

ПРИМЕНЕНИЕ ПОЛУПРОВОДНИКОВЫХ ДЕТЕКТОРОВ ДЛЯ *IN VIVO* ДОЗИМЕТРИИ ПРИ ТОТАЛЬНОМ ОБЛУЧЕНИИ ТЕЛА

Т.А. Крылова¹, О.С. Таларико^{1,2}, И.М. Лебедеенко^{1,2}

¹ Российский онкологический научный центр им. Н.Н.Блохина МЗ РФ, Москва

² Национальный исследовательский ядерный университет “МИФИ”, Москва

Исследованы характеристики полупроводниковых детекторов двух фирм-производителей (SunNuclear и Scanditronix) в условиях *in vivo* дозиметрии. Исследованы зависимости показаний от дозы, мощности дозы, угла поворота гантри, размера поля, а также температуры при стандартном расстоянии 100 см. Также проведены измерения в геометрии тотального облучения при расстоянии от источника 5 м. Получены поправочные коэффициенты при стандартных и нестандартных расстояниях источник-поверхность.

Ключевые слова: полупроводниковые детекторы, тотальное облучение тела человека

Введение

Полупроводниковые кремниевые детекторы стали применяться в относительной дозиметрии в 1960-х гг. [1, 2]. Преимуществами полупроводниковых детекторов (диодов) являются отсутствие внешнего приложенного напряжения и большая чувствительность по сравнению с ионизационными камерами при сопоставимом рабочем объеме [1, 3, 4]. Использование диодов для *in vivo* дозиметрии дает возможность с определенной погрешностью сравнивать измеренное значение дозы с рассчитанным значением в системе планирования [4, 5]. Обычно детектор помещают непосредственно на поверхности тела пациента. При этом детектор приобретает температуру кожи тела человека, что необходимо учитывать при оценке поправки показаний на температуру.

В случае тотального облучения тела (ТОТ) [6] необходимо отслеживать равномерность распределения дозы вдоль тела пациента для возможности ее последующей корректировки

во время курса облучения [4]. *In vivo* дозиметрия в этом случае является неотъемлемым компонентом процедуры реализации лечения. К особенностям ТОТ можно отнести принципиально другую геометрию условий облучения (расстояние от источника до пациента составляет 5 и более метров), наличие существенного вклада рассеянной компоненты в дозу, изменение качества пучка излучения. Все это учитывается при калибровке диодов в условиях ТОТ.

Таким образом, конечный результат измерения должен учитывать поправки влияющих на показания диодов величин, а именно: мощности дозы, температуры, размера поля, РИПа и т.д.

Целью настоящей работы является построение зависимостей показаний детекторов от различных факторов при стандартных расстояниях (100 см) и в геометрии тотального терапевтического облучения, применяемого в РОНЦ им. Н.Н. Блохина для больных лейкозами [6].

Материал и методы

Использовались полупроводниковые детекторы на основе кремния двух фирм-производителей: EDP (Scanditronix, Швеция) и QEDyellow (SunNuclear, США). Детекторы имеют полусферическую конструкцию и оснащены равновесным колпачком. Облучение проводилось на ускорителе электронов компании Varian модели Clinac iX с номинальной энергией излучения 6 МэВ. Мощность дозы изменялась в пределах 100–600 МЕ/мин. Радиационный выход аппарата равен 1 Гр на 100 МЕ на глубине 1,5 см.

Перед проведением измерений проведена процедура калибровки полупроводниковых детекторов по эталонной ионизационной камере в комплекте с дозиметром Unidos E (PTW) при номинальной энергии фотонного излучения 6 МэВ. Отметим также, что экспериментальная погрешность всех результатов измерений зависимостей показаний детектора от дозы, мощности дозы, угла поворота гантри, линейного размера поля (число измерений от 3-х и более для каждой экспериментальной точки) составляла менее 1 %, поэтому не отображена на графиках.

Результаты измерений при стандартных клинических расстояниях

Зависимость от дозы и мощности дозы

Детекторы располагались в центре поля на поверхности пластин водноэквивалентного фантома на расстоянии 100 см от радиационной головки ускорителя при вертикальном направлении оси пучка излучения. На детекторы подавалась доза в диапазоне 50–300 МЕ при постоянной мощности дозы 300 МЕ/мин. Показано, что оба детектора обладают линейным откликом при увеличении дозы (рис. 1). Следовательно, нет необходимости применения поправочных коэффициентов на увеличение дозы. При облучении диодов при различной мощности дозы в клинически доступном диапазоне мощностей доз (100–600 МЕ/мин) не обнаружено выраженной зависимости показаний от мощности дозы (рис. 2).

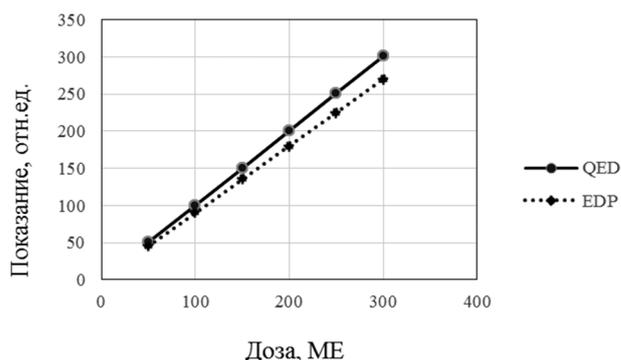


Рис. 1. Зависимость показаний диодов QED и EDP от дозы при РИП=100 см

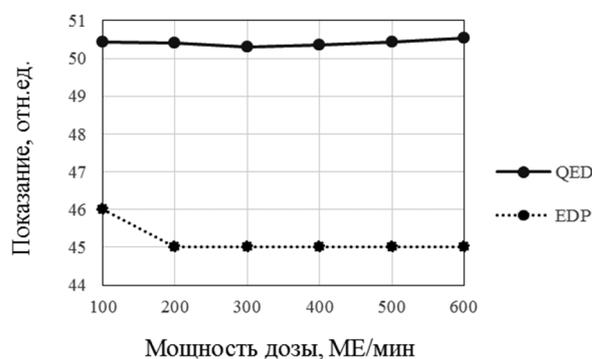


Рис. 2. Зависимость показаний диодов QED и EDP от мощности дозы при РИП=100 см

Зависимость от размера поля

Зависимость от размера поля на стандартном расстоянии РИП=100 см получена для квадратных полей со стороной от 3 до 40 см (рис. 3). Детекторы находились в центре и на поверхности тканеэквивалентного фантома. Обнаружено, что доза увеличивается с размером поля для обоих детекторов. Полученный график факторов рассеяния в коллиматоре для диода QED имеет вид, аналогичный зависимости показаний ионизационной камеры от размера поля.

Таким образом, если калибровка диодов осуществлялась при реперном размере поля (например, $S = 10 \times 10$ см), то при непосредственных измерениях на больном необходимо учитывать переход к другому размеру поля с помощью поправочного коэффициента в соответствии с полученным графиком.

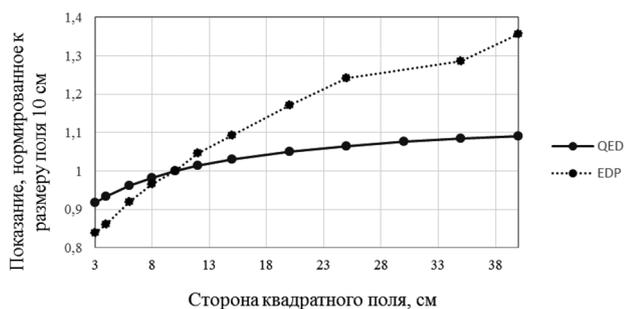


Рис. 3. Зависимость показаний диодов QED и EDP от размера квадратного поля

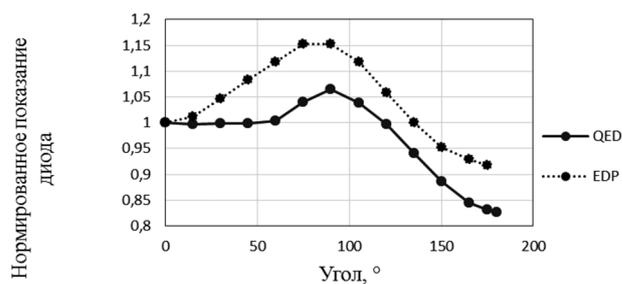


Рис. 4. Зависимость показаний диодов QED и EDP от угла поворота гантри

Угловая зависимость

Снимались показания детекторов при повороте гантри в диапазоне от 0 до 180° (рис. 4). Доза равнялась 100 МЕ. Основание детектора закреплялось на стержне, а сами детекторы находились в воздухе. При исследовании угловой зависимости обнаружено, что показания детектора QED не зависят от угла падения пучка излучения в диапазоне от 0 до 60°, а в диапазоне 60–180° должен применяться поправочный коэффициент для каждого угла. Показания детектора EDP зависят от угла падения фотонного излучения во всем диапазоне углов. Необходимо внесение общего поправочного коэффициента при непосредственных измерениях на больших.

Исследование угловых зависимостей детекторов QED и EDP показало, что детектор QED более удобен для *in vivo* дозиметрии благодаря стабильности показаний в диапазоне 0–60°. В связи с этим измерения в условиях геометрии TOT выполнены только для детектора QED.

Измерения в геометрии тотального терапевтического облучения

Зависимость от дозы и мощности дозы

Детектор QED находился в центре поверхности водозэквивалентного фантома, установленного перпендикулярно оси горизонтально направленного пучка, на расстоянии 5 м. Получена зависимость показаний детекторов от дозы в диапазоне от 50 до 300 МЕ при постоянной мощности дозы 300 МЕ/мин. Поведение зависимости линейное (рис. 5). В кли-

нически доступном диапазоне мощностей доз (100–600 МЕ/мин) не обнаружено зависимости показаний от мощности дозы (рис. 6). Следовательно, нет необходимости применения поправочных коэффициентов при изменении мощности дозы.

Зависимость от размера поля

При измерении зависимости показаний детектора от размера квадратного поля детектор также был расположен в центре поверхности пластин водноэквивалентного фантома на расстоянии РИП=500 см. Сторона поля менялась от 3 до 40 см при отпуске дозы 100 МЕ. На рис. 7 представлено сравнение полученных результатов для РИП=100 см и РИП=500 см. Зависимость показаний диода QED от размера поля для расстояния 5 м отличается от аналогичной зависимости для стандартных условий измерения за счет возрастания вклада рассеянного излучения.

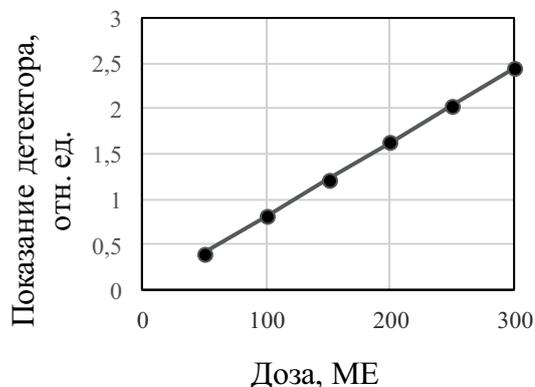


Рис. 5. Зависимость показаний диода QED от дозы при РИП=500 см

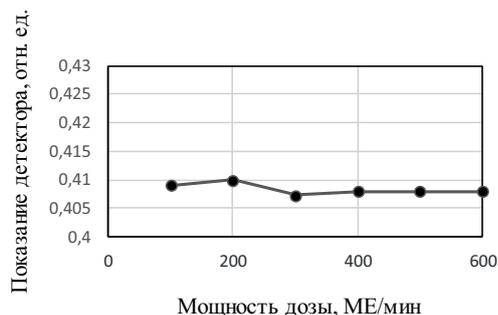


Рис. 6. Зависимость показаний диода QED от мощности дозы при РИП=500 см

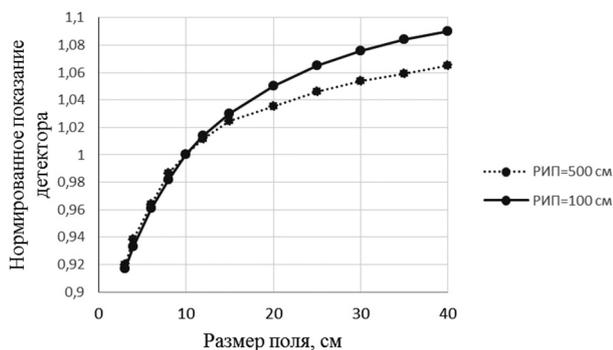


Рис. 7. Сравнение показаний диода QED в зависимости от размера поля РИП=100 см и РИП=500 см

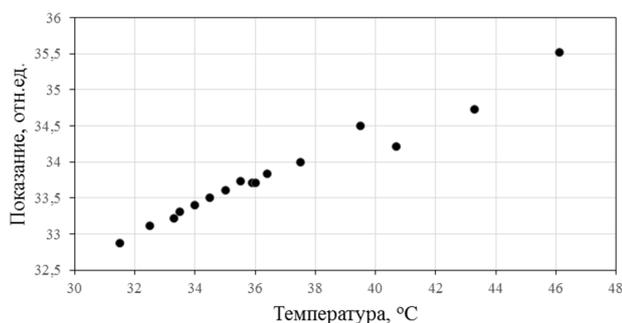


Рис. 8. Зависимость от температуры показаний диода QED для РИП = 100 см

Температурная зависимость

Определение поправочных коэффициентов, связанных с зависимостью показаний детекторов от температуры, является важным для клинической практики. Получены зависимости показаний диодов в диапазоне температур от 30°C до 46°C при РИП=100 см и РИП=500 см. Особый интерес представляет диапазон 32–34°C, так как он совпадает с тем-

пературой кожи пациента. На рис. 8 отмечены показания диода QED при РИП=100 см. Видно, что зависимость может быть аппроксимирована прямой линией. Аналогичные результаты получены для РИП=500 см. Поправочный коэффициент определяется как произведение коэффициента наклона линии на разность текущей температуры и температуры калибровки детектора.

Выводы

1. Построены зависимости показаний детекторов от влияющих факторов при стандартном расстоянии (100 см) и в геометрии тотального терапевтического облучения. Для каждого набора условий облучения должен быть определен поправочный коэффициент.
2. Исследование угловых зависимостей детекторов QED и EDP показало, что детектор QED более удобен для *in vivo* дозиметрии благодаря стабильности показаний в диапазоне 0–60°. Поэтому эксперименты при нестандартном расстоянии выполнены только для детектора QED.
3. Использовать поправочные коэффициенты для различных доз и мощностей доз для детекторов QED и EDP при РИП=100 см и РИП=500 см не надо. Полученные графики факторов рассеяния в коллиматоре для диода QED при обоих расстояниях имеют вид похожий на аналогичную зависимость для ионизационной камеры.
4. Изучение зависимости от температуры показало линейный ход кривой. Угол наклона данной кривой позволяет определить поправочный коэффициент, связанный с температурой при РИП=100 см и РИП=500 см.

Список литературы

1. Rikner G. Silicon diodes as detectors in relative dosimetry of photon, electron and proton radiation field. Thesis. Sweden. 1983.
2. Климанов В.А., Крамер-Агеев Е.А., Смирнов В.В. Радиационная дозиметрия. – М. 2014.
3. Attix F.H. Introduction to radiological physics and radiation dosimetry. – Wiley-VCH Verlag-GmbH & Co. 1986.
4. Van Dam J., Marinello G. Methods for *in vivo* dosimetry in external radiotherapy. ESTRO. Booklet #1, 1994.

5. Kry S.F., Smith S.A., Weathers R., Stovall M. Skin dose during radiotherapy: a summary and general estimation technique // J. Appl. Clin. Med. Phys. 2012. Vol. 13. № 3. P. 20–34.
6. Лебедеико И.М., Ратнер Т.Г., Водяник В.В. и соавт. Техническое и дозиметрическое обеспечение тотального облучения пациента перед трансплантацией костного мозга // Мед. физика. 2012. № 3(55). С. 11–19.

**USAGE OF SEMICONDUCTOR DETECTORS FOR *IN VIVO* DOSIMETRY
IN TOTAL BODY IRRADIATION**

T.A. Krylova¹, O.S. Talarico^{1,2}, I.M. Lebedenko^{1,2}

¹ *N.N. Blokhin Cancer Research Center, Moscow, Russia*

² *National Research Nuclear University “MEPhI”, Moscow, Russia*

Semiconductor detectors from two manufacturers (SunNuclear and Scanditronix) are explored for *in vivo* dosimetry application. Dose, dose rate, gantry rotation angle, field size, and the temperature dependencies at a standard distance 100 cm are obtained. Dependencies are taken in conditions corresponding to total body irradiation (5 m distance) as well. The conclusion about determining correction factors in the case of standard and extended distances is provided.

Key words: *total body irradiation, extended distance irradiation, semiconductor detectors*

E-mail: tanya_mifi@list.ru