

# **ДЕТЕКТОРЫ ДЛЯ ОТНОСИТЕЛЬНОЙ ДОЗИМЕТРИИ РАДИАЦИОННЫХ ПОЛЕЙ МАЛЫХ РАЗМЕРОВ В ДИСТАНЦИОННОЙ ЛУЧЕВОЙ ТЕРАПИИ**

## **DETECTORS FOR RELATIVE DOSIMETRY OF RADIATION FIELDS OF SMALL SIZE IN THE REMOTE RADIATION THERAPY**

**B. С. Пискунов**

**V. Piskunov**

Учреждение здравоохранения «Витебский областной клинический онкологический диспансер»,  
г. Витебск, Республика Беларусь  
*Valery.pvs@mail.ru*

*Healthcare Institution «Vitebsk Regional Clinical Oncology dispensary»,  
Vitebsk, Republic of Belarus*

При выборе оборудования для относительной дозиметрии малых полей нужно учитывать такие особенности, как необходимость использования детекторов с малым объемом, возможность измерения с высоким пространственным разрешением и необходимость преодоления проблем позиционирования детектора. Идеальный детектор для дозиметрии малых полей измеряет поток в точке, является эквивалентным воде и имеет линейный отклик, который не зависит от энергии и от мощности поглощенной дозы. Выбор наиболее подходящих детекторов для конкретного типа измерения производится исходя из измеряемого параметра. Поскольку идеального детектора не существует, рекомендуется использовать два или три различных типов детекторов, подходящих для конкретного измерения, чтобы удостовериться в том, что не допускаются никакие существенные ошибки.

When choosing equipment for relative dosimetry of small fields, it is necessary to take into account such features as the need for detectors with a small volume, the ability to measure with high spatial resolution, and the need to overcome the problems of detector positioning. The ideal detector for small field dosimetry measures the fluence at a point, and is equivalent to water, and has a linear response, which is independent of energy and the absorbed dose rate. The choice of the most appropriate detectors for the specific type of measurement is made according to the parameter being measured. Since the ideal detector does not exist, it is recommended to use two or three different types of detectors that are suitable for a particular measurement to ensure that no significant errors are made.

*Ключевые слова:* ионизационная камера, кремниевый диод, алмазный детектор, рентгенографическая пленка, термолюминесцентный дозиметр.

*Keywords:* ionization chamber, silicon diode, diamond detector, radiographic film, thermoluminescent dosimeter.

<https://doi.org/10.46646/SAKH-2020-2-238-241>

Ионизационные камеры часто не подходят для измерений при присутствии высоких градиентов поглощенной дозы. Усреднение объема и существенные возмущения при отсутствии латерального равновесия заряженных частиц ставят под сомнение их использование для дозиметрии малых фотонных полей.

Относительная дозиметрия малых полей часто включает в себя определение процентно-глубинной дозы по центральной оси пучка, определение отношений ткань-фантом или ткань-максимум, латеральных профилей пучка и факторов выхода поля в зависимости от размера и формы поля. Для определения факторов выхода эффект усреднения по объему может быть ограничивающим фактором при выборе детектора. Для экспериментального определения профилей пучка важными параметрами являются пространственное разрешение детектора, зависимость от направления пучка, зависимость от энергии и мощности поглощенной дозы. Эффекты усреднения по объему и свойства материала детектора влияют на измерение полутиени пучка. Неравномерный отклик детектора при изменении направления пучка может привести к искажению формы измеряемого профиля.

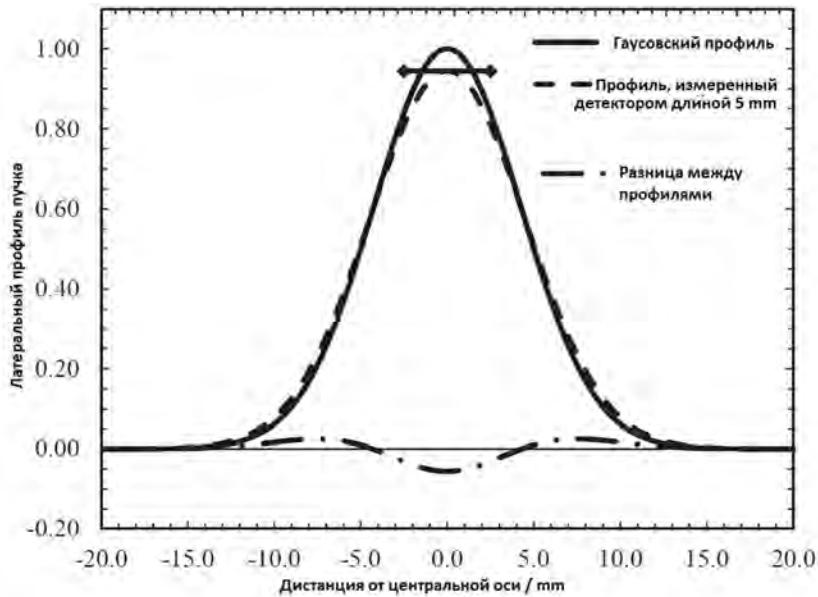
Эффекты возмущения флюенса и эффекты, связанные с размером детектора вместе с проблемами позиционирования являются наиболее важными проблемами, с которыми сталкиваются почти во всех дозиметрических системах, используемых для измерений в малых фотонных пучках. Общие характеристики подходящих детекторов для дозиметрии малых полей приведены в таблице.

Для каждой ионизационной камеры всегда будет существовать размер поля, меньше которого усреднение по объему становится неприемлемо большим. Детектор генерирует сигнал, который пропорционален средней поглощенной дозе в его чувствительном объеме, и на этот сигнал влияет однородность поглощенной дозы в объеме детектирования (усреднение по объему). Этот эффект в малом поле показан на рисунке.

Для дозиметрии полей с меньшим размером подходят только жидкостные ионизационные камеры или твердотельные детекторы. Выбор детектора крайне важен при дозиметрии малых полей. Нет идеального детектора, его выбор зависит от конкретных условий измерений.

*Характеристики детекторов для относительной дозиметрии в малых полях[1]*

Свойства детектора	Требования к детектору	Комментарии
Стабильность	Кратковременный отклик детектора меньше 0,1% для суммарно накопленной поглощенной дозы в сотни кГр при многократных экспозициях	Поправка на нестабильность может быть сделана при условии, что эффект является постоянным и повторная калибровка не требуется часто
Линейность дозы	Линейность меньше 0,1% в диапазоне поглощенных доз не менее трех порядков величины (например, 0,01- 10 Гр)	
Линейность мощности дозы	Клинические линейные ускорители обычно работают при средней мощности дозы 0,1–0,4 Гр/с; линейность детектора меньше 0,1% во всем диапазоне работы линейного ускорителя.	Диапазон мощности дозы типичен для пучков со сглаживающим фильтром (WFF) и для пучков без сглаживающего фильтра (FFF)
Линейность дозы за импульс	Стабильность отклика детектора при изменяющейся дозе за импульс меньше 0,1% после коррекции на рекомбинацию ионов	Типичная доза за импульс в рабочем режиме составляет 0,2-2,0 мГр за импульс
Зависимость отклика детектора от энергии	Диапазон энергий детекторов для малых полей составляет от Co(60) до 10 MV	Идеальный детектор должен быть независимым от энергии в интересующем интервале энергий
Пространственное разрешение	Выбор подходящего детектора с точки зрения пространственного разрешения обычно основан на компромиссе между высоким отношением сигнал / шум и небольшим размером дозиметра	Требование к пространственному разрешению определяется градиентами в измеряемой величине
Размер детектора	Размер детектора должен быть таков, чтобы поправка на усреднение по объему не превышала 5%	
Ориентация детектора	Отклик детектора в идеале не зависит от ориентации детектора по отношению к пучку и отклонение составляет менее 0,5% для углов меньших 60° между осью пучка и осью детектора	Детекторы, как правило, не имеют изотропного отклика, и поэтому требуется коррекция для учета угла пучка, либо, что более распространено, фиксируемое направление пучка (т. е. облучение с конца детектора или сбоку), чтобы минимизировать эффект
Фоновый сигнал	Любая форма утечки сигнала, которая будет способствовать увеличению фоновых показаний, должна быть как минимум на три порядка ниже, чем отклик детектора на Гр.	
Факторы окружающей среды	Коррекция по всему диапазону рабочих условий позволяет уменьшить любое влияние лучше, чем на 0,3%	Измерения в идеале не зависят от изменений температуры, атмосферного давления и влажности или корректируются с учетом влияния этих величин



*Рисунок – Схематическое изображение эффекта усреднения по объему в одном измерении [2]*

Зависимость от мощности поглощенной дозы может проявляться в переоценке значений поглощенной дозы. Детекторы, с зависимостью от мощности поглощенной дозы, не подходят, если только не производится коррекция на влияние мощности поглощенной дозы. Это особенно актуально для пучков без сглаживающего фильтра, где мощности дозы или значения дозы за импульс выше, чем для пучков со сглаживающим фильтром. Кроме того, вклад низкоэнергетических фотонов в поглощенную дозу может быть проблемой для некоторых детекторов.

Многие виды дозиметров используются для относительной дозиметрии малых пучков, и следует подчеркнуть, что ни один детектор не обладает характеристиками, близкими к идеальным. По этой причине, в отличие от ситуации при опорной дозиметрии, невозможно рекомендовать использование детектора определенного типа для конкретных относительных измерений. Широкий спектр детекторов, использование которых описано в литературе, включает воздушные и жидкостные ионизационные камеры, кремниевые диоды, алмазные детекторы, пластиковые и органические сцинтилляторы, рентгенографические и радиохромные пленки, металлоксидные полупроводниковые полевые транзисторы (metal oxide semiconductor field-effect transistor - MOSFETs), термолюминесцентные дозиметры (TLD), оптически стимулированные люминесцентные детекторы (OSLD), радиофотолюминесцентные стеклянные дозиметры и аланин.

Характеристика детекторов:

- *Классические ионизационные камеры* объемом 0,3–0,6 см<sup>3</sup>. Они не подходят для относительной дозиметрии в малых пучках, поскольку их размер слишком велик, они недооценивают поглощенную дозу в воде на центральной оси малого поля. Этих ионных камер следует избегать при измерениях профилей, поскольку поправки на эффекты усреднения по объему недопустимо велики.

- *Малые воздушные ионизационные камеры* объемом 0,01–0,3 см<sup>3</sup> (миникамеры, точечные камеры - pinpoints). В литературе описывается, что они пригодны для измерения параметров поля не меньше чем 2 см × 2 см [3]. У них хороший отклик на фотоны низких энергий и нет зависимости от направления пучка. Они также не зависят от мощности поглощенной дозы. Эффекты центрального электрода и кабеля должны быть проверены и учтены. Также рекомендуется тщательно проверить и откорректировать эффект полярности.

- *Микро ионизационные камеры* объемом 0,002–0,01 см<sup>3</sup> (микрокамеры), имеют очень маленький измерительный объем, и эффект усреднения по объему менее выражен, но они имеют ограничения в отношении их пониженной чувствительности. Сниженный отклик микрокамер для определенной поглощенной дозы в воде означает, что утечка сигнала может быть значительной, если ее не исправить, особенно в областях пучка с низкой поглощенной дозой [3].

- *Жидкостные ионизационные камеры*, заполнены диэлектрической жидкостью вместо воздуха. Из-за более высокой плотности жидкости сигнал камеры на объем детектора значительно больше, чем для ионизированной камеры с таким же объемом, заполненной воздухом; следовательно, эти маленькие камеры особенно привлекательны для дозиметрии малых полей. Кроме того, они почти эквивалентны по воде, что снижает эффекты возмущения камеры по сравнению с камерами, заполненными воздухом. Для жидкостных ионизационных камер требуется напряжение 800 В или более.

- *Кремниевые диоды* обычно имеют достаточно малый чувствительный объем (обычно <0,2 мм<sup>3</sup>), так что эффекты усреднения по объему невелики. Однако их угловая зависимость неоднородна из-за внутренней конструкции и используемых материалов и может варьироваться на 3% по величине [4]. По этой причине их рекомендуется использовать только тогда, когда ось симметрии диода параллельна оси пучка.

- *Алмазные детекторы* обладают высокой чувствительностью, и их отклик практически не зависит от энергии. Они имеют равномерный отклик вне зависимости от их положения по отношению к оси пучка. Детекторы на основе природных алмазов малы в одном измерении (<0,5 мм), но их боковые размеры варьируются из-за процесса отбора алмазов. Их зависимость от мощности поглощенной дозы существенна и нуждается в коррекции для [5], и они требуют значительного предварительного облучения.

- *Пластиковые и органические сцинтилляторы* основаны на выработке света в сцинтилляторе во время его облучения. Свет передается по оптическому волокну в трубку фотоумножителя, расположенную вне помещения, где производится облучение. Отклик сцинтиллятора, как правило, линеен для поглощенной дозы в воде в диапазоне, представляющем терапевтический интерес. Эти детекторы почти эквивалентны воде по электронной плотности и атомному составу.

- *Рентгенографические и радиохромные пленки* для измерений в малых полях привлекательны благодаря пре-восходному пространственному разрешению в 2-D, но их следует использовать с осторожностью. Рентгенографические пленки известны своим ограниченным диапазоном по поглощенной дозе, зависимостью от энергии и от направления облучения. Для точной дозиметрии необходим тщательный контроль процедур обработки и считывания рентгенографической пленки. Радиохромные пленки не чувствительны к окружающему свету и не требуют темной комнаты для их обработки, но они чувствительны к ультрафиолетовому излучению. Они водостойкие. Радиохромные пленки можно читать с помощью подходящего (плоского) сканера. Пленочный сигнал продолжает развиваться в течение нескольких часов после облучения; поэтому сканирование пленки выполняется в том же интервале после облучения, что и для калибровочной пленки. Некоторые другие недостатки, о которых сообщают различные авторы, включают эффекты потемнения пленки и температурную чувствительность. Тем не менее, ее высокое пространственное разрешение, водостойкость, нечувствительность к свету и отсутствие необходимости в обработке дают радиохромной пленке значительное преимущество перед рентгенографической пленкой. Радиохромная пленка может быть рекомендована для измерений профилей малых полей, полуценных и факторов выхода полей.

- *Другие детекторы*: MOSFETs (металлоксидный полупроводниковый полевой транзистор), TLDs (термолюминесцентные дозиметры), OSLDs (оптически стимулированные люминесцентные детекторы), радиофотолюминесцентные (RPL) стеклянные дозиметры, аланин.

MOSFETs обычно используются для дозиметрии *in vivo*. Благодаря своим небольшим размерам они имеют высокое пространственное разрешение. Однако детекторы с MOSFET демонстрируют зависимость от энергии

и направления излучения, плохое отношение сигнал / шум и недостаточную воспроизводимость. Они также имеют довольно короткую продолжительность жизни. В целом, в литературе не поддерживается их использование для дозиметрии малых полей.

TLDs хорошо зарекомендовали себя для программ аудита поглощенной дозы в клиниках и для *in vivo* дозиметрии. LiF: Mg, Ti - один из наиболее часто используемых материалов для TLD. Его ответ является линейным в диапазоне значений поглощенной дозы, хотя он увеличивается в области поглощенной дозы выше 1–2 Гр. Для точной дозиметрии малых пучков TLD требуют осторожного обращения и контроля процедур считывания для достижения погрешности измерения 2% или меньше.

OSLDs основаны на принципе, аналогичном принципу TLD. Вместо тепла используется свет (от лазера) для высвобождения захваченной энергии в виде свечения.

Радиофотолюминесцентные (RPL) стеклянные дозиметры представляют собой твердотельные дозиметры накопительного типа, которые используют явление радиофотолюминесценции для измерения поглощенной дозы. Используемый материал - активированное серебром фосфатное стекло.

Аланин часто называют как подходящий дозиметр, потому что он близок к водному эквиваленту, но гранулы, с помощью которых осуществляется дозиметрия на уровне радиотерапии, обычно довольно большие (например, обычно диаметр 5 мм и толщина 2,5 мм) и, таким образом, также происходит существенное усреднению по объему.

В современной лучевой терапии наблюдается тенденция к увеличению использования малых полей в планах лучевой терапии, чему способствует общая доступность стандартных многолепестковых коллиматоров (multileaf collimator - MLC) и лечебных аппаратов нового поколения различного дизайна. В настоящее время растет интерес к использованию таких методик облучения, как стереотаксическая радиохирургия (stereotactic radiosurgery – SRS), стереотаксическая лучевая терапия тела (stereotactic body radiotherapy – SBRT), лучевая терапия с модуляцией интенсивности (intensity modulated radiotherapy – IMRT), в которых широко используются малые поля. Это увеличило неопределенности при проведении клинической дозиметрии, в особенности для малых полей. Точная дозиметрия малых полей важна при вводе в эксплуатацию линейных ускорителей и является сложной задачей, особенно для очень маленьких полей, используемых в стереотаксической радиотерапии.

Подводя итог, можно сказать, что жидкостные ионизационные камеры, кремниевые диоды, алмазные детекторы, органические сцинтилляторы, радиохромная пленка, TLD и OSL-дозиметры считаются подходящими для относительной дозиметрии малых фотонных полей и рекомендуются для использования в клиниках, где осуществляется радиотерапия.

## ЛИТЕРАТУРА

1. INSTITUTE OF PHYSICS AND ENGINEERING IN MEDICINE, Small Field MV Photon Dosimetry / IPEM Rep. 103, York (2010).
2. WUERFEL, J., Dose measurements in small fields / Med. Phys. Int. 1 (2013) 81–90.
3. LE ROY, M., et al., Assessment of small volume ionization chambers as reference dosimeters in high-energy photon beams, Phys. Med. Biol. 56 (2011) 5637–5650.
4. WESTERMARK, M., ARNDT, J., NILSSON, B., BRAHME, A., Comparative dosimetry in narrow high-energy photon beams, Phys. Med. Biol. 45 (2000) 685–702.
5. BUCCOLINI, M., et al., Diamond detector versus silicon diode and ion chamber in photon beams of different energy and field size, Med. Phys. 30 (2003) 2149 – 2154.

## ОСНОВНЫЕ ПРИНЦИПЫ КОНТРОЛЯ КАЧЕСТВА НА РЕНТГЕНОВСКОМ КОМПЬЮТЕРНОМ ТОМОГРАФЕ

## BASIC PRINCIPLES OF QUALITY CONTROL OF X- RAY COMPUTED TOMOGRAPHY

**O. B. Попченя**

**O. Popchenya**

Белорусский государственный университет, МГЭИ им. А. Д. Сахарова БГУ,  
г. Минск, Республика Беларусь  
*popchenya.olga@gmail.com*  
Belarusian State University, ISEI BSU, Minsk, Republic of Belarus  
*popchenya.olga@gmail.com*

Описана компьютерная томография и ее возможность использования в диагностической радиологии и лучевой терапии. Возрастающая сложность работы сканера и его оснащения требует тщательного контроля со стороны медицинского физика совместно с радиологом для обеспечения наличия надлежащих условий