

ВЕРИФИКАЦИЯ РАБОТЫ СЦИНТИЛЛЯЦИОННОГО МНОГОКАНАЛЬНОГО КЛИНИЧЕСКОГО ДОЗИМЕТРА МКД-04 В КОЛЛИМИРОВАННОМ ПУЧКЕ ГАММА-ИЗЛУЧЕНИЯ ИСТОЧНИКА ^{60}Co

А.В. Сумин¹, А.М. Медведков¹, В.Н. Васильев², А.Ю. Смыслов², С.С. Русецкий²,
А.А. Коконцев², В.А. Титова², Д.А. Коконцев²

¹ НИИ технической физики и автоматизации Госкорпорации «Росатом», Москва

² Российский научный центр рентгенорадиологии МЗ РФ, Москва

Исследованы характеристики многоканального клинического дозиметра МКД-04 с набором миниатюрных детекторов на основе полистирольного сцинтиллятора со световодами, твердотельных фотоэлектронных преобразователей и компьютерного управления, разработанного для задач дозиметрии *in vivo* на брахитерапевтическом комплексе АГАТ-ВТ. Проведена калибровка детектора в пучке гамма-излучения ^{60}Co , исследована стабильность калибровочного коэффициента в зависимости от изменения спектра излучения с увеличением глубины и размера поля облучения. Проверена линейность отклика в зависимости от мощности дозы, оценена точность компенсации вклада черенковской компоненты в световоде и температурная стабильность прибора. Выполнена пробная визуализация положения детектора внутри опухоли и в полых органах на компьютерном томографе.

Ключевые слова: поглощенная доза, сцинтилляционные детекторы, дозиметрия *in vivo*, брахитерапия

Введение

Несмотря на доминирование в клинической дозиметрии ионизационных методов регистрации излучения продолжается развитие детекторов, основанных на других методах, в частности, сцинтилляционных. В АО «НИИТ-ФА» был разработан многоканальный клинический дозиметр МКД-04 с набором миниатюрных детекторов на основе полистирольного сцинтиллятора со световодами, твердотельными фотоэлектронными преобразователями и компьютерным управлением. Изначально целью разработки было создание прибора для за-

дач *in vivo* дозиметрии на брахитерапевтическом комплексе АГАТ-ВТ при лечении опухолей полости рта, репродуктивной системы, прямой кишки и др. [5–8]. Конструкция детектора, выполненного в виде гибкой трубки диаметром 4 мм, обеспечивает возможность его визуализации методами КТ и МРТ внутри тела пациента совместно с введенными интрастатами. Однако характеристики прибора позволяют рассматривать потенциальную возможность его применения и для более широкого класса задач клинической дозиметрии и гарантии качества лучевой терапии.

В настоящей работе проведено тестирование детектора в пучке гамма-излучения источника ^{60}Co , предназначенном для дистанционной лучевой терапии, в стандартных условиях в соответствии с требованиями протокола МАГАТЭ TRS-398 [1], исследовано влияние на отклик детектора изменения спектра излучения с увеличением глубины и размера поля облучения. Проверена линейность отклика в зависимости от мощности дозы, оценена точность компенсации вклада черенковской компоненты и собственной флюоресценции в материале световода и температурная стабильность прибора. Выполнена пробная визуализация детектора внутри опухоли и в полых органах – прямой кишке и мочевом пузыре – на компьютерном томографе.

Материал и методы

Конструкция и параметры сцинтилляционного детектора МКД-04

Чувствительным элементом исследуемых детекторов МКД-04 является сцинтилляционное волокно BSF-10 (Saint-Gobain Crystals, США), излучающее свет с длиной волны 432 нм в максимуме спектра. Сцинтилляционное волокно диаметром 1,0 мм и длиной 8 мм склеено встык с прозрачным оптоволоком Kuraray Fiber Clear-PSMSJ, с таким же диаметром и длиной 640 мм, с помощью специального радиационно-стойкого оптического клея Saint Gobain BC-600. Центр чувствительного элемента находится на расстоянии 7 мм от торца детектора. Другой конец световода оптически соединен с твердотельным кремниевым фотоэлектронным умножителем (SiФЭУ) SensL MicroFC-10035-SMT, служащим для преобразования переданного по световоду оптического сигнала в электрический. SiФЭУ имеет максимум спектральной чувствительности на длине волны 420 нм, квантовую эффективность 31 % и усиление $3 \cdot 10^6$. Конструкция сцинтиллятора и световода защищена нейлоновой трубкой с внешним диаметром 4 мм и внутренним 2,5 мм.

SiФЭУ представляет собой матрицу элементарных ячеек-фотодиодов, каждая из которых работает в гейгеровском режиме для обеспечения максимального усиления. Однако, поскольку импульсы света от одного световода детектируются большим количеством микроячей-

ек (576 для микроячейки 35×35 мкм), и время восстановления ячейки после срабатывания составляет всего 0,4 мкс, то при периоде единичного измерения 500 мс обеспечивается линейность отклика в широком диапазоне мощности поглощенной дозы. Световод и чувствительная часть детектора МКД-04 не требуют подведения электрического напряжения, что важно с точки зрения электробезопасности пациента при использовании детектора *in vivo*.

Параметры системы сцинтиллятор–световод практически не зависят от температуры внешней среды в диапазоне 0–50°C, но в то же время усиление SiФЭУ зависит от температуры значительно $\sim 1,5 \text{ \%}/^\circ\text{C}$. Для корректировки на программном уровне этой зависимости в конструкции детектора предусмотрен постоянный контроль температуры путем размещения вблизи SiФЭУ платинового терморезистора.

При работе детектора часть световода попадает в пучок излучения. В результате взаимодействия с ним вторичных электронов генерируется черенковский свет, искажающий результаты измерений. Для подавления данного эффекта в детекторе расположен второй световод параллельно первому, сигнал которого используется для вычитания черенковской компоненты и собственной флюоресценции световода.

Детекторы с помощью кабеля длиной до 30 м подключаются к четырехканальному электрометрическому блоку, который, в свою очередь, подключен к управляющему компьютеру через интерфейс Ethernet. Обработка значений мощности дозы и накопление дозы проводится программой в реальном времени. Результаты с частотой 2 Гц выводятся на экран монитора и последовательно записываются в файл на жестком диске компьютера.

В результате детектор МКД-04 имеет следующие параметры:

- ✓ диапазон измерений мощности поглощенной дозы в воде для энергии излучения нуклида ^{60}Co – от 10 до $5 \cdot 10^3$ мГр/мин;
- ✓ диапазон измерений поглощенной дозы в воде для энергии излучения нуклида ^{60}Co – от 0,01 до $1 \cdot 10^3$ Гр;
- ✓ пределы допускаемой относительной погрешности измерений мощности поглощенной дозы в воде и поглощенной дозы в воде – не более 4 % (в соответствии с сертификатом типа средства измерения);

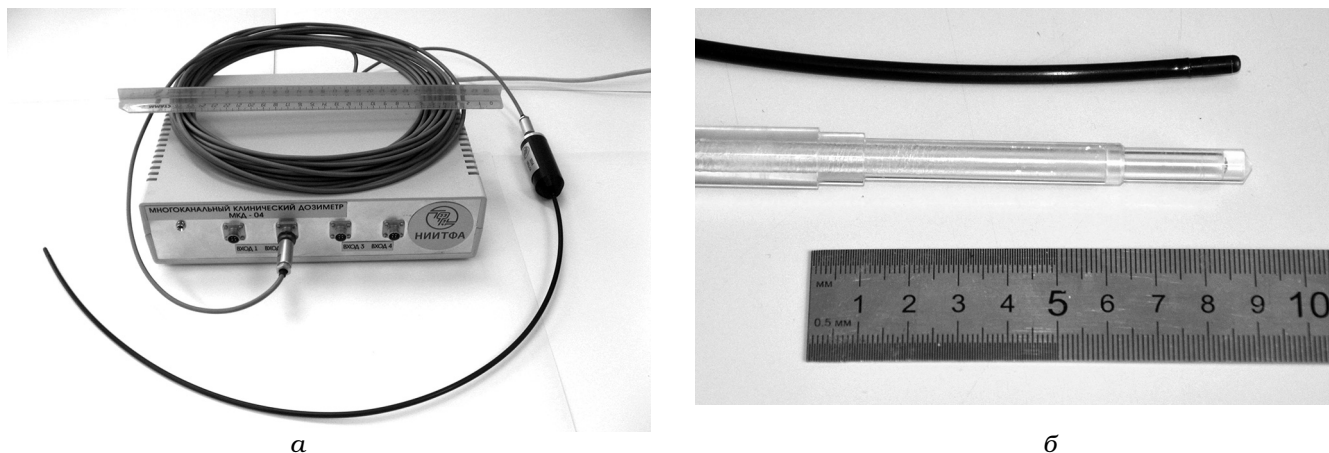


Рис. 1. Многоканальный клинический дозиметр МКД-04: а – общий вид; б – чувствительная часть детектора и адаптер для гнезда под ионизационную камеру типа Farmer

- ✓ радиационная стойкость сменного детектора – не менее 10^4 Гр;
- ✓ изменение чувствительности прибора, вызванное радиационной нагрузкой, не более $1\%/10^3$ Гр;
- ✓ время непрерывной работы – не менее 8 ч.

Внешний вид дозиметра МКД-04 и чувствительной части детектора представлены на рис. 1.

Методика и аппаратура, использованная при калибровке

Калибровка детекторов проводилась на гамма-терапевтическом аппарате РОКУС-АМ с источником ^{60}Co при стандартных условиях, определяемых протоколом МАГАТЭ TRS-398 [1]. Расстояние источник–поверхность (РИП) составляло 75 см, глубина измерения – 5 см, размер поля облучения – 10×10 см на РИП.

Измерения дозы выполнены в водном фантоме производства Sun Nuclear Corporation (США) с внутренним размером $35 \times 35 \times 39$ см, механизмом одномерного перемещения детектора с точностью 0,1 мм и датчиком поверхности воды. Кроме того, калибровочный коэффициент детектора в воде сравнивался с соответствующим коэффициентом в твердотельном фантоме из материала Virtual Water. Ранее водно-эквивалентность этого материала была исследована в широком энергетическом диапазоне фотонных пучков, включая область спектра рассеянного гамма-излучения ^{60}Co в воде [2–4]. В качестве референсного детектора использо-

валась ионизационная камера PTW 31010 (PTW Freiburg, Германия) и клинический дозиметр Supermax (Standard Imaging, США) с соответствующими адаптерными пластинами. Поскольку размеры детектора МКД-04 отличаются от размеров камеры 31010, для фиксации детектора в твердотельных фантомах был изготовлен адаптер из оргстекла (ПММА). Так как ПММА не является водно-эквивалентным материалом, влияние адаптера на результаты измерений исследовали дополнительно.

Результаты и их обсуждение

Абсолютная калибровка детектора

Абсолютная калибровка сцинтилляционного детектора МКД-04 проводилась путем сравнения с показаниями ионизационной камеры PTW 31010 в водном фантоме при стандартных условиях для пучков гамма-излучения источника ^{60}Co : РИП 75 см, поле 10×10 см на поверхности фантома, глубина 5 см, эффективная точка камеры соответствовала ее центру. При измерениях с ионизационной камерой были введены поправки на температуру и давление воздуха в соответствии с TRS-398, для сцинтилляционного детектора использовалась коррекция температурной зависимости фотоприемника на аппаратном уровне.

Калибровочный коэффициент детектора МКД-04 выражается в виде отношения измеренной референсной ионизационной камерой

Таблица 1

Величина мощности дозы, измеренная ионизационной камерой и сцинтилляционным детектором № 7 на различных расстояниях от источника в водном и водно-эквивалентном твердотельном фантоме. Аппарат РОКУС-АМ, поле 10×10 см, глубина 5 см.
 Δ – относительная разница между результатами МКД-04 и РТW31010, %

Фантом	РИП, см	Мощность дозы РТW 31010, мГр/мин	Мощность дозы МКД-04, мГр/мин	Δ , %
Водный	51	1480	1422,7	-3,9
	75	706	708,4	0,3
	103,5	372	370,8	-0,3
	170	131	130,3	-0,5
Твердотельный	49	1596	1594,2	-0,1
	75	704	702,5	-0,2
	87	527	527,8	0,2
	134	218	218,9	0,4

мощности дозы к фототоку прибора без вклада черенковской компоненты при определенной температуре. Была проведена калибровка двух экземпляров детектора с серийными номерами № 2 и № 7 при различных мощностях дозы от 1500 до 67 мГр/мин, которая определялась изменением РИП от 50 до 182 см; при этом размер поля облучения оставался равным 10×10 см на поверхности фантома.

Сравнение результатов измерений мощности дозы ионизационной камерой и сцинтилляционным детектором в воде и пластиковом водно-эквивалентном фантоме Virtual Water на различных расстояниях от источника (табл. 1) показало, что их стабильность находится в пределах $\pm 0,5$ % за исключением случаев минимального РИП, вероятно, вследствие влияния конструктивных элементов водного фантома и неточности позиционирования детекторов в этом положении. При измерениях с детектором МКД-04 в твердотельном фантоме использовался адаптер из оргстекла, как отмечено выше. Сравнение данных показало высокую водно-эквивалентность материала Virtual Water для гамма-излучения источника ^{60}Co , поэтому дальнейшие исследования проводились в твердотельном фантоме этого типа.

Среднеквадратичное отклонение показаний детектора МКД-04 по группе последовательных измерений при мощности поглощенной дозы 680 мГр/мин составило 0,1 %. По мере уменьшения величины измеряемой мощности дозы, эта величина будет увеличиваться в корневой зависимости от мощности дозы, вследствие статистических законов. Измерения, выполненные при стандартных условиях

облучения с интервалом в одни сутки, имели разницу результатов 0,3 % (701,1 и 703,5 мГр/мин.).

В табл. 2 представлены результаты измерений мощности дозы, выполненных в фантоме Virtual Water с использованием двух сцинтилляционных детекторов с серийными номерами № 2 и № 7 с интервалом 50 сут между измерениями. Как и ранее, сравнение проводилось с показаниями ионизационной камеры РТW 31010 после внесения всех необходимых поправок.

Как видно из табл. 2, показания камеры за прошедшее между измерениями время уменьшились на величину, соответствующую периоду полураспада ^{60}Co . Отклонение показаний МКД-04 от эталона, в диапазоне мощностей от 1500 мГр/мин до 200 мГр/мин не превышает 0,6 %. Для РИП 182 см (фантом на полу) дозиметр МКД-04 систематически занижает показания на величину от -0,8 до -1,2 %. Предположительно, этот эффект может быть обусловлен увеличением вклада обратного рассеяния от пола, поскольку чувствительность детектора уменьшается приблизительно на 20 % с уменьшением энергии фотонов от 1,2 МэВ до 0,3 МэВ.

Для наиболее распространенного в дистанционной гамма-терапии РИП=75 см наблюдается отклонение в показаниях мощности поглощенной дозы не превышающее 0,3 % через 50 дней после предыдущих измерений для обоих детекторов, что можно считать оценкой долговременной стабильности клинического дозиметра МКД-04.

Таблица 2

Результаты калибровки детекторов №2 и №7 в твердотельном фантоме Virtual Water. Аппарат РОКУС-АМ, поле 10×10 см, глубина 5 см. Δ – относительная разница между результатами МКД-04 и РТW31010, %

Детектор	РИП, см	26.04.2016			15.06.2016		
		Мощность дозы РТW 31010, мГр/мин	Мощность дозы МКД-04, мГр/мин	Δ , %	Мощность дозы РТW 31010, мГр/мин	Мощность дозы МКД-04, мГр/мин	Δ , %
№2	50	1522	1521,3	0,0	1483	1488	0,3
	75	699	699,6	0,1	686	687,7	0,2
	134	217	219,3	1,0	212	210,7	-0,6
	182	112	110,9	-1,0	109	107,7	-1,2
№7	50	1522	1521,5	0,0	1483	1488	0,3
	75	699	698,9	0,0	686	688,1	0,3
	134	217	218,7	0,8	212	210,6	-0,6
	182	112	111,1	-0,8	109	107,7	-1,2

Зависимость отклика сцинтилляционного детектора от глубины в фантоме и размера поля облучения

Измерения мощности поглощенной дозы в твердотельном фантоме Virtual Water были проведены с помощью ионизационной камеры РТW 31010 и сцинтилляционного детектора МКД-04 при РИП=75 см на трех глубинах: 5, 10

и 20 см для четырех размеров поля облучения – 5×5, 10×10, 15×15 и 20×20 см. Целью измерений была оценка влияния вклада рассеянного излучения на калибровочный коэффициент детектора (табл. 3). Отклонение показаний детектора МКД-04 от показаний ионизационной камеры (последняя колонка табл. 3) не превышает 1,2 %. В указанных пределах наблюдается занижение показаний сцинтилляционного детектора с увеличением размеров

Таблица 3

Соотношение показаний камеры РТW 31010 и детектора МКД-04 в зависимости от размера поля облучения и глубины расположения детекторов при РИП=75 см. U_1 , U_2 – уровни сигнала на выходе основного и дополнительного (компенсирующего) фотоприемника. Δ – относительная разница между показаниями МКД-04 и РТW31010, %

Глубина, см	Поле, см	Мощность дозы РТW 31010, мГр/мин	Мощность дозы МКД-04, мГр/мин	$U_2 / (U_1 - U_2)$, %	Δ , %
5	5×5	617	617	2,6 %	0,1
	10×10	698	697	6,4 %	-0,2
	15×15	728	726	10,5 %	-0,3
	20×20	744	741	14,7 %	-0,4
10	5×5	413	413	2,9 %	0,0
	10×10	494	492	7,1 %	-0,4
	15×15	531	526	11,4 %	-0,9
	20×20	551	545	15,8 %	-1,1
20	5×5	179	180	3,7 %	0,4
	10×10	229	229	8,9 %	-0,2
	15×15	259	256	13,9 %	-1,2
	20×20	275	272	19,3 %	-1,0

поля облучения и глубины расположения детекторов в фантоме, обусловленная энергетической зависимостью его чувствительности. Для иллюстрации вклада фонового света в колонке 5 табл. 3 приведено отношение фонового сигнала к сцинтилляционному.

Температурная зависимость отклика и ее коррекция

Фотоприемник сцинтилляционного детектора SiФЭУ имеет температурную зависимость коэффициента усиления приблизительно 1,5 % на градус в диапазоне 0–50°C при фиксированном рабочем напряжении. Для программной компенсации этой зависимости в конструкцию детектора вблизи SiФЭУ встроены датчик температуры в виде платинового терморезистора. Падение напряжения на терморезисторе считывается в программу для дальнейшей обработки с той же частотой, что и основные измерения.

Для контроля точности компенсации температурной зависимости была проведена серия измерений при различной температуре корпуса детектора МКД-04. Температура той части детектора, где находятся фотоприемники, в течение 10 минут была доведена до 30,7°C, затем детектор был установлен в пластинчатый фантом Virtual Water при стандартных условиях калибровки и подвергался облучению на аппарате РОКУС-АМ. В результате естественного охлаждения воздухом температура фотоприемника постепенно уменьшалась со средней скоростью около 0,5°C в минуту.

Результаты измерений средней мощности дозы и температуры за 30-секундный интервал времени через каждую минуту представлены в табл. 4. Отклонение значений рассчитывалось от показания ионизационной камеры в исходном равновесном состоянии.

Существенные отклонения в начале охлаждения обусловлены, вероятно, неравно-

Таблица 4

Средняя мощность поглощенной дозы и температуры за 30 с, измеренная дозиметром МКД-04 при различной температуре. Δ – относительная разница между результатами МКД-04 и РТW31010, %

Время, мин	t, °C	Мощность дозы МКД-04, мГр/мин	Δ, %
0	30,7	693,7	1,3 %
1,0	30,1	687,8	0,4 %
2,0	29,5	684,7	0,0 %
3,0	28,9	684,3	-0,1 %
4,0	28,4	684,2	-0,1 %
5,0	27,9	685,5	0,1 %
6,0	27,5	686,9	0,3 %
7,0	27,2	686,4	0,2 %
8,0	26,8	686,5	0,2 %
9,0	26,5	686,3	0,2 %
13,0	25,3	686,6	0,2 %
14,0	24,9	686,6	0,2 %
15,0	24,6	686,6	0,2 %
16,0	24,3	686,7	0,2 %
17,0	24,1	686,3	0,2 %
19,0	23,3	686,7	0,2 %
20,0	22,8	685,9	0,1 %
21,0	22,3	685,0	0,0 %
22,0	21,9	685,4	0,1 %
23,0	21,6	684,6	-0,1 %
24,0	21,2	684,1	-0,1 %
25,0	21,0	682,7	-0,3 %

весным состоянием в момент перехода от нагрева к охлаждению. Ранее, исходя из предварительных измерений, в дозиметре был установлен программный коэффициент температурной коррекции $+1,5 \text{ \%}/^\circ\text{C}$ при температуре калибровки $21,5^\circ\text{C}$. Результаты проведенных измерений показали, что для данного детектора № 7 этот коэффициент выбран правильно и обеспечивает отклонение от показаний ионизационной камеры, вызванное температурной нестабильностью, не более $\pm 0,3 \text{ \%}$ в рассматриваемом диапазоне температур $21,0\text{--}30,7^\circ\text{C}$.

Компенсация черенковского излучения и собственной флюоресценции в световодах

Для компенсации влияния на сцинтилляционный сигнал фонового света, генерируемого в транспортном прозрачном световоде, в конструкции детектора используется дополнительное транспортное волокно, которое располагается параллельно основному и имеет свой независимый фотоприемник. Сигнал с этого волокна следует вычитать из основного сигнала, но лишь с определенным для каждого детектора коэффициентом $K_{\text{фон}}$, т.к. фоновый свет, захваченный волокнами, по-разному отражается от свободного конца, по-разному собирается и усиливается в фотодетекторах. Для калибровки желательно одинаковым образом облучать гамма-излучением световодную часть детектора, а отношение сигналов двух волокон даст требуемый калибровочный коэффициент $K_{\text{фон}}$. Такая процедура была проведена для четырех детекторов, которые облучались пучком гамма-квантов с размером поля $11 \times 11 \text{ см}$ на воздухе на расстоянии 20, 30, 40 см от центра сцинтиллятора. Результаты измерений представлены в табл. 5. В последней строке отражены данные, полученные после закрывания детекторов

сверху пластинами фантома толщиной 1 см. Как можно заметить, величина коэффициента существенно отличается у разных экземпляров детекторов и почти не отличается у одного экземпляра при разных датах измерения и в разных средах.

Для оценки вклада фонового излучения в зависимости от места приложения пучка, точности его компенсации и радиационных эффектов в фотоприемнике, было проведено сканирование детектора № 7 (вместе со сцинтиллятором и фотоприемником) пучком гамма-излучения ^{60}Co на аппарате РОКУС-АМ. Детектор был закреплен на деке стола аппарата, размер поля $11 \times 11 \text{ см}$ на уровне деки, шаг горизонтального перемещения был равен 5 или 10 см, а диапазон перемещения – от -10 до 70 см относительно конца детектора. Полная длина детектора, включая фотоприемник, была равна 68 см на последних шагах фотоприемник попадал в первичный пучок гамма-излучения.

Результаты измерения дозы представлены на рис. 2. Некоторая несимметричность точек на кривой в районе максимума связана со смещением центра поля относительно центра сцинтиллятора на 0,4 см, а отрицательный сигнал в области фотоприемника – разницей в чувствительности двух SiФЭУ к гамма-излучению и их различным пространственным расположением.

По результатам этой же серии измерений был построен график изменения сигнала с фонового SiФЭУ, нормированного на величину максимального сцинтилляционного сигнала, представленный на рис. 3. Оказалось, что амплитуда сигнала прямой регистрации доходит до 70 % от амплитуды сцинтилляционного света. В точке 0 см (чувствительный элемент в центре поля) доля регистрируемого черенков-

Таблица 5

Весовой коэффициент $K_{\text{фон}}$ в зависимости от смещения облучаемой области световодов относительно центра сцинтиллятора

Детектор	$K_{\text{фон}}$			Среднее
	20 см	30 см	40 см	
№2	0,92	0,88	0,91	0,90
№6	1,08	1,04	1,01	1,04
№7	0,86	0,83	0,80	0,83
№8	1,17	1,23	1,06	1,18
№7 от 12.04	0,80	0,80	0,88	0,83
№2 + 1 см пластика	0,91	0,90	0,94	0,92

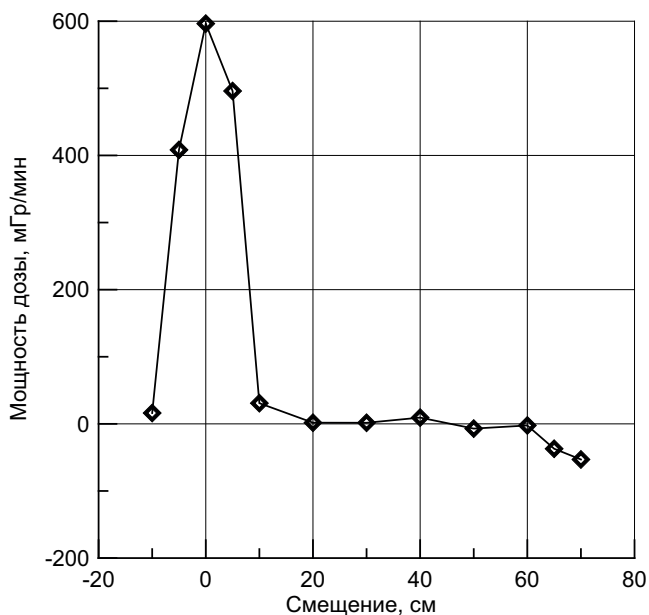


Рис. 2. Сигнал МКД-04 при сканировании радиационным полем 11×11 см вдоль детектора; 0 см – центр пучка гамма-квантов приблизительно попадает на сцинтиллятор

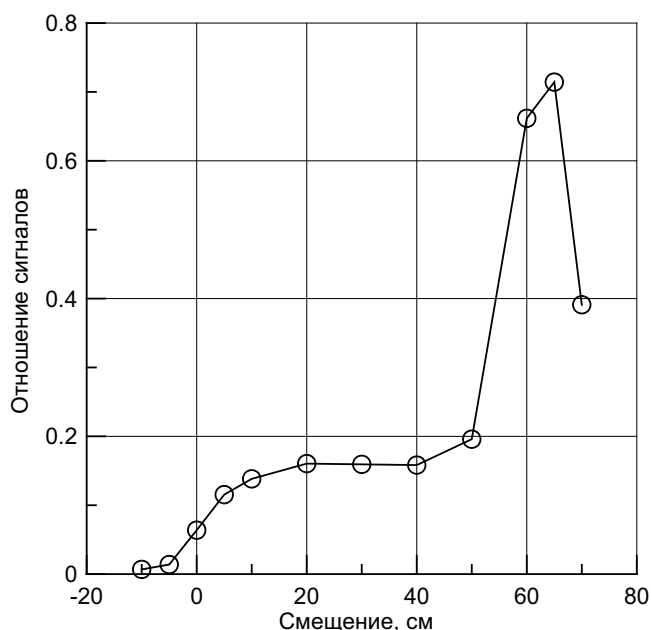


Рис. 3. Изменение сигнала с фоновой волоконной оптики при сканировании радиационным полем 11×11 см вдоль детектора; сигнал нормирован на величину максимального сцинтилляционного сигнала при положении центра пучка в точке 0 см

ского света для ^{60}Co на воздухе составляет 6,4 %.

Визуализация положения детектора

Важной характеристикой сцинтилляционного детектора дозиметра МКД-04 является возможность визуализации рентгеновскими методами совместно с введенными эндостатическими устройствами различной конструкции для точного определения положения детектора как относительно источников, так и относительно контролируемых органов риска. Для оценки такой возможности сцинтилляционные детекторы были одновременно закреплены на пластиковом проктостате и жестко фиксированы между собой звеньями эндостата-метракольпостата. После фиксации такой системы внутри тела пациента была проведена их визуализация на компьютерном томографе Siemens Somatom Definition AS. Положение детектора в сагиттальном сечении показано на рис. 4. Плотность сцинтиллятора, выраженная в единицах Хаунсфилда, составляла около 300 HU, а плотность световода – около –650 HU. Таким образом, на реконструкции КТ-данных световод виден как воздушная полость (трубчатая структура с учетом нейлоновой оболочки),

а сцинтиллятор – как объект несколько более плотный, чем трабекулярная кость.

Заключение

1. Проведена калибровка разработанного в АО “НИИТФА” многоканального клинического дозиметра МКД-04 в пучке гамма-излучения ^{60}Co на аппарате РОКУС-АМ в водном фантоме и водноэквивалентном пластиковом фантоме Virtual Water как в стандартных условиях в соответствии с TRS-398, так и в расширенном диапазоне РИП от 50 до 182 см. Среднеквадратичное отклонение отклика по серии последовательных измерений составило 0,1 %, стабильность отклика в интервале 50 сут – в пределах $\pm 0,3$ %, стабильность в интервале мощности дозы 100–1500 мГр/мин – в пределах 1,2 %.
2. Отношение показаний МКД-04 в водном и пластиковом фантоме Virtual Water (с адаптером из ПММА) отличаются от аналогичного отношения для ионизационной камеры РТW 31010 не более чем на 0,2 %.
3. Исследованы отклонения показаний детектора МКД-04 от показаний ионизационной камеры при изменении размера поля из-

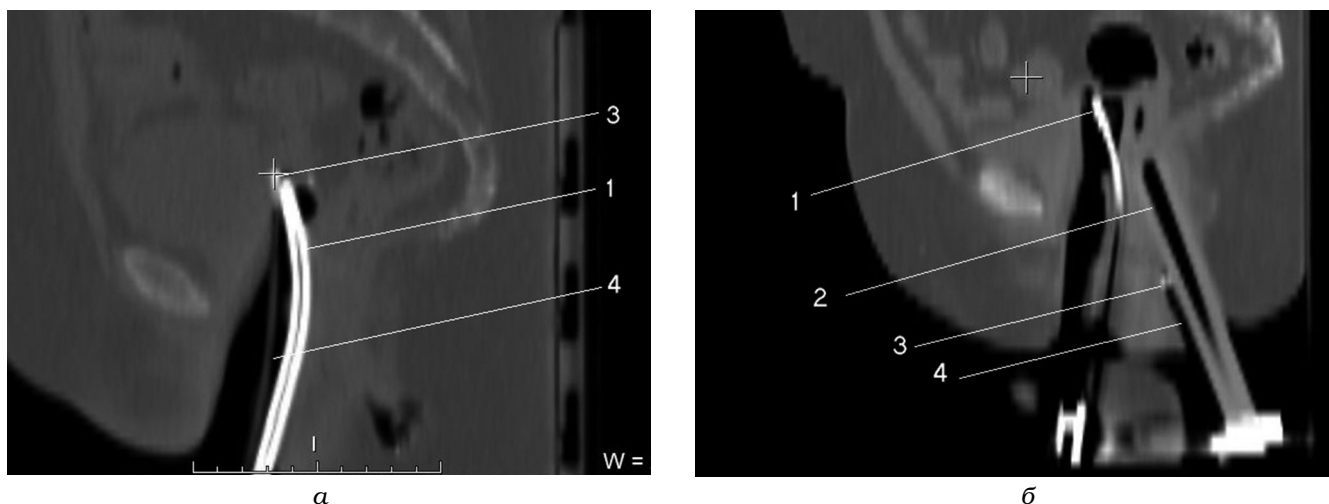


Рис. 4. Сцинтилляционный детектор, закрепленный на интракстате (а), на ректальном аппликаторе (б): 1 – интракстат; 2 – ректальный аппликатор; 3 – сцинтиллятор; 4 – световод

лучения и глубины детектора в фантоме. Влияние глубины в пределах 5–20 см и размера поля в пределах 5×5–15×15 см не превышает $\pm 0,4\%$ и с увеличением глубины не выявлено. С увеличением поля облучения замечено уменьшение показаний на $-1,0\%$.

4. Проведена температурная калибровка чувствительности фотоприемников детектора в диапазоне 21,0–30,7°C. Показано, что каждый экземпляр детектора требует подбора индивидуального температурного коэффициента. Для исследованного детектора № 7 такой коэффициент составил 1,5 %/°C, при применении которого дополнительная погрешность измерения дозы, обусловленная температурной нестабильностью фотоприемников, не превысит $\pm 0,3\%$ в указанном диапазоне температур.
5. Измерена чувствительность фотоумножителей к воздействию на них ионизирующего излучения, входящая по величине до 70 % от сцинтилляционного сигнала, что может вызвать искажение измерений, если фотоумножитель будет находиться в пределах первичного пучка излучения.

Список литературы

1. Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water. IAEA TRS 398, – Vienna, IAEA, 2000.
2. Васильев В.Н., Коконцев А.А., Смыслов А.Ю., Амирова Е.А. Водно-эквивалентность пластика Virtual Water для фотонов низких энергий // Мед. физика, 2014. № 3. С. 27–32.
3. McEwen M.R., Niven D. Characterization of the phantom material Virtual Water in high-energy photon and electron beam // Med. Phys. 2006. Vol. 33. № 4. P. 876–887.
4. Васильев В.Н., Коконцев А.А., Смыслов А.Ю., Амирова Е.А. Оценка водно-эквивалентности материала Virtual Water для фотонов низких энергий // VI Троицкая конференция “Медицинская физика и инновации в медицине” (ТКМФ-6). Сборник трудов конференции. Троицк–Москва, 2014. С. 681–683.
5. Абалакин И.Н., Некрасова А.А., Сумин А.В. и соавт. Клинический дозиметр-анализатор для внутрисполостной лучевой терапии. Патент №148494. Заявка № 2014116405 от 07 ноября 2014 г.
6. Сумин А.В., Абалакин И.Н., Медведков А.М., Титова В.А. Положительное решение от 10.01.2017 о выдаче патента на полезную модель “Медицинский дозиметр ионизирующего излучения на основе сцинтилляционного детектора” по заявке №2016124138/28 (037829) от 17.06.2016.
7. Титова В.А., Коконцев Д. А., Ивашин А.В., Хромов А.Б. Контактная лучевая терапия

на аппарате АГАТ-ВТ с использованием отечественных систем визуализации и планирования // Вестник РНЦРР. 2016. № 3, электронная версия.

8. Крылова Т.А., Таларико О.С., Лебедеко И.М.. Применение полупроводниковых детекторов для *in vivo* дозиметрии при тотальном облучении тела // Мед. физика. 2017. № 1(73). С. 25–29.

VERIFICATION OF THE SCINTILLATION MULTICHANNEL CLINICAL DOSIMETER MKD-04 IN A COLLIMATED ^{60}Co GAMMA RADIATION BEAM

A.V. Sumin¹, A.M. Medvedkov¹, V.N. Vasiliev², A.Yu. Smyslov², S.S. Rusetskiy²,
A.A. Kokontsev², V.A. Titova², D.A. Kokontsev²

¹ National technical physics and automation research institute, Moscow, Russia

² Russian Scientific Center of Roentgenology & Radiology, Moscow, Russia

Parameters of the multi-channel clinical dosimeter MKD-04 designed for *in-vivo* dosimetry in brachytherapy are investigated in a ^{60}Co gamma radiation beam. The dosimeter includes a set of polystyrene based scintillation detectors with fiber light guides, SiPM arrays and computer control. After calibration in the standard conditions according to the IAEA TRS-398 protocol, the calibration factor stability has been verified in dependence on detector depth in a water phantom and radiation field size. Response linearity in wide dose rate range was estimated as well as accuracy of the Cherenkov and fluorescent components compensation in the light guides and temperature stability. A trial visualization of the scintillation detector in body cavities was performed with a CT scanner.

Key words: *absorbed dose, scintillation detector, in-vivo dosimetry, brachytherapy*

E-mail: vnvasil@orc.ru