозный контур, символизирующий величину разовой очаговой дозы (РОД), варьировавшей в различных группах пациентов в диапазоне 10-15 Гр. При этом при использовании АБ в монорежиме число фракций — составляло 3; при сочетанной лучевой терапии РОД 10Гр или 15 Гр подводилась однократно.

Особенностью АБ является концентрация высоких поглощенных доз внутри терапевтического изодозного контура, символизирующего значение РОД. При этом контактные поглощенные дозы непосредственно на поверхности интрастатов в 10-12 раз превышают значения предписанной РОД [8]. Снижение поглощенной дозы квадрату расстояния обеспечивает возможность минимизации поглощенной дозы в области прямой кишки и частично мочевого пузыря, однако, мочеиспускательный канал находится в зоне ри-

ска, что и обуславливает целесообразность проведения дозиметрии *in vivo*, непосредственно во время сеанса облучения для сопоставления с расчетными данными. Построение гистограммы «доза-объем» позволяет учитывать объемы тканей, получающих высокую контактную дозу, но этот объем должен быть минимальным, составляя менее 2 см<sup>3</sup>, что позволяет избежать высокой частоты осложнений.

Расчетные данные, представленные в процедурном листе, полученные для конкретного пациента xxx, позволяют провести их анализ и сопоставить с результатами прямых измерений доз, полученных во время реализации сеанса АБ. Так, согласно таблице, представленной на рис. 5(а), значения средней дозы ( $D_{mean}$ ) в объеме детектора в уретре (ROI\_1) составила 1656,06 сГр = 16,56 Гр. Средняя доза в объеме детектора прямой кишки (ROI\_2) (рис. 5(б)) составила 1116.32 сГр = 11,16 Гр.

Прямые измерения дозы (*in vivo*) производились МКД-04 с детекторами №13 и №14. Детектор №13 был закреплен на прямокишечном УЗ-датчике и располагался у стенки, ближайшей к ПЖ, детектор №14 в уретре. При этом, чувствительная часть детектора № 14 располагалась в середине объема ПЖ под контролем УЗ аппарата. Снимок с экрана дозиметра, уже после обработки сохраненных данных, полученных в результате процедуры, представлен на рисунке 5. Помимо измеренных интегральных доз для каналов «1» и «2» (детекторов №13 и №14, обведено эллипсом), равных 10,85 Гр и 16,92 Гр, соответственно, на экране можно наблюдать график изменения во времени мощности поглощенной дозы для рассматриваемых областей.

Результаты прямых измерений дозы показали их совпадение с расчетными величинами для уретры с точностью 2,2%, для прямой кишки — 3%. Полученные отклонения не превышают па-



Рис. 5 а, б. Расчетные данные для уретры (а) и прямой кишки (б) в процедурном листе АБ больного раком ПЖ в системе 3D-планирования Oncentra Prostate

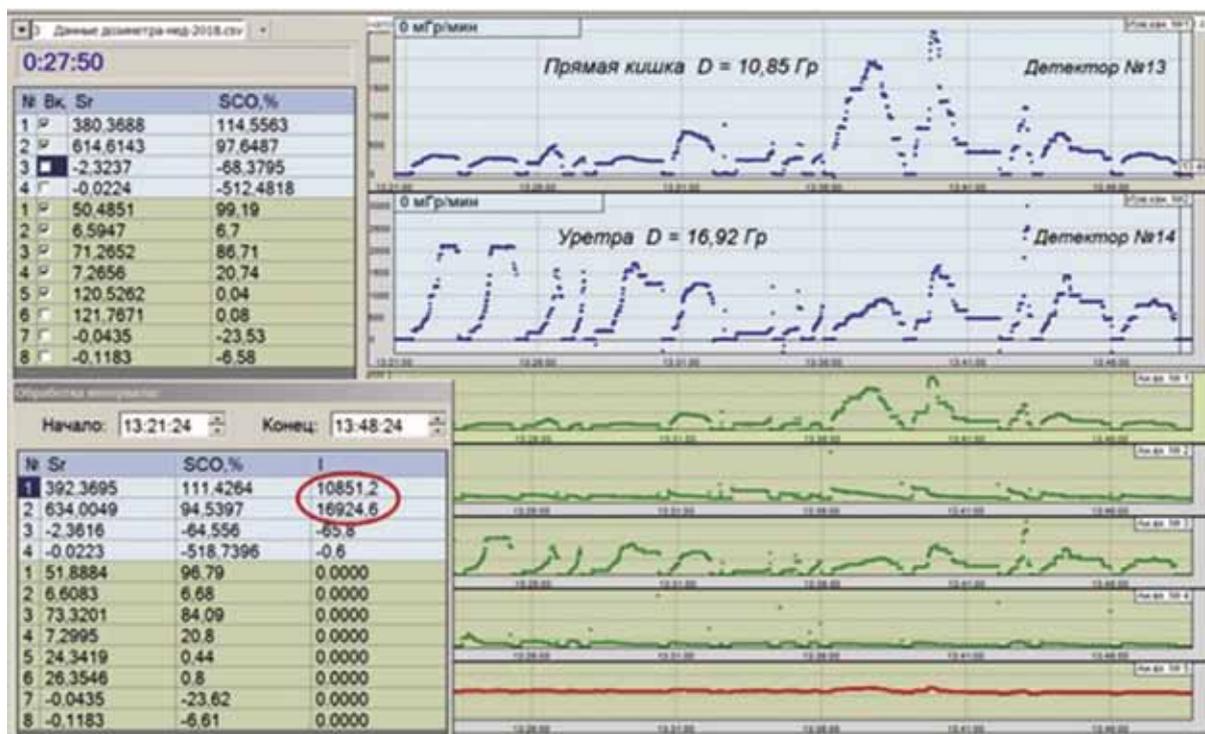


Рис. 6. Результаты прямых измерений мощности дозы в области передней стенки прямой кишки и в мочеиспускательном канале (уретре)

спортивной абсолютной погрешности измерений дозиметра МКД-04 в 4%, даже без учета погрешности позиционирования детектора.

### Выводы

1. Разработанная в ФГБУ «РНЦРР» МЗ РФ технология размещения, фиксации и визуализации детекторов дозиметра МКД-04 в полостях тела и идентификация его в расчетном терапевтическом поле позволяет получать информацию об уровнях поглощенных доз в опухоли и органах риска. В полых органах (за исключением мочевого пузыря) целесообразно фиксировать ампулопроводы с детекторами на капли (например, в полости рта); размещать в полых урологических катетерах и жестко фиксировать на кольпостатах и проктостатах (в онкогинекологии и проктологии). В онкоурологии детекторы размещают в мочеиспускательном канале и фиксируют на УЗ- ректальном датчике.

2. Констатировано, что детекторы в жестких ампулопроводах не могут быть использованы при АБ рака ПЖ для измерений доз в мужском мочеиспускательном канале на уровне предстательной железы и у входа в мочевой пузырь (в зоне треугольника Льео): детекторы дозиметра должны быть размещены в гибком катетере Фолея или Нелатона.

3. Произведено усовершенствование конструкции детекторов многоканального клинического дозиметра МКД-04 с целью улучшения параметров в части анизотропии.

4. Проведена калибровка модернизированных детекторов многоканального клинического дозиметра МКД-04 в пучке гамма-излучения  $^{192}\text{Ir}$ . Отмечено хорошее совпадение показаний ионизационной камеры и МКД-04 особенно на расстоянии 15–50 мм.

5. Разработана методика измерений с помощью детекторов МКД-04 при проведении различных процедур контактной лучевой терапии с различными аппликаторами.

6. Произведены измерения при проведении контактной лучевой терапии одновременно с использованием 2 детекторов. При проведении сеансов в реальном режиме времени контролировались величины мощности дозы и дозы. Получены графики зависимости мощности дозы от времени. При этом отмечено хорошее совпадение расчетных и измеренных (in-vivo) значений средних доз в уретре и в прямой кишке

7. Отработана методика визуализации детекторов. На КТ снимках с шагом 3 мм хорошо различимы все составные части детекторов: сцинтиллятор, оптоволокно, рентгеноконтрастный маркер. Их координаты возможно определить с высокой степенью точности.

### ЛИТЕРАТУРА

1. Абалакин И.Н., Некрасова А.А., Сумин А.В., В.А. Титова и др. Патент №148494. Клинический дозиметр-анализатор для внутрисполостной лучевой терапии. Заявка № 2014116405 от 07 ноября 2014 г. Срок действия 24 апреля 2024 г.
2. Канаев С.В., Новиков С.Н., Новиков Р.В. и др. Брахитерапия рака предстательной железы: сравнительная характеристика методик // Онкоурология. — 2015. — Т. 11(2). — С. 69-76. — <https://doi.org/10.17650/1726-9776-2015-11-2-69-76>.
3. Каприн А.Д., Мардынский Ю.С. Брахитерапия. — МРНЦ им. А.Ф. Цыба — филиал ФГБУ «НМИЦ радиологии» МЗ РФ. — Обнинск, 2017. — С. 142.
4. Новиков С.Н., Ощепков В.Н., Канаев С.В. и др. Рекомендации по лечению рака предстательной железы с помощью высокоэнергетической внутритканевой лучевой терапии (брахитерапии). Экспертное совещание, 17 ноября 2016 Москва // Экспериментальная и клиническая урология. — 2017. — № 3. — С. 10-22.
5. Павлов А.С., Титова В.А. Клинические перспективы и первый опыт автоматизированной внутрисполостной гамма-терапии злокачественных опухолей // Тез. докл. VIII конференции Прибалтийских республик «Усовершенствование и интеграция современных методов лучевой диагностики». — Вильнюс, 1987. — С. 268-269.
6. Солодкий В.А., Павлов А.Ю., Цыбульский А.Д. и др. Результаты применения брахитерапии высокой мощности дозы источником  $\text{Ir}^{192}$  в сочетании с дистанционной радиотерапией у больных раком предстательной железы с инвазией в семенные пузырьки // Онкоурология, экспериментальная и клиническая урология. — 2016. — № 3. — С. 26-31.
7. Солодкий В.А., Павлов А.Ю., Паньшин Г.А. и др. Анализ осложнений и эффективности лечения пациентов с местнораспространенным раком предстательной железы после сочетанной радиотерапии и радикальной простатэктомии с послеоперационной радиотерапией // Вопросы онкологии. — 2015. — № 1. — С. 145-148.
8. Ставицкий Р.В., Мильштейн Р.С., Титова В.А. Распределение доз вблизи источников излучения при контактной лучевой терапии // Мед. Радиология. — 1984. — № 4. — С. 46-48.
9. Сумин А.В., Медведков А.М., Васильев В.Н. и др. Верификация работы сцинтилляционного многоканального клинического дозиметра МКД-04 в коллимированном пучке гамма-излучения источника  $\text{Co-60}$  // Медицинская физика. — 2017. — № 3. — С. 24-33.
10. Титова В.А., Коконцев Д.А. Клинические задачи прямой дозиметрии (in vivo) при контактной лучевой терапии // Biomedical Photonics. — 2018. — № 2. — С. 19-24.
11. Brenner D.J., Martinez A.A., Edmundson G.K. et al. Direct evidence that prostate tumors show high sensitivity to fractionation (low alpha/beta ratio), similar to late-responding normal tissue // International Journal of Radiation Oncology Biology Physics. — 2002. — Vol. 52(1). — P. 6.
12. Demanes D.J., Martinez A.A., Ghilezan M. et al. High-dose-rate monotherapy: safe and effective brachytherapy for patients with localized prostate cancer // International Journal of Radiation Oncology Biology Physics. — 2011. — Vol. 81(5). — P. 1286-1292.

13. Kanikowski M. HDR Brachytherapy of prostate cancer -2 year of treatment in Greater Poland Cancer Center // Journ. of Contemporary Brachytherapy. — 2009. — Vol. 1. — № 3. — P. 196-197.
14. Kukietka A.M., Dąbrowski T., Walasek T. et al. High-dose-rate brachytherapy as a monotherapy for prostate cancer-Single-institution results of the extreme fractionation regimen // Brachytherapy. — 2015. — Vol. 14(3). — P. 359-65.
15. Martinez A.A., Demanes J., Vargas C. et al. High dose-rate prostate brachytherapy: an excellent accelerated-hypofractionated treatment for favorable prostate cancer // Am J. Clin. Oncol. — 2010. — Vol. 33. — P. 481-488.
16. Pavlov A., Albitski I., Tsybulski A. et al. Comparative evaluation of acuteretention of urinein groups of patients with prostate cancer treated with high power and low power brachytherapy. — URL: [www.erasmus.gr/en/congresses/athens/2012/focal2012/sp/ps/](http://www.erasmus.gr/en/congresses/athens/2012/focal2012/sp/ps/)
17. Rogers C., Alder S., Rogers R., Hopkins S. High dose brachytherapy as monotherapy for intermediate risk prostate cancer // J Urol. — 2012. — Vol. 187(1). — P. 109-16.
18. Yoshioka Y., Suzuki O., Isohashi F., Seo Y. High-Dose-Rate Brachytherapy as Monotherapy for Intermediate- and High-Risk Prostate Cancer: Clinical Results for a Median 8-Year Follow-Up // International Journal of Radiation Oncology Biology Physics. — 2016. — Vol. 94(4). — P. 675-82.
19. Сумин А.В., Медведков А.М., Васильев В.Н. и др. Верификация работы сцинтилляционного многоканального клинического дозиметра МКД-04 в коллимированном пучке гамма-излучения источника Со-60 // Медицинская физика. — 2017. — №3. — С. 24-33.

*A.Yu. Pavlov<sup>1</sup>, V.A. Titova<sup>1</sup>, A.D. Tsybulskii<sup>1</sup>,  
A.V. Sumin<sup>2</sup>, A.M. Medvedkov<sup>2</sup>, D.A. Kokoncev<sup>1</sup>,  
A.A. Kokoncev<sup>1</sup>*

**High-dose-rate brachytherapy for prostate cancer: direct in vivo dosimetry is an important factor in increasing the effectiveness of treatment and reducing the incidence of complications**

<sup>1</sup>«Russian Research Center for Radiology» of the Russian Ministry of Health,

<sup>2</sup>Joint Stock Company «National technical physics and automation research institute» (JSC «NIITFA»), Moscow

The technology of direct dosimetry was examined during a session of automated high-power interstitial gamma therapy for prostate cancer with a source of iridium-192 using a MKD-04 scintillation multi-detector dosimeter developed at the JSC ROSATOM. Miniature detectors of up to 5 pieces allow simultaneous measurements in areas of medical interest — the urethra and the rectum at different distances from the intrastats. The technology of direct dosimetry with rigid fixation of detectors is aimed at increasing quality assurance and reducing the frequency of complications. The dosimeter MKD-04 can be used for all types of automated brachytherapy, as well as in bundles of gamma-therapeutic devices to monitor the dose prescribed and actually received by the patient.

Key words: brachytherapy, iridium 192, dosimetry, prostate cancer

Поступила в редакцию 26.04.2019 г.