

ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ ХАРАКТЕРИСТИК ДЕТЕКТОРОВ ДЛЯ ДОЗИМЕТРИИ МАЛЫХ ФОТОННЫХ ПОЛЕЙ МЕДИЦИНСКИХ УСКОРИТЕЛЕЙ

Г.Ю. Смирнов¹, Э. Гершкевич², Н.А. Антипина¹, И.В. Черкесов³, Ю.Е. Смирнов⁴

¹Национальный медицинский исследовательский центр нейрохирургии
им. академика Н.Н. Бурденко МЗ РФ, Москва

²Северо-Эстонская региональная больница, Центр лучевой терапии,
Таллин, Эстония

³Первый Московский государственный медицинский университет
им. И.М. Сеченова МЗ РФ, Москва

⁴Федеральный медицинский биофизический центр
им. А.И. Бурназяна ФМБА России, Москва

Исследована возможность применения различных детекторов для дозиметрии малых полей мегавольтного тормозного излучения медицинских ускорителей электронов. Были изучены характеристики трех различных ионизационных камер (3D Semiflex 31021, Semiflex 31010, PinPoint 31014) и двух диодов (PTW SRS Diode, PTW Diode E). Оценивались следующие характеристики детекторов: ток утечки, стабильность, линейность, зависимость от мощности дозы, зависимость от дозы за импульс, объемный эффект. Источником излучения являлся линейный медицинский ускоритель электронов TrueBeam STx, оснащенный микро-многолепестковым коллиматором с толщиной пластин 2,5 мм. Измерения проводились в пучках тормозных фотонов с номинальными энергиями 6 и 10 МэВ с и без выравнивающего фильтра. Все заявленные параметры были измерены для пяти различных детекторов. Рассчитаны поправочные коэффициенты k_{vol} на усреднение сигнала по чувствительному объему детектора. Полученные значения были сопоставлены с рекомендациями МАГАТЭ, определены области возможного применения данных детекторов для дозиметрии в малых полях фотонного излучения.

Ключевые слова: дозиметрия малых полей, ионизационные камеры, полупроводниковые диоды, физико-технические характеристики, экспериментальные исследования

Введение

В современной лучевой терапии широко применяются динамические методики облучения. При этом необходимое дозовое распределение в области интереса является суперпозицией множества малых полей. Это приводит к тому, что размеры многих детекторов, используемых в клиниках, оказываются слишком большими по сравнению с размером поля из-

лучения. Это может иметь негативные клинические последствия [1, 2].

В настоящее время существует целый спектр различных детекторов, применяемых в рутинной клинической дозиметрии. Самые распространенные из них – ионизационные камеры, полупроводниковые, пленочные, алмазные и термолюминесцентные детекторы. Ионизационные камеры обеспечивают воспроизводимые результаты и могут быть отка-

либрованы в соответствии со стандартом поглощенной дозы. Зависимости от внешних условий корректируются, а показания мало зависят от мощности дозы и энергии. Полупроводниковые детекторы имеют меньший чувствительный объем, чем ионизационные камеры, вследствие чего у них лучшее пространственное разрешение, но показания последних сильно зависят от мощности дозы и энергии. Также некоторые полупроводниковые детекторы характеризуются угловой зависимостью, связанную с конструкцией детектора. Алмазные детекторы имеют хорошее пространственное разрешение. Но создать их гораздо сложнее, что приводит к их высокой стоимости. Алмазные детекторы имеют зависимость от мощности дозы. Пленочные детекторы хорошо подходят для относительной дозиметрии поперечных профилей пучка, но радиохромные пленки имеют зависимость чувствительности от энергии.

Для дозиметрии малых полей используются детекторы высокого разрешения. Но ни один из доступных в настоящее время детекторов не является идеальным для дозиметрии малых полей. Это приводит к тому, что выбор подходящего детектора для измерений характеристик фотонного излучения при малых размерах полей является нетривиальной задачей. Необходимо учитывать особенности физики дозиметрии малых полей и ориентироваться не только на размер поля, но и на то, какую именно характеристику поля нужно измерить.

В данной работе изучалась возможность применения ионизационных камер (PTW 3D Semiflex 31021, PTW Semiflex 31010, PTW PinPoint 31014) и полупроводниковых диодов (PTW SRS Diode, PTW Diode E) для дозиметрии малых мегавольтных полей тормозного излучения медицинских ускорителей электронов. Работа выполнялась в рамках международного мультицентрового исследования, посвященного сравнению характеристик различных ионизационных камер и диодов при дозиметрии малых полей.

Особенности дозиметрии малых полей

В стандартных полях значительная часть распределения дозы относится к области переходного равновесия частиц, пригодной для проведения относительных и абсолютных измерений. Равновесие наблюдается как в про-

дольном, так и в поперечном направлении. В узких фотонных полях возникает поперечное неравновесие заряженных частиц, когда радиус пучка становится малым по сравнению с максимальным пробегом вторичных электронов. Общее определение “малого поля” в дозиметрии излучений в данный момент отсутствует и дается для каждого конкретного случая. Обычно поля от 4 см² и меньше считаются выходящими за рамки стандартных полей, что требует дополнительного внимания при определении характеристик пучка и при расчете доз. Существует три критерия, и если один из них выполняется, то поле излучения можно считать малым [3–6]:

1. Размер поля меньше, чем область поперечного неравновесия электронов, радиус которой можно определить из следующих выражений [4]:

$$r_{LCPE} = 8,369 \cdot TPR_{20,10} - 4,382, \text{ см} \quad (1)$$

$$r_{LCPE} = 0,07797 \cdot PDD_{10} - 4,112, \text{ см} \quad (2)$$

2. Частичная окклюзия первичного источника фотонов системой коллимации пучка. Это приводит к перекрытию полутеней и невозможности определить размер поля как полуширину на полувысоте поперечного профиля пучка.
3. Размеры поперечного сечения детектора и размер поля на глубине измерения сравнимы, а объемный эффект намного больше, чем в случае больших полей.

Помимо этих критериев существуют еще эффекты возмущения, обусловленные типом материала детектора и его конструкцией, которые играют фундаментальную роль в функции отклика детектора. Объемный эффект в малых полях приводит к недооценке дозы в центре поля (что важно для факторов выхода) и размытию полутени (сканирование профиля). С уменьшением эффективного измерительного объема детектора, например, для ионизационных камер, уменьшается влияние объемного эффекта, а ионная рекомбинация и эффект поляриности при этом становятся доминирующими. Кроме того, даже при компактной конструкции детектора, объемный эффект может вызывать значительное возмущения сигнала, частично обусловленное воздушной полостью низкой плотности [7–9]. Можно сказать, что три основных критерия, главным образом относящиеся к материалу внутри чувствительной области детектора и вокруг него, опреде-

ляют пригодность детектора для измерения дозы в малом поле:

1. Эквивалентность чувствительной области детектора воде по эффективному атомному номеру и электронной плотности.
2. Различие в плотности чувствительной области и окружающих материалов по сравнению с водой.
3. Насколько малым можно сделать размер чувствительной области по сравнению с размером поля.

В основном, используются детекторы, в которых избыточный отклик, вызванный возмущениями окружающих материалов, компенсируется недостаточным откликом, вызванным усреднением по объему. Такая методика компенсации зависит от ситуации и не может быть обобщена. Поэтому можно предположить, что детектор, используемый для дозиметрии на больших полях, не будет хорошо работать на малых полях, пока обратное не будет подтверждено его адекватной характеристикой, специально предназначенной для использования на небольших полях.

Материал и методы

В отделении радиотерапии и радиохирургии НМИЦ нейрохирургии им Н.Н. Бурденко имеются пять детекторов, которые в соответствии с рекомендациями компании-производителя (PTW, Германия), могут использоваться для дозиметрии малых полей. Это три ионизационных камеры (3D Semiflex 31021, Semiflex 31010, PinPoint 31014) и два полупроводниковых диода (SRS Diode, Diode E). В соответствии с общим дизайном мультицентрового исследования, оценивались следующие характеристики данных детекторов: ток утечки, стабиль-

ность, линейность, зависимость от мощности дозы, зависимость от дозы за импульс, объемный эффект. Источником излучения был линейный медицинский ускоритель электронов TrueBeam STx, оснащенный микро-многолепестковым коллиматором с толщиной пластин 2,5 мм. Измерения проводились в пучках тормозных фотонов с номинальными энергиями 6 и 10 МэВ с выравнивающим фильтром (6xWFF, 10xWFF) и без него (6xFFF, 10xFFF).

Основные параметры конструкций и материалов исследуемых детекторов представлены в табл. 1.

Для измерений характеристик детекторов использовался водный фантом BEAMSCAN (PTW, Германия), который позволяет быстро настраивать измерительную систему с точностью $\pm 0,1$ мм. Благодаря потенциометрам, встроенным в каретку для детектора, можно переориентировать оси фантома так, чтобы они были параллельны водной поверхности, что уменьшает погрешность измерений. Также можно учесть поворот коллиматора и наклон главной оси пучка относительно фантома.

Перед началом всех измерений проводилась калибровка ускорителя в соответствии с геометрией, представленной на рис. 1. Доза в 1 Гр на 100 МЕ соответствовало точке на центральной оси пучка на глубине максимума поглощения (d_{max}). Во время измерений камера Semiflex 31010 использовалась в качестве референсной. Она помещалась посередине между поверхностью воды и коллиматором в углу поля излучения. Показания детекторов нормировались на показания референсной камеры для уменьшения влияния флуктуаций ускорителя. Для снятий показаний с детекторов использовались два электрометра Unidos (PTW, Германия).

Исследуемый детектор позиционировался в водном фантоме в центре поля излучения

Таблица 1

Характеристики детекторов

Характеристика детектора	Semiflex 31010	Semiflex 3D 31021	PinPoint 31014	Diode SRS	Diode E
Чувствительный объем	0,125 см ³	0,07 см ³	0,015 см ³	0,3 мм ³	0,03 мм ³
Размеры чувствительной области	R=2,75 мм L=6,5 мм	R=2,4 мм L=4,8 мм	R=1 мм L=5 мм	R=0,69 мм L=250 мкм	R=0,69 мм L=30 мкм
Толщина стенок чувствительного объема	PMMA 0,55 мм графит 0,15 мм	PMMA 0,57 мм графит 0,09 мм	PMMA 0,57 мм графит 0,09 мм	1 мм ² толщина 250 мкм	1 мм ² толщина 1 мкм
Материал центрального электрода и диаметр	Al 1,1 мм	Al 0,8 мм	Al 0,3 мм	-	-

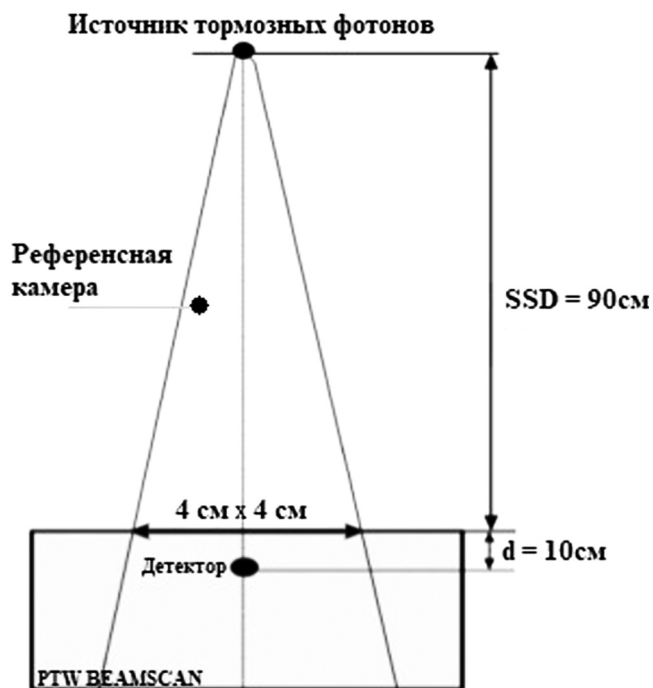


Рис. 1. Геометрия измерений

размером $4 \times 4 \text{ cm}$ на глубине 10 cm при $\text{SSD} = 90 \text{ cm}$. Ось ионизационных камер располагалась перпендикулярно центральной оси пучка; ось диода – параллельно. Выбор размера поля для проведения исследования был обусловлен, с одной стороны, задачей оценить характеристики детекторов при дозиметрии малых полей, а с другой – необходимостью поместить в поле референсную камеру.

Программное обеспечение mc^2 дает возможность привести в соответствие оси водного фантома с осями пучка путем поворота коллиматора и скорректировать движение каретки с детектором. Эти процедуры позволяют уменьшить неточности и облегчают измерения. Положение исследуемого детектора выравнивалось по высоте, исходя из результатов измерений процентно-глубинной поглощенной дозы на центральной оси пучка и положения эффективной точки. Также проверялось совпадение центральной оси пучка и вертикальной оси движения детектора. В данном исследовании отклонение составляло $0,01^\circ$. Смещение детектора относительно центра поля составляло менее $0,01 \text{ cm}$.

Каждая характеристика каждого детектора измерялась в течение часа; из показаний исследуемого детектора вычиталось значение то-

ка утечки; одна и та же характеристика для группы детекторов измерялась за один день.

Ток утечки вносит дополнительную неопределенность в показания детектора. Чем выше ток утечки, тем сильнее измеренное значение отличается от истинного. Для определения тока утечки измерялся накопленный заряд в течении одной минуты. Измерения проводились на глубине 10 cm и $\text{SSD} = 90 \text{ cm}$, 3 раза при номинальном напряжении $+400 \text{ В}$ – для ионизационных камер, $+0 \text{ В}$ – для диодов. Перед каждым измерением электрометр обнулялся.

Стабильность показаний детектора свидетельствует о том, насколько часто необходимо проводить калибровку детектора. Низкая стабильность требует более частых повторных калибровок и приводит к невозможности использования детектора для измерений факторов выхода. Согласно рекомендациям протокола TRS-483 (выпущен при поддержке IAEA и AAPM) по дозиметрии статических малых полей для радиотерапии, стабильность показаний детектора должна быть лучше $0,1 \%$. Для определения стабильности сигнала каждый детектор облучался 10 раз по 100 ME . Для пучков с номинальными энергиями тормозных фотонов 6 и 10 МэВ с использованием выравнивающего фильтра ($6 \times \text{WFF}$ и $10 \times \text{WFF}$) мощность дозы составляла 600 ME/мин . Для пучков с номинальными энергиями тормозных фотонов 6 и 10 МэВ без выравнивающего фильтра ($6 \times \text{FFF}$ и $10 \times \text{FFF}$) мощность дозы соответственно составляла 1400 ME/мин и 2400 ME/мин .

Линейность показаний детектора по отношению к дозе определялась в диапазоне от 5 до 1000 ME для каждого детектора. Мощность дозы составляла 600 ME/мин для $6 \times \text{WFF}$ и $10 \times \text{WFF}$ пучков, 1400 ME/мин для $6 \times \text{FFF}$ пучка и 2400 ME/мин для $10 \times \text{FFF}$ пучка. Линейность оценивалась по формуле (3), где M_{det_i} – показания детектора, M_{ref_i} – показания референсной камеры при i -м измерении.

$$\text{NL} = \frac{\sum_{i=1}^n \frac{1}{n-1} \left(\left(\frac{M_{\text{det}_i}}{M_{\text{ref}_i}} \right)^2 - \left(\frac{M_{\text{det}}}{M_{\text{ref}}} \right)^2 \right)}{\left(\frac{M_{\text{det}}}{M_{\text{ref}}} \right)} \times 100 \% \quad (3)$$

Коэффициент NL характеризует среднее относительное отклонение от единицы отношения показаний детектора в диапазоне измере-

ний. Согласно рекомендациям протокола TRS-483, линейность должна быть выше 0,1 % в диапазоне поглощенных доз, различающихся более чем в 3 порядка.

При использовании таких методик облучения как VMAT и IMRT, мощности дозы динамически изменяются в процессе облучения. Поэтому при дозиметрии характеристики полей излучения будут сильно искажены, если детектор имеет сильную зависимость от мощности дозы. Такой детектор непригоден для дозиметрии полей с изменяющейся мощностью дозы. При измерении зависимости показаний детектора от мощности дозы детекторы облучались 100 МЕ для всех энергий при максимальной и минимальной мощности дозы (100, 400, 600, 1400 и 2400 МЕ/мин). Показания исследуемого детектора нормировались к показаниям референсной камеры. Затем коэффициент зависимости определялся по формуле:

$$k_{DR} = (|DR_{max} - DR_{min}|) / DR_{max} \times 100 \%, \quad (4)$$

где DR_{max} и DR_{min} – нормированные на показания референсной камеры показания исследуемого детектора при максимальной и минимальной мощности дозы для данной энергии соответственно (при допущении, что показания референсной камеры не зависят от мощности дозы).

Ускоритель доставляет дозу импульсами, а в ионизационной камере происходит рекомбинация заряда, которая меняется от величины дозы в пульсе, что может значительно влиять на чувствительность детектора. Однако не только отклик ионизационной камеры показывает зависимость от дозы за импульс, такую же зависимость имеют и диоды [10]. При верификации планов в клинике доза за импульс в точке измерения может меняться благодаря изменению расстояния от источника до поверхности (SSD). В связи с этим при разработке дизайна исследования было принято решение для экспериментальной оценки зависимости показаний детектора от дозы за импульс проводить измерения при следующих значениях SSD: 70, 90, 110 см и глубине позиционирования детектора $d=10$ см. Референсная камера располагалась на глубине максимума поглощенной дозы для каждой энергии. Коэффициент CF_{SSD} , характеризующий данную зависимость, определялся с учетом геометрического фактора [10]:

$$CF_{SSD} = \frac{\left(\frac{M_{det}}{M_{ref}} \right)_{SSD=100\text{см}}}{\left(\frac{M_{det}}{M_{ref}} \right)_{SSD}}, \quad (5)$$

где M_{det} и M_{ref} – показания исследуемого детектора на глубине $d=10$ см и референсной камеры в точке максимума поглощенной дозы соответственно при данном SSD ($CF_{100} = 1$). Чем ближе значение CF_{SSD} к 1, тем меньше зависимость от дозы за импульс и тем предпочтительнее данный детектор для относительных измерений.

Объемный эффект выражается в том, что детектор измеряет поглощенную дозу в некоторой области, усредняя ее по всему чувствительному объему измерения. Поправочный коэффициент на усреднение дозы по чувствительному объему детектора определяется как отношение поглощенной дозы в воде в контрольной точке в водном фантоме в отсутствие детектора и усредненной поглощенной дозы в воде по чувствительному объему детектора (все еще в отсутствие детектора). Его можно получить путем интегрирования двумерного распределения дозы в водном фантоме по объему детектора [4]:

$$k_{vol} = \frac{\iint w(x,y) dx dy}{\iint w(x,y) OAR(x,y) dx dy}, \quad (6)$$

где интегрирование ведется по области чувствительного объема, x и y – координаты на осях детектора, перпендикулярные центральной оси пучка, $OAR(x,y)$ – функция, которая представляет собой поперечный профиль пучка в области измерения, $w(x,y)$ – весовая функция, которая учитывает неправильную форму детектора. В TRS-483 приведены модели весовых функций для различных форм детектора. В работе [11] невзвешенное интегрирование дает погрешность не более 0,1 %, поэтому в данной работе $w(x,y)=1$. $OAR(x,y)$ была измерена диодом Diode P для квадратных полей размером 0,5, 1, 2, 3 и 4 см² с шагом 0,01 см.

Результаты и обсуждение

Величина тока утечки для каждого детектора указана в табл. 2. Видно, что каждый детектор по току утечки удовлетворяет рекомендациям МАГАТЭ [4]: ток утечки меньше на 3 и более порядка полезного сигнала детектора.

Таблица 2

Ток утечки

Исследуемый детектор	Ток утечки, пКл/мин	Сигнал, нКл/мин	Ток/сигнал $\times 10^3$
Semiflex 31010	0,277	14,310	0,019
3D Semiflex 31021	0,288	7,371	0,039
PinPoint 31014	0,400	1,770	0,235
Diode SRS	2,367	742,200	0,003
Diode E	2,710	42,054	0,064

Таблица 3

Стабильность показаний детекторов, %

Исследуемый детектор	Энергия пучка				Ср. величина отклонения
	6× WFF	10× WFF	6× FFF	10× FFF	
Semiflex 31010	0,069	0,058	0,080	0,093	0,075
3D Semiflex 31021	0,033	0,041	0,045	0,048	0,042
PinPoint 31014	0,018	0,028	0,023	0,043	0,028
SRS Diode	0,013	0,033	0,018	0,030	0,026
Diode E	0,018	0,014	0,024	0,031	0,022

Таблица 4

Линейность показаний детекторов, %

Исследуемый детектор	Энергия пучка				Ср. значение NL
	6× WFF	10× WFF	6× FFF	10× FFF	
Semiflex 31010	0,024	0,035	0,054	0,052	0,041
3D Semiflex 31021	0,021	0,025	0,028	0,035	0,027
PinPoint 31014	0,067	0,069	0,083	0,087	0,077
Diode SRS	0,032	0,043	0,048	0,049	0,043
Diode E	0,060	0,066	0,089	0,088	0,076

Результаты измерения стабильности показаний детектора приведены в табл. 3. Стабильность определялась как процент стандартного отклонения показаний детектора от среднего значения по выборке измерений. Все показания нормировались на показания референсной камеры для уменьшения влияния флуктуаций ускорителя. Все исследуемые детекторы удовлетворяют рекомендациям МАГАТЭ [4] – стабильность лучше, чем 0,1 %. Но в среднем диоды SRS и E продемонстрировали более стабильные показания.

Результаты измерения линейности отклика детектора приведены в табл. 4. Для определения линейности отклика детектора вычислялся коэффициент нелинейности (NL). В табл. 4 указаны результаты определения NL. Показания линейности отклика в области доз 5–1000 сГр для всех детекторов удовлетворяют рекомендациям МАГАТЭ – отклонения менее

0,1 %. Но оптимальные показатели нелинейности получены для ионизационных камер 3D Semiflex.

Зависимость показаний детекторов от мощности дозы представлена в табл. 5. Ионизационные камеры 3D Semiflex 31021 проявляют наименьшую зависимость показаний от мощности дозы. Показания Diode E изменяются более существенно с изменением мощности дозы, что может свидетельствовать о зависимости эффективности сбора заряда данным типом детекторов от частоты следования импульсов. При высоких значениях мощности дозы показания большинства детекторов снижаются (кроме Diode E). С увеличением энергии зависимость становится более выраженной. В пучках без выравнивающего фильтра зависимость от мощности дозы проявляется сильнее, и при 10 МэВ превышает 0,1 %, что, скорее всего связано, с более широким исследо-

Таблица 5

Зависимость показаний детекторов от мощности дозы, %

Исследуемый детектор	Энергия пучка				Ср. значение k_{DR}
	6x WFF	10x WFF	6x FFF	10x FFF	
Semiflex 31010	0.182	0.113	0.136	0.159	0,148
3D Semiflex 31021	0.033	0.038	0.097	0.139	0,077
PinPoint 31014	0.079	0.138	0.192	0.164	0,143
Diode SRS	0.081	0.084	0.097	0.167	0,107
Diode E	3,109	3,116	1,715	2,046	2,497

ванном диапазоне мощности дозы (100–600 ME/мин для WFF пучков и 400–2400 ME/мин для FFF пучков). Наиболее выраженная зависимость показаний от мощности дозы наблюдается для Diode E.

Для определения зависимости отклика детектора от дозы за импульс (изменяющейся обратно пропорционально SSD^2) рассчитывался коэффициент CF_{SDD} . Динамика изменения CF_{SDD} при увеличении SSD (уменьшении дозы

за импульс) для пучков 6xWFF и 6xFFF представлена на рис. 2. Для всех детекторов с уменьшением дозы за импульс (увеличением SSD) наблюдается увеличение CF_{SDD} . В табл. 6 для каждого детектора указано максимальное отклонение CF_{SDD} от единицы, наблюдающееся при $SSD=70$ см. Наименьшую зависимость от мощности дозы за импульс проявляют ионизационные камеры. Так как ионизационные камеры 3D Semiflex проявляют наименьшую за-

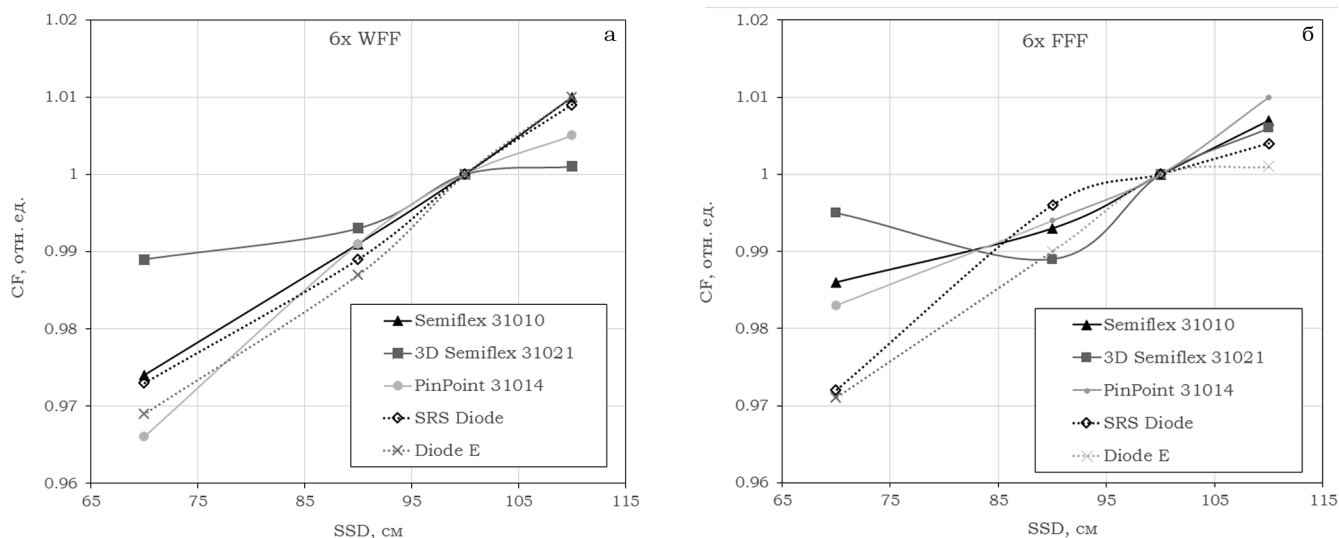


Рис. 2. Динамика изменения CF при увеличении SSD (уменьшении дозы за импульс) для пучков 6xWFF и 6x FFF

Таблица 6

Максимальное отклонение коэффициента CF_{SDD} от 1 (соответствует $SSD=100$ см)

Детектор	Энергия			
	6x WFF	10x WFF	6x FFF	10x FFF
Semiflex 31010	0,026	0,027	0,014	0,019
3D Semiflex 31021	0,011	0,010	0,011	0,010
PinPoint 31014	0,034	0,039	0,017	0,023
SRS Diode	0,027	0,029	0,028	0,031
Diode E	0,031	0,035	0,029	0,029

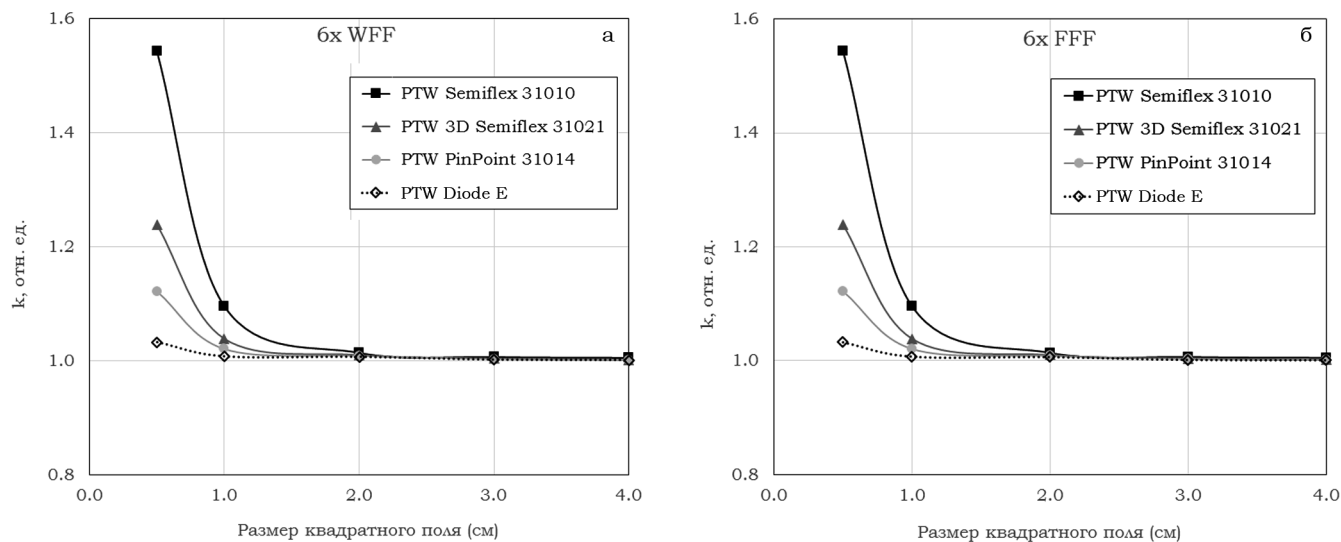


Рис. 3. Зависимость поправочного коэффициента на усреднение заряда по объему чувствительной области детектора от размера квадратного поля в полях излучения с номинальной энергией 6 МэВ с выравнивающим фильтром (а) и без него (б)

висимость от дозы за импульс, то целесообразно их использовать при измерении качества пучка ($TPR_{20,10}$) и процентно-глубинной дозы (PDD) или отношения ткань-фантом (TPR).

Результаты измерений поправочного коэффициента на усреднение дозы по измерительному объему детектора (k_{vol}) приведены на графиках зависимости величины поправочного коэффициента от размера квадратного поля (рис. 3). Как и следовало ожидать, с уменьшением объема чувствительной области и с увеличением размера поля поправочный коэффициент k_{vol} уменьшается. Согласно рекомендациям МАГАТЭ, приведенным в протоколе TRS-483, детектор можно использовать для измерений характеристик малого фотонного поля, если поправка на усреднение объема составляет менее 5%. По результатам измерений k_{vol} , ионизационная камера Semiflex 31010 может быть использована при определении факторов выхода и процентной глубинной дозы в фотонных полях размерами до 2 см; ионизационная камера 3D Semiflex 31021 может быть использована для определения факторов выхода в полях до 1×1 см² и абсолютной дозиметрии. При измерениях поперечных профилей пучка, необходимо измеренные показания скорректировать на k_{vol} . При этом необходимо провести перекрестную калибровку 3D Semiflex 31021 и детектора, используемого для меньших полей. В поле размером 4×4 см, например, SRS Diode и

Diode E. SRS Diode и Diode E в силу своего малого чувствительного объема могут быть использованы для измерений поперечных профилей пучка размерами до $0,5 \times 0,5$ см.

Заключение

Исследованы особенности клинической дозиметрии малых мегавольтных фотонных полей; измерены физические характеристики детекторов: Semiflex 31010, 3D Semiflex 31021, PinPoint 31014, SRS Diode, Diode E; определены области их применения в малых полях фотонного излучения; получены поправочные коэффициенты k_{vol} на усреднение сигнала по чувствительному объему детектора.

Полученные результаты показывают, что все перечисленные детекторы могут использоваться при дозиметрии малых полей фотонного излучения медицинских ускорителей. Для исследованных энергий ионизационная камера Semiflex 31010 может быть использована при измерениях факторов выхода и процентно-глубинной дозы в полях размерами до 2 см с поправками на объемный эффект. Для исследованных энергий и с коррекцией на объемный эффект поправочный коэффициент k_{vol} для 3D Semiflex 31021 составляет менее 1,05 при размере поля от 1 см включительно, следовательно, данная ионизационная камера может быть ис-

пользована для измерений факторов выхода и поперечных профилей пучка в полях до 1 см включительно. Ионизационная камера 3D Semiflex 31021 показывает меньшую зависимость от мощности дозы и дозы за импульс, поэтому при измерениях процентной глубинной дозы (PDD), отношения ткань-фантом и качества пучка. В целом, по полученным результатам можно заключить, что измеренные характеристики детектора не зависят от энергии пучка.

Список литературы

1. Bogdanich W., Ruiz R.R. Radiation errors reported in Missouri // The New York Times, New York Edition. 25 February 2010.
2. Derreumaux S., Boisserie G., Brunet G. et al., Concerns in France about the dose delivered to the patients in stereotactic radiation therapy // In Standards, Applications and Quality Assurance in Medical Radiation Dosimetry. IAEA, Vienna. 2010. P. 273–286.
3. Andreo P. The physics of small megavoltage photon beam dosimetry // Radiother. Oncol, 2017. P. 205–213.
4. IAEA-AAPM, Dosimetry of small static fields used in external beam radiotherapy: an IAEA-AAPM international code of practice for reference and relative dose determination. TRS-483. 2017. P. 36–37.
5. Казанцев П.В., Климанов В.А. Реконструкция дозовых профилей малых полей фотонного излучения // Мед. физика. 2013. № 3. С. 48–55.
6. Wuerfel J.U. Dose measurements in small fields // Med. Phys. Int. J, 2013. Vol. 1. № 1. P. 81–90.
7. Laub W.U, Wong T. The volume effect of detectors in the dosimetry of small fields used in IMRT // Med. Phys. 2003. Vol. 30. № 3. P. 341–347.
8. Looe HK, Harder D, Poppe B. Understanding the lateral dose response functions of high-resolution photon detectors by reverse Monte Carlo and deconvolution analysis // Phys. Med. Biol. 2015. Vol. 60. № 16. P. 6585–6607.
9. Looe HK, Busing I., Tekin T. et al. The polarity effect of ionization chambers used for small field dosimetry // Med. Phys. 2018. Vol. 45. № 12. P. 5608–5621.
10. Amarjit S.S. *In vivo* radiation diode dosimetry for therapeutic photon beams. University of South Florida. 2007.
11. Kawashi T., Saitoh H., Hatano K. et al Reference dosimetry condition and beam quality correction factor for CyberKnife beam // Med. Phys. 2008. Vol 35. P. 4591–4598.

EXPERIMENTAL STUDIES OF DETECTORS FOR DOSIMETRY OF LINACS SMALL PHOTON BEAMS

G.Yu. Smirnov¹, E. Gershkevich², N.A. Antipina¹, I.V. Cherkesov³, Yu.E. Smirnov⁴

¹N.N. Burdenko National Medical Research Center of Neurosurgery, Moscow, Russia

²North-Estonian Regional Hospital, Radiation Therapy Center, Tallinn, Estonia

³I.M. Sechenov First Moscow State Medical University, Moscow, Russia

⁴A.I. Burnasyan Federal Medical Biophysical Center, Moscow, Russia

The study investigated the possibility of using different detectors for small fields dosimetry of medical electron accelerators. The characteristics of three different ionization chambers (3D Semiflex 31021, Semiflex 31010, PinPoint 31014) and two diodes (PTW SRS Diode, PTW Diode E) were studied. The following characteristics of the detectors were evaluated: leakage current, stability, linearity, dose rate dependence, dose dependence per pulse, volumetric effect. The radiation source was a TRUEBEAM STx linear medical electron accelerator equipped with a micromultileaf collimator with a leaf thickness of 2.5 mm. The measurements were carried out in photons beams with nominal energies of 6 and 10 MeV with and without flattening filter. As a result of the work, all the declared parameters were measured for five different detectors. The correction coefficients k_{vol} were calculated for averaging the signal over the sensitive volume of the detector. The obtained values were compared with the IAEA recommendations, the areas of possible application of these detectors for small fields dosimetry of photons were determined.

Key words: *small field dosimetry, ionization chambers, semiconductor diodes, experimental studies*

E-mail: gsmirnov@nsi.ru