

УДК 53.087.44

ОПТИМИЗАЦИЯ МЕТОДИКИ ИЗМЕРЕНИЯ МОЩНОСТИ ПОГЛОЩЕННОЙ ДОЗЫ IN-VIVO С ПОМОЩЬЮ МАЛОГАБАРИТНЫХ СЦИНТИЛЛЯЦИОННЫХ ДЕТЕКТОРОВ

И. Н. Абалакин, аспирант кафедры № 24 НИЯУ «МИФИ», Москва, Россия;
orcid.org/0000-0003-0703-5719, e-mail: inabalakin@yandex.ru

В. Т. Самосадный, д.т.н., профессор кафедры №24 НИЯУ «МИФИ», Москва, Россия;
orcid.org/0000-0003-0321-8120, e-mail: vtsamosadny@mephi.ru

А. М. Медведков, главный специалист АО «НИИТФА», Москва, Россия;
orcid.org/0000-0003-2085-4890, e-mail: ammedvedkov@niitfa.ru

А. В. Сумин, к.т.н., руководитель проектного офиса №6 АО «НИИТФА», Москва, Россия;
orcid.org/0000-0002-9065-1610, e-mail: avsumin@niitfa.ru

Рассматривается задача оценки ряда факторов, вносящих вклад в сигнал сцинтилляционного детектора, а также компенсации влияния данных факторов при измерениях характеристик дозного поля в клинической практике. Конструкция испытуемого детектора позволяет произвести оценку вклада эффекта Вавилова – Черенкова, а также рассчитать поправочный коэффициент для учета данного эффекта в полезном сигнале. Ввиду особенностей измерений in-vivo отдельного внимания требует температурная зависимость комплектующих детектора от угловой анизотропии чувствительности. Кроме того, радиационные повреждения приводят к постепенной деградации сигнала, что также необходимо учитывать в алгоритме расчета измеряемой величины. Целью работы является уменьшение допускаемой относительной погрешности измерения мощности поглощенной дозы с помощью малогабаритных сцинтилляционных детекторов при проведении процедур контактной лучевой терапии до 2,5 %.

Ключевые слова: in-vivo дозиметрия, сцинтилляционные детекторы, гамма-терапевтический комплекс АГАТ-ВТ, эффект Вавилова – Черенкова, анализатор 3D-сканирования дозного поля, температурная зависимость отклика, угловая анизотропия чувствительности, радиационная деградация сцинтиллятора.

DOI: 10.21667/1995-4565-2020-74-153-164

Введение

При проведении процедур лучевой терапии необходимо реализовать план облучения, который обеспечит рекомендуемую поглощенную дозу ионизирующего излучения в объеме опухоли и минимальную величину дозы в окружающих опухоль нормальных тканях и критических органах, по крайней мере, меньшую, чем толерантная доза для этих тканей. Зависимость реакций опухоли и нормальных тканей оказывается очень крутой функцией поглощенной дозы. Небольшие изменения в значении дозы ($\pm 5\%$) могут приводить к драматическому изменению в ответной реакции тканей ($\pm 20\%$) [1]. Поэтому возникает необходимость контролировать значение дозы непосредственно во время сеанса облучения (in-vivo) [2]. Дозиметрия in-vivo, как правило, осуществляется путем размещения детектора как можно ближе к целевому объему опухоли или органу риска, в котором доставка дозы должна быть проверена с помощью инвазивного метода [3]. Существует ряд исследований, рассматривающих преимущества и недостатки различных детекторов для дозиметрии in-vivo [4, 5]. К наиболее популярным относятся термомлюминесцентные дозиметры (ТЛД) [6, 7], полупроводниковые диоды [8], транзисторы на основе оксидов металлов [metal-oxide-semiconductor field-effect transistors (MOSFET)] [9, 10], пластиковые сцинтилляционные детекторы [plastic scintillation detectors (PSD)] [11, 12] и другие. Несмотря на большое разнообразие детекторов для верификации дозы на сегодняшний момент не существует оптимального решения по различным

причинам: габариты, возможность получения информации в режиме реального времени, радиационная деградация, угловая анизотропия, энергетическая зависимость, нелинейная реакция на облучение и так далее [13]. Поэтому выбор детектора имеет решающее значение и определяется источником, пространственным размещением точек измерения по отношению к источнику, типом болезни. Кроме того, могут быть рассмотрены только такие конструкции, которые могут быть легко размещены в внутрипросветном катетере или специальном аппликаторе.

В АО «НИИТФА» разработан многоканальный клинический дозиметр МКД-04, использующий в качестве детекторов пластиковые сцинтилляторы, по комбинации характеристик являющиеся наиболее оптимальным и перспективным вариантом для внедрения в клиническую практику. Исследования с целью уменьшения допускаемой относительной погрешности измерений данного прибора приведены в настоящей работе.

Многоканальный клинический дозиметр МКД-04

Конструктивно дозиметр состоит из следующих основных частей: сцинтилляционный блок детектирования ионизирующего излучения, блок регистрации и обработки информации (далее – БРОИ). Блок детектирования выполнен в виде выносного зонда, представляющего собой сцинтилляционный детектор, размещенный в герметичном водонепроницаемом корпусе, и соединенный с БРОИ с помощью многожильного электрического кабеля. Функциональная схема МКД-04 представлена на рисунке 1.

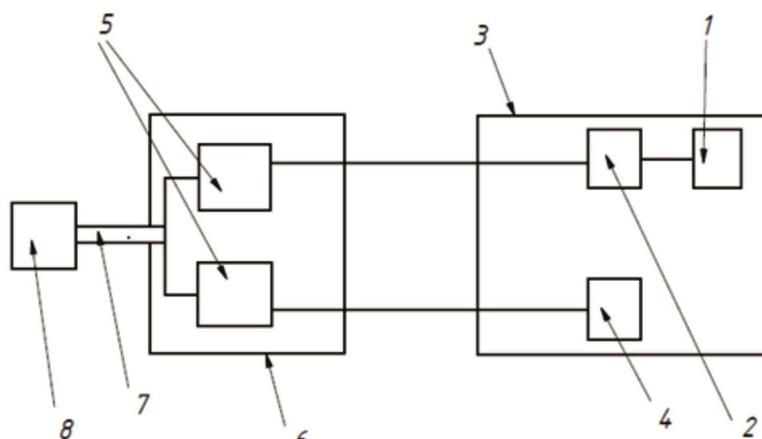


Рисунок 1 – Функциональная схема МКД-04
Figure 1 – MCD-04 functional diagram

Дозиметр включает в себя оптоволоконный пластиковый сцинтиллятор 1, прикрепленный с помощью эпоксидного оптического радиационно-стойкого клея к оптическому волокну 2. Сцинтиллятор и оптическое волокно помещаются в светоизолирующую оболочку 3, в которой дополнительно закреплено оптоволоконно 4. Оптические волокна с помощью эпоксидного оптического радиационно-стойкого клея и механических креплений соединены с кремниевыми фотоумножителями 5, расположенными в корпусе 6. Выходы фотоумножителей присоединены к БРОИ 8 с помощью многожильного кабеля 7.

БРОИ выполнен в корпусе из ударопрочного полистирола и включает в себя три основные составляющие – плату приема и преобразования сигнала, сетевой модуль ввода-вывода (служит для передачи данных по сети Ethernet на персональный компьютер) и блок питания.

Дозиметр МКД-04 кроме кнопки включения/выключения питания не имеет на корпусе органов управления, контроль осуществляется с персонального компьютера. Для удобства работы пользователя с МКД-04 было разработано программное обеспечение, основной функцией которого являются визуализация, обработка и сохранение дозиметрической информации, полученной от МКД-04. Программа МКД-04 имеет функции просмотра и обработки сохраненных данных; отображения и редактирования параметров измерений; непосредственного проведения измерений поглощенной дозы и мощности поглощенной дозы.

Принцип работы МКД-04 является классическим для приборов подобного типа. Чувствительным к ионизирующему излучению элементом детектора является сцинтилляционное волокно, к одному торцу которого приклеено зеркало, а к другому торцу транспортное прозрачное волокно того же диаметра. Сцинтилляционный свет проходит по волокнам и регистрируется на дальнем конце фотоприемником, в качестве которого используется кремниевый фотозлектронный умножитель SiPM. Для учета и последующего вычитания черенковского света, возбуждаемого в световоде, в корпусе детектора уложено еще одно прозрачное волокно того же размера. Для считывания сигнала с этого волокна используется отдельный SiPM. Напряжение с каждого ФЭУ оцифровывается в БРОИ на многоканальном АЦП и передается на ПК, где с помощью коэффициента, рассчитанного при калибровке детектора, происходит вычисление мощности поглощенной дозы гамма-излучения. На программном уровне происходит вычитание сигнала черенковского излучения из сигнала сцинтиллятора:

$$P = K_k \cdot (U_{осн} - U_{чер}) = K_k \cdot ((U_1 - U_{ш1}) - (U_2 - U_{ш2})),$$

где U_1, U_2 , – напряжение, полученное с ФЭУ основного волокна и дополнительного соответственно, $U_{ш1}, U_{ш2}$ – шумовые сигналы с данных волокон, $U_{осн}, U_{чер}$ – чистые сигналы, K_k – калибровочный коэффициент. Данная методика измерений позволяет обеспечить относительную погрешность измерений мощности поглощенной дозы в воде на уровне $\pm 4\%$, что является высоким значением при проведении измерений in-vivo, в особенности на расстояниях менее 10 см от источника ионизирующего излучения, применяемых в контактной лучевой терапии.

Изучение вклада эффекта Вавилова – Черенкова в полезный сигнал детектора

Для оценки черенковского излучения используется второй световод без сцинтиллятора, затем сигнал вычитается. Преимущества данного метода – простота реализации. Недостаток – ухудшение точности в радиационных полях с большим градиентом, что наблюдается в дистанционной лучевой терапии, где нужно точно знать границы области облучения. При использовании в брахитерапии требования к позиционированию не столь жестки, т.к. довольно проблематично обеспечить соответствующую точность локализации детектора по отношению к источнику и органу.

Данный эксперимент проводился на базе Российского научного центра рентгенорадиологии. В испытательный стенд были включены гамма-терапевтический комплекс АГАТ-ВТ и анализатор 3D-сканирования дозного поля. Сцинтилляционный детектор помещался в соответствующее отверстие, расположенное в каретке механизма анализатора, детектор закреплялся винтами. Эндостат № 1 гамма-терапевтического комплекса АГАТ-ВТ фиксировался на специализированном креплении на стенке резервуара анализатора. Общий вид испытательного стенда представлен на рисунке 2.



Рисунок 2 – Общий вид испытательного стенда
Figure 2 – Test bench general view

Первым этапом происходили прогрев прибора в течение 2-3 минут и измерение сигнала шума $U_{ш}$ для обоих измерительных каналов (мВ). Показания записывались каждую секунду в течение минуты, затем вычисляли среднее значение шумового сигнала. Затем на аппарате АГАТ-ВТ запускалась программа, по которой радиоизотопный источник перемещался в эндостат на время 7 минут. При этом с помощью анализатора 3D-сканирования реализовывался следующий алгоритм перемещения каретки с детекторами: каретка последовательно проходит 7 точек (10 мм, 15 мм, 25 мм, 42 мм, 70 мм, 150 мм, 212 мм), в каждой из которых покоится в течение 60 с. Показания с обоих волокон (напряжение, мВ) записывались параллельно каждую секунду. На рисунке 3 представлен образец результатов одной из серий измерений.

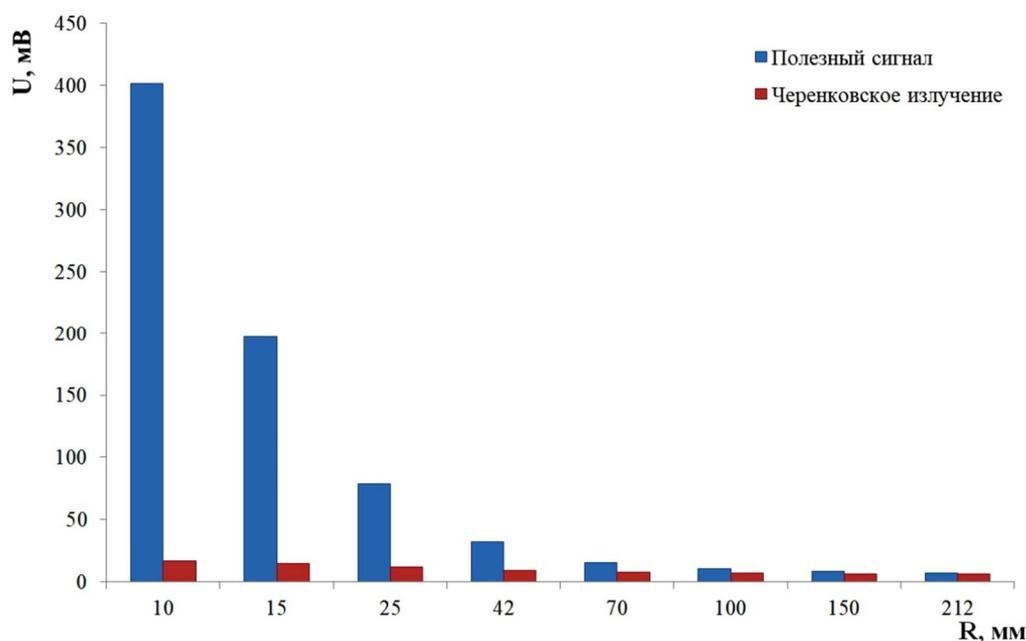


Рисунок 3 – Зависимость величины полезного сигнала и черенковского излучения от расстояния от источника
Figure 3 – Dependence of useful signal and Cherenkov radiation values on the distance from the radiation source

На основе этих данных пяти подобных серий измерений был рассчитан сигнал с каждого волокна для каждой точки каретки, а также оценен вклад черенковского излучения в полезный сигнал детектора. Результаты представлены в таблице 1.

Таблица 1 – Доля черенковского излучения в зависимости от расстояния между источником и детектором

Table 1 – Cherenkov signal ratio depending on distance between the source and the detector

R, мм	$U_{осн}$, мВ	$U_{чер}$, мВ	$U_{чер}/U_{осн}$, %
10	395,79	11,17	2,82
15	191,13	9,13	4,78
25	72,91	6,17	8,47
42	26,32	3,68	13,97
70	9,58	2,07	21,64
100	4,77	1,41	29,56
150	2,21	0,89	40,34
212	1,17	0,61	52,49

Как видно из результатов, доля черенковского света на больших расстояниях сравнима с долей сцинтилляционного. Поэтому крайне важно для корректного вычитания представлять, как соотносится черенковский свет в каждом из двух волокон, входящих в детектор. Для этого было произведено непосредственное измерение черенковских сигналов в основном и

вспомогательном волокне и источник размещали в районе середины волокна детектора, а наконечник детектора закрывали свинцом. Результаты представлены в таблице 2.

Таблица 2 – Сравнение черенковских сигналов в основном и вспомогательном волокне
Table 2 – Comparison of Cherenkov signals in the main and auxiliary optic fibers

$U_{\text{чер}_1}$, МВ	$U_{\text{чер}_2}$, МВ	Δ , %
6,771	6,833	0,91
6,789	6,845	0,82
6,770	6,829	0,86
6,764	6,824	0,88
6,769	6,829	0,88

Величина Δ была рассчитана по формуле

$$\Delta = \frac{U_{\text{чер}_2} - U_{\text{чер}_1}}{U_{\text{чер}_2}}.$$

На основе этих результатов был рассчитан коэффициент K_f , который в дальнейшем учитывался при вычитании черенковского сигнала:

$$K_f = 1 - \frac{\sum_{i=1}^n \Delta_i}{n} = 0,9913.$$

Оценка температурной зависимости отклика детектора

Световой выход полистирольного сцинтиллятора, из которого состоит чувствительный элемент детектора МКД-04, как и транспортная способность волокна, практически не зависят от температуры в диапазоне 0-50 °С. Значительную температурную зависимость ~1 % (°С) имеют полупроводниковые фотоприемники и усилители, находящиеся в рукоятке детектора. Для оценки этой зависимости был проведен аналогичный вышеописанному эксперимент. Рукоятка была нагрета до 35 °С с последующим равномерным остыванием. Мощность дозы поглощенного излучения, измеренная с помощью эталонной ионизационной камеры РТW 31010, составила $P_{\text{РТW}} = 498,85 \frac{\text{мГр}}{\text{мин}}$.

По полученным данным был построен график температурной зависимости отклонения показаний сцинтилляционного детектора от показаний эталонной ионизационной камеры (рисунок 4).

С помощью средств корреляционно-регрессионного анализа MS Excel был определен точный вид данной зависимости:

$$\Delta = a \cdot \ln(T) - b,$$

где $a = 0,3233$, $b = 0,9555$. Коэффициент детерминации R^2 близок по значению к 1 (0,9985), что указывает на минимальную ошибку аппроксимации.

Аналогичные измерения были проведены также при четырех других положениях каретки с детектором относительно источника. На основе полученных данных были вычислены средние значения коэффициентов a и b :

$$\bar{a} = \frac{\sum_{i=1}^n a_i}{n} = 0,3235,$$

$$\bar{b} = \frac{\sum_{i=1}^n b_i}{n} = 0,9566.$$

Далее был рассчитан коэффициент K_t , который в дальнейшем необходимо учитывать при обработке сигнала в процессе измерения мощности поглощенной дозы:

$$K_t = -\bar{a} \cdot \ln(T) - \bar{b}.$$

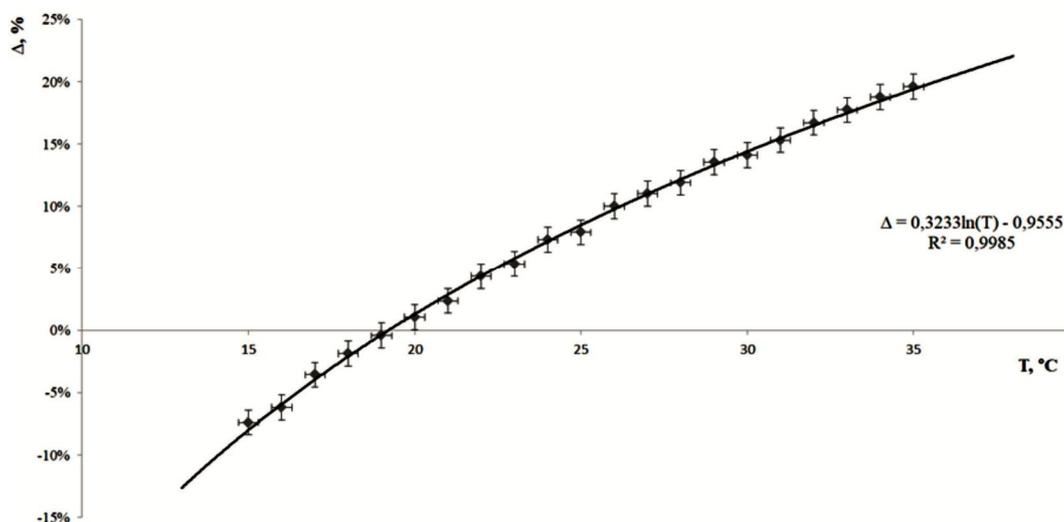


Рисунок 4 – Температурная зависимость отклика детектора
Figure 4 – Temperature dependence of the signal

Для учета температуры окружающей среды T в детекторе были размещены датчики в виде платиновых терморезисторов 701-102ВАВ. От источника питания +15 В через гасящий резистор пропускался ток 119 мкА. Напряжение с терморезистора оцифровывалось на одном из свободных каналов АЦП БРОИ. Измеренному напряжению, учитывая паспортный коэффициент, ставилась в соответствие температура. Таким образом, один из каналов системы был превращен в регистратор температуры.

Выходным сигналом данного терморезистора является напряжение U_t . Температура рассчитывалась следующим образом:

$$T = T_0 + \frac{U_t - U_0}{\alpha \cdot I_t},$$

где $T_0 = 21,5$ °С – температура калибровки детектора, $U_0 = I_t \cdot (1 + \alpha \cdot T_0) = 123,22$ мВ – сигнал терморезистора при первичной калибровке, $I_t = 0,1138$ мА – ток терморезистора, $\alpha = 3,85 \cdot 10^{-3}$ °С⁻¹ – температурный коэффициент термопреобразователя сопротивления.

Изучение радиационной деградации сцинтилляционного детектора

В процессе долгосрочной работы со сцинтилляционным детектором было замечено увеличение расхождений показаний детектора и эталонной ионизационной камеры. В связи с этим было принято решение провести оценку коэффициента радиационных повреждений детектора. Для этого детектор облучался на гамма-установке ГУ-200М (250 кКи), 500 Гр за одну серию, всего 10 серий, общая доза 5 кГр. После каждой серии 500 Гр, используя вышеописанный стенд, сцинтилляционный детектор и эталонную ионизационную камеру помещали в соответствующие отверстия, расположенные в каретке механизма симметрично относительно крепления эндостата АГАТ-В, и проводили измерения мощности дозы.

Был получен вид зависимости разности показаний сцинтилляционного детектора и эталонной ионизационной камеры от интегрального значения поглощенной дозы:

$$\Delta = f \cdot D_s + e,$$

где $f = 10^{-5}$, $e = 0,0269$, D_s – суммарная поглощенная доза, полученная детектором за все время использования. Коэффициент детерминации R^2 снова близок к 1, что подтверждает точной полученной зависимости. Смещение e связано с превышением показаний испытуемого детектора в нулевой точке до облучения детектора. В связи с этим данный коэффициент ис-

ключен из дальнейшего рассмотрения, а поправка, учитывающая деградацию детектора с наработкой дозы, будет рассчитываться следующим образом:

$$K_d = 1 - f \cdot D_s .$$

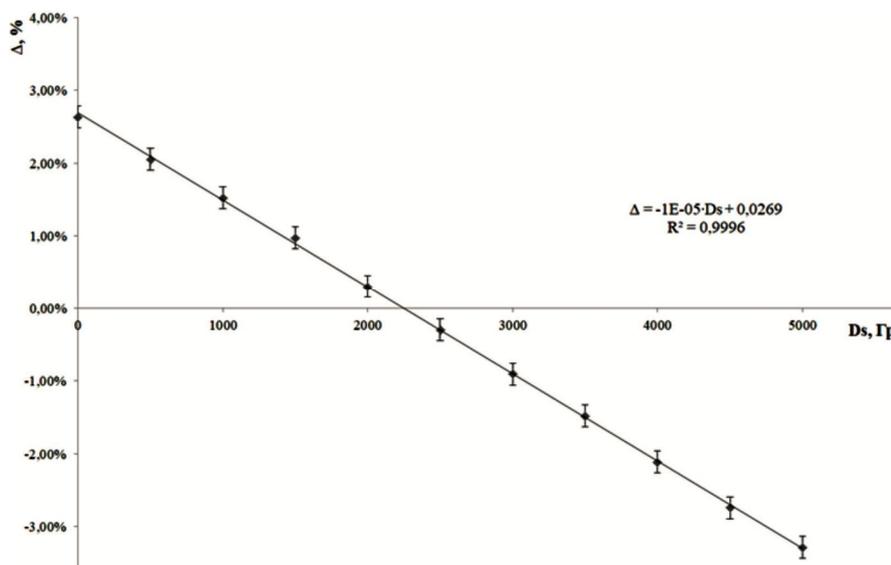


Рисунок 5 – График зависимости отклонений показаний детектора от суммарной накопленной дозы

Figure 5 – Graph of detector readings deviations from the total accumulated absorbed dose

Учет суммарной накопленной дозы должен быть реализован на программном уровне МКД-04 за счет идентификации и хранения истории подключаемых к БРОИ детекторов.

Оценка анизотропии чувствительности при вращении детектора вокруг продольной оси

Первоначальное исполнение сцинтилляционного детектора имело смещенное на 0,3 мм положение сцинтиллятора относительно оси (рисунок 6). Для точного указания положения сцинтиллятора в теле человека планировалось на рентгеновском либо томографическом снимке использовать латунный маркер диаметром 1 мм и длиной 3 мм, встроенный в колпачок.

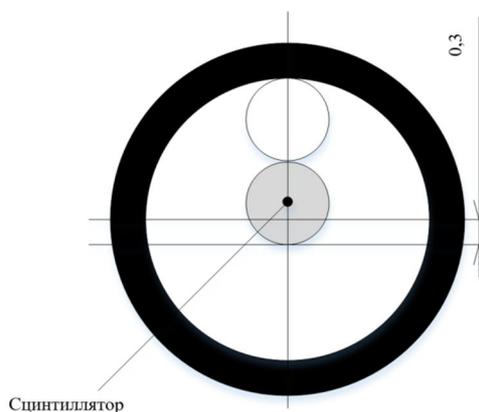


Рисунок 6 – Первоначальное расположение двух оптических волокон в корпусе детектора

Figure 6 – Initial location of two optical fibers in the detector body

Он был смещен на такое же расстояние и в ту же сторону, что и сцинтиллятор. Кроме того, для случая работы без рентгена направление смещения на корпусе головки указывала белая черта. Требовалось соблюдать ориентацию при работе вблизи источника и учитывать габариты корпуса для позиционирования. Для оценки анизотропии использовался экспериментальный стенд, описанный выше. После каждого измерения выполнялся поворот детектора на 45° , пока угол не составил 360° .

Составляющая относительной погрешности, обусловленная анизотропией для каждого положения детектора дозиметра, вычислялась по формуле

$$\delta_a = \frac{\bar{P} - P_0}{P_0},$$

где \bar{P} – среднее значение показаний дозиметра при ориентации под углом α к основному направлению излучения; P_0 – среднее значение показаний дозиметра при основном направлении излучения (0°). Результаты измерений мощности дозы при различной пространственной ориентации детектора представлены в таблице 3.

Таблица 3 – Зависимость значения мощности дозы от угла вращения вокруг продольной оси детектора

Table 3 – Dependence of the dose rate value on the angle of rotation around the longitudinal axis of the detector

$\alpha, ^\circ$	$\bar{P}, \text{ мГр/мин}$	$\delta_a, \%$
0	484,56	-
45	483,12	0,30
90	480,09	0,92
135	476,95	1,57
180	470,91	2,82
225	475,77	1,81
270	479,39	1,07
315	482,88	0,35
360	484,17	0,08

Данные результаты показывают существенную зависимость точности измерений от положения детектора. Особенно погрешность, связанная с этим эффектом, наблюдается при малых расстояниях от источника излучения, сравнимых с диаметром детектора – 4 мм. Для компенсации этого эффекта были внесены изменения в конструкцию детектора (рисунок 7). Новая модификация отличается от предыдущей тем, что сцинтиллятор располагается строго по срединной оси. Длина сцинтиллятора при этом была уменьшена с 8 мм до 6 мм при сохранении его диаметра в 1 мм. Разместить сцинтиллятор на оси оказалось возможным только за счет того, что дополнительное волокно было сделано короче на 12 мм (при общей длине 640 мм). Т.е. первые 12 мм транспортного волокна не были обеспечены параллельно идущим аналогичным волокном.

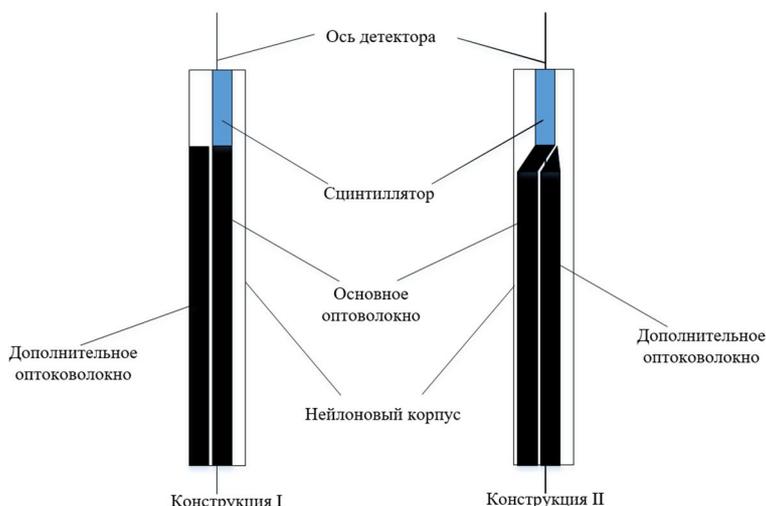


Рисунок 7 – Два варианта конструкции детектора с латеропозицией сцинтиллятора и модифицированная конструкция с центральной осевой позицией сцинтиллятора
Figure 7 – Two versions of the detector design with a lateroposition of the scintillator and modified design with central axial position of the scintillator

Были проведены повторные испытания, при которых детектор поворачивался на 45 ° после каждой серии измерений. Как видно из диаграммы сравнения анизотропии чувствительности двух вариантов конструкций (рисунок 8), принятые изменения позволили существенно снизить зависимость показаний от угла.

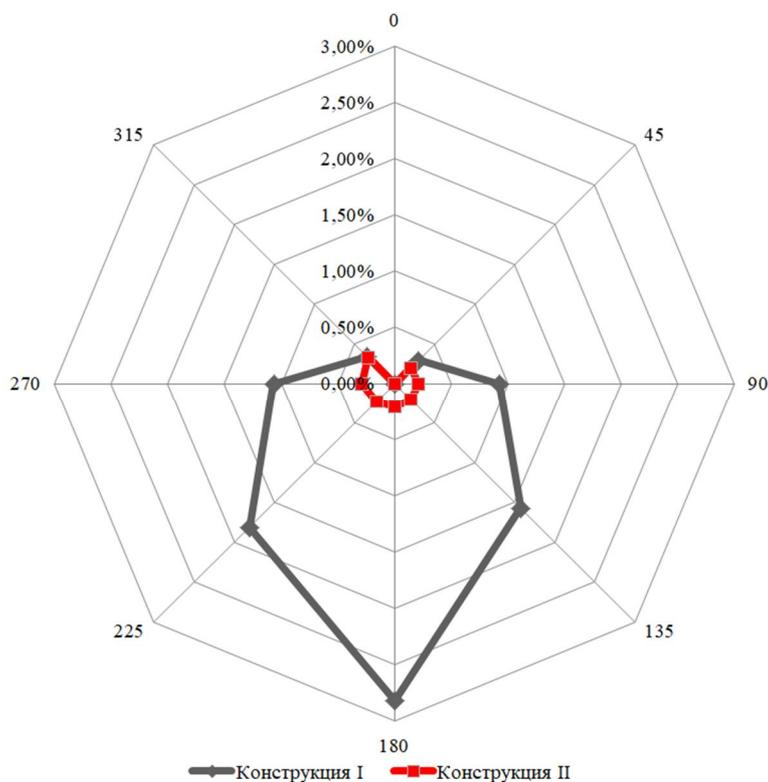


Рисунок 8 – Изменение сигнала при вращении детектора вокруг продольной оси для двух вариантов конструкции
Figure 8 – Signal changing during detector rotating around the longitudinal axis for two design options

Результаты испытания оптимизированной модификации МКД-04

Методика проведения эксперимента соответствовала ранее описанной. Испытуемый детектор совместно с эталонным размещался симметрично относительно оси эндостата АГАТ-ВТ, каретка анализатора проходила последовательно 7 точек. В расчете значения мощности дозы сцинтилляционного детектора были применены ранее вычисленные поправочные коэффициенты, учитывающие влияние разницы черенковского излучения в двух волокнах, температурную зависимость составных частей детектора, а также ослабление сигнала вследствие радиационных повреждений. Мощность дозы P рассчитывалась по следующей формуле:

$$P = K_t \cdot K_k \cdot K_d \cdot (U_{осн} - K_f \cdot U_{чер}) =$$

$$= (-\bar{a} \cdot \ln(T_0 + \frac{U_t - U_0}{\alpha \cdot I_t}) + \bar{b}) \cdot K_k \cdot (1 - f \cdot D_s) \cdot ((U_1 - U_{u1}) - K_f \cdot (U_2 - U_{u2})).$$

Рассчитывались средние значения мощности дозы для эталонного $\overline{P_{PTW}}$ и испытуемого \overline{P} дозиметров, среднеквадратичные отклонения этих величин (σ_{PTW} , σ), а также величины Δ_{PTW} и Δ , показывающие отношение 2σ к среднему значению измеряемой величины. Отклонения показаний сцинтилляционного детектора ионизационной камеры РТW показаний эталонного прибора определялись по формуле $\delta_j = \frac{\overline{P_{PTW}} - \overline{P}}{\overline{P_{PTW}}}$. Результаты эксперимента представлены в таблице 4.

Таблица 4 – Результаты измерений мощности поглощённой дозы на АГАТ-ВТ с помощью МКД-04

Table 4 – Results of the absorbed dose rate measurements on AGAT-VT using MCD-04

R, мм	$\overline{P_{PTW}}$, мГр/мин	σ_{PTW} , мВ	Δ_{PTW} , %	\overline{P} , мГр/мин	σ , мГр/мин	Δ , %	δ_j , %
10	2817,10	9,02	0,64	2845,00	14,09	0,97	0,99
15	1388,38	4,59	0,66	1402,53	2,59	0,37	1,02
25	496,57	1,43	0,58	496,11	2,20	0,88	-0,09
42	169,36	0,38	0,45	170,53	0,70	0,82	0,69
70	56,72	0,12	0,41	57,22	0,36	1,23	0,89
100	25,95	0,03	0,23	25,79	0,17	1,28	-0,61
150	10,08	0,04	0,70	10,16	0,04	0,81	0,81
212	4,17	0,01	0,56	4,14	0,03	1,28	-0,55

Заключение

Результаты измерения значений мощности поглощенной дозы для разных значений расстояния между источником и детектором с использованием предложенной методики, включающей в себя использование детектора со сцинтилляционным чувствительным элементом, показали хорошую сопоставимость с результатами измерения того же параметра с помощью ионизационной камеры, используемой в качестве рабочего эталона в радиологии, рентгенодиагностике и радиационной защите.

Изначально МКД-04 был утвержден как тип средства измерения с относительной погрешностью измерений мощности поглощенной дозы в воде и поглощенной дозы в воде для энергии излучения нуклида ^{60}Co на уровне $\pm 4\%$. Для оптимизированной модификации значение доверительной границы допускаемой относительной погрешности δ , %, с доверительной вероятностью 0,95 рассчитывается по формуле

$$\delta = 1,1 \cdot \sqrt{(\delta_0)^2 + (\delta_{j\max})^2 + (\delta_{\alpha\max})^2},$$

где δ_0 – погрешность эталонного средства, $\delta_{\alpha\max}$ – максимальное значение составляющей относительной погрешности, обусловленной анизотропией положения детектора; $\delta_{j\max}$ – максимальное отклонение значения мощности поглощенной дозы в воде, измеренного с помощью эталонного детектора, от значения, полученного с помощью сцинтилляционного детектора.

Таким образом, погрешность измерений составила

$$\delta = 1,1 \cdot \sqrt{(2)^2 + (1,02)^2 + (0,35)^2} = 2,49\%.$$

На данный момент можно сказать о перспективности разработанной методики, а также о широких перспективах применения сцинтилляционных детекторов для контроля мощности поглощенной дозы гамма-излучения в клинической практике.

Библиографический список

1. **Климанов В. А.** Дозиметрическое планирование лучевой терапии. Часть 2. Дистанционная лучевая терапия пучками заряженных частиц и нейтронов. Брахитерапия и радионуклидная терапия: учеб. пособие. М.: МИФИ, 2008. 6 с.
2. **Лопес П. О., Андрео П., Коссе Дж. М., Дютре А. и др.** Профилактика случайного облучения пациентов, проходящих лучевую терапию // Отчет Международной комиссии по радиологической защите. 2000. № 86.
3. **Семенов Ю. В., Костылев В. А., Хмелев А. В., Белов С. А.** Система клинической дозиметрии и радиационных измерений для лучевой терапии. Медицинская радиология и радиационная безопасность. 2014. Т. 51 № 6. 2006.

4. Ламберт Дж., Накано Т., Лоу С., Элси Дж. и др. Дозиметры in-vivo для высокодозной брахитерапии: сравнение алмазного детектора, MOSFET, TLD и сцинтилляционного детектора. Медицинская физика. 2007. 34. С. 1759-1765.

5. Вестермарк М., Арндт Дж., Нильссон Б. и Брамме А. Сравнительная методов измерения дозы в узких высокоэнергетических пучках фотонов. Физика в медицине и биологии. 2000. № 45. С. 685-702.

6. Дас Р., Тойе У., Крон Т., Уильямс С. и др. Термолюминесцентные дозиметры для верификации дозы in-vivo при высокодозной брахитерапии рака простаты. Австралийские физические и инженерные науки в медицине. 2007. № 30. С. 178-184.

7. Дас Р., Тойе У., Крон Т., Джонстон П. и др. Протокол исследования in-vivo для высокодозной брахитерапии предстательной железы с использованием уретральной и ректальной термолюминесцентной дозиметрии. Radiotherapy and Oncology. 2009. № 91. С. 243-248.

8. Алеку Р. и Алеку М. In-vivo ректальные измерения дозы с помощью диодов во избежание ошибок в реализации дозы во время внутриволостной брахитерапии высокой мощности дозы при карциноме шейки матки. Медицинская физика. 1999. № 26. С. 768-770.

9. Блумен-Ван Гурп Э. Дж. In-vivo дозиметрия с использованием линейного MOSFET дозиметра для определения дозы в мочеиспускательном канале при имплантировании ^{125}I в предстательную железу. Международный журнал радиационной онкологии, биологии и физики. 2009. № 73. С. 314-321.

10. Фагерстрем Дж. М., Мика Дж. А. и Дж. Деверд Л. А. Сигнал имплантируемого MOSFET дозиметра в режиме высокодозной терапии ^{192}Ir // Медицинская физика. 2008. № 35. С. 5729-5737.

11. Суховаверска Г., Джексон М., Ламберт Дж., Иня Ю. Б. и др. Клинические испытания уретральной системы измерения дозы в брахитерапии с использованием сцинтилляционных детекторов. Международный журнал радиационной онкологии, биологии и физики. 2011. № 79. С. 609-615.

12. Террио-Пруль Ф., Бриер Т. М., Мургада Ф., Обен С. Фантомное исследование дозиметрической системы in-vivo с использованием пластиковых сцинтилляционных детекторов для верификации дозы в реальном времени брахитерапии ^{192}Ir . Медицинская физика. 2011. № 38. С. 2542-2551.

13. Уильямсон Дж. Ф. и Ривард М. Дж. Количественные методы дозиметрии для брахитерапии. Издательство медицинской физики, Мэдисон, 2005.

UDC 53.087.44

OPTIMIZING THE TECHNIQUE FOR IN-VIVO ABSORBED DOSE RATE MEASUREMENT USING SMALL-SIZED SCINTILLATION DETECTORS

I. N. Abalakin, post-graduate student, NRNU «MEPHI», Moscow, Russia;

orcid.org/0000-0003-0703-5719, e-mail: inabalakin@yandex.ru

V. T. Samosadny, Dr. Sc. (Tech.), full professor, NRNU «MEPHI», Moscow, Russia;

orcid.org/0000-0003-0321-8120, e-mail: vtsamosadny@mephi.ru

A. M. Medvedkov, head specialist, NIITFA, Moscow, Russia;

orcid.org/0000-0003-2085-4890, e-mail: ammedvedkov@niitfa.ru

A. V. Sumin, head of project office 6, NIITFA, Moscow, Russia;

orcid.org/0000-0002-9065-1610, e-mail: avsumin@niitfa.ru

The main task of this paper is evaluating the factors that impact scintillation detector signal, and compensating these factors influence measuring the characteristics of dose field in clinical practice. The design of the detector under test makes it possible to estimate the contribution of stem effect, as well as to calculate correction factor for this effect to be considered in useful signal. Due to the peculiarities of in-vivo measurements, temperature dependence of detector components and angular anisotropy of sensitivity require special attention. In addition, radiation damage leads to gradual degradation of the signal, which must also be taken into account in the algorithm of measured value calculation. The aim of this work is to increase the accuracy of absorbed dose rate measurement using small-sized scintillation detectors during contact radiotherapy procedures up to 2,5 %.

Key words: *in-vivo dosimetry, scintillation detectors, gamma-therapeutic complex AGAT-VT, Vavilov-Cherenkov effect, 3D dose field analyzer, signal temperature dependence, sensitivity angular anisotropy, PSD radiation degradation.*

DOI: 10.21667/1995-4565-2020-74-153-164

References

1. **Klimanov V. A.** Dosimetric planning of radiation therapy. Part 2. Remote radiation therapy with charged particle and neutron beams. *Brachytherapy and radionuclide therapy*. MEPHI, 2008, p. 6 (in Russian).
2. **Lopez P. O., Andreo P., Cosset J.-M., Dutreix A. and Landberg T.** Prevention of accidental exposures to patients undergoing radiation therapy. *ICRP Publication, Annals of the ICRP*. 2000, no. 6.
3. **Semenov Yu. V., Kostylev V. A., Khmelev A. V., Belov S. A.** The system of clinical dosimetry and radiation measurements for radiation therapy. *Medical radiology and radiation safety*. 2006, vol. 41, no. 6 (in Russian).
4. **Lambert J., Nakano T., Law, J S., McKenzie D. R. and Suchowerska N.** In vivo dosimeters for HDR brachytherapy: A comparison of a diamond detector, MOSFET, TLD, and scintillation detector. *Med. Phys.* 2007, no. 34, pp. 1759-1765.
5. **Westermarck M., Arndt J., Nilsson B. and Brahme A.** Comparative dosimetry in narrow high-energy photon beams. *Phys. Med. Biol.* 2000, no. 45, pp. 685-702.
6. **Das R., Toye W., Kron T., Williams S. and Duchesne G.** Thermoluminescence dosimetry for in vivo verification of high dose rate brachytherapy for prostate cancer. *Australas. Phys. Eng. Sci. Med.* 2007, no. 30, pp. 178-184.
7. **Das R., Toye W., Kron T., Williams S. and Duchesne G.** An in vivo investigative protocol for HDR prostate brachytherapy using urethral and rectal thermoluminescence dosimetry. *Radiother. Oncol.* 2009, no. 91, pp. 243-248.
8. **Alecu R. and Alecu M.** In vivo rectal dose measurements with moses to avoid misadministrations during intracavitary high dose rate brachytherapy for carcinoma of the cervix. *Med. Phys.* 1999, no. 26, pp. 768-770.
9. **Bloemen-van Gorp E. J. et al.** In vivo dosimetry using a linear MOSFET array dosimeter to determine the urethra dose in 125I permanent prostate implants. *Int. J. Radiat. Oncol., Biol., Phys.* 2009, no. 73, pp. 314-321.
10. **Fagerstrom J. M., Micka J. A. and DeWerd L. A.** Response of an implantable MOSFET dosimeter to 192Ir HDR radiation. *Izves-tija AN SSSR. Tehnicheskaja kibernetika. Med. Phys.* 2008, no. 35, pp. 5729-5737.
11. **Suchowerska N., Jackson M., Lambert J., Yin, Y. B., Hruby G. and McKenzie D. R.** *Clinical trials of a urethral dose measurement system in brachytherapy using scintillation detectors* *Int. J. Radiat. Oncol., Biol., Phys.* 2011, no. 79, pp. 609-615.
12. **Therriault-Proulx F., Briere T. M., Mourtada F., Aubin S., Beddar S. and Beaulieu L.** A phantom study of an in vivo dosimetry system using plastic scintillation detectors for real-time verification of 192Ir HDR brachytherapy. *Med. Phys.* 2011, no. 38, pp. 2542-2551.
13. **Williamson J. F. and Rivard M. J.** Quantitative dosimetry methods for brachytherapy. *Brachytherapy Physics, edited by B. Thomadsen, M. J. Rivard, and W. Butler Medical Physics Publishing*. 2005.