

Оценка неравномерности распределения дозы в режиме тотального терапевтического облучения при дозиметрии *in vivo* с использованием полупроводниковых детекторов

И. М. ЛЕБЕДЕНКО^{1,2}, С. С. ХРОМОВ¹, Д. В. НЕУДАХИН¹, А. А. БЕЛОВА¹

¹Национальный медицинский исследовательский центр онкологии им. Н. Н. Блохина МЗ РФ, Москва, Россия

²Национальный исследовательский ядерный университет МИФИ, Москва, Россия, e-mail: imlebedenko@mail.ru

Оценена неравномерность распределения дозы вдоль тела пациента с помощью дозиметрии *in vivo* полупроводниковыми детекторами при тотальном терапевтическом облучении онкологических больных перед трансплантацией костного мозга. Методика дозиметрии *in vivo* разработана и применяется в НМИЦ онкологии им. Н. Н. Блохина с 2007 г. По результатам исследований 35 пациентов определена средняя неравномерность 10–15 % распределения дозы вдоль тела пациента, что соответствует международным рекомендациям. Показана линейная зависимость накопленной дозы от массы тела пациента.

Ключевые слова: дозиметрия *in vivo*, полупроводниковые детекторы, лучевая терапия, тотальное облучение.

The unevennesses of the dose distribution along the body of the patient was assessed using *in vivo* dosimetry by semiconductor detectors under total therapeutic irradiation of cancer patients before bone marrow transplantation. The technique is developed and applied in N. N. Blokhin Russian Cancer Research Center since 2007. Dose measurements were performed in 35 patients. The unevennesses of the dose distribution along the patient's body was estimated and averaged from 10 to 15 %, which corresponds to international recommendations. The linear dependence of the accumulated dose on the body weight is shown.

Key words: *in vivo* dosimetry, semiconductor detectors, radiation therapy, total irradiation.

В современной лучевой терапии дозиметрия *in vivo* реализуется с помощью термolumинесцентных дозиметров, оптически стимулированных и полупроводниковых сцинтилляционных датчиков [1], а также детекторов MOSFET (metal oxide field effect transistors). Накоплен значительный опыт дозиметрии *in vivo* с использованием полупроводниковых детекторов [2–4]. Средства дозиметрии *in vivo* предназначены для получения относительных (нормированных на какую-то эталонную величину) дозиметрических данных. Это связано с тем, что поправочные коэффициенты для расчёта абсолютного значения поглощённой детекторами дозы в большинстве случаев во время сеанса облучения точно не определены из-за различных факторов, влияющих на показания детекторов. Вклад погрешностей, обусловленных этими факторами, в суммарную погрешность оценивается заранее [5].

Регистрируемое детектором значение называют входной дозой [6]. Главными задачами при измерениях входной дозы являются следующие: контроль и оценка отпущенной дозы; контроль за воспроизводимостью укладки пациента и равномерностью распределения дозы; контроль за работой аппарата и наличием модификаторов пучка; контроль за ошибками оператора и врача. Детекторы прикрепляют на поверхность тела пациента с помощью клейкого пластыря. При измерении дозы осуществляется также проверка влияния рассеяния телом пациента (из-за неоднородностей и полостей в теле, а также кривизны поверхности тела) на рассчитанную дозу.

Показания детекторов при дозиметрии *in vivo* не рекомендуется сопоставлять с поверхностными дозами, рассчитан-

ными с помощью компьютерной системы планирования, так как кроме указанных причин большой погрешности оценок показаний детекторов, отсутствуют точные методы расчёта поверхностных доз для всех существующих алгоритмов расчёта современных систем планирования лучевой терапии.

В настоящей работе измерения проведены во время сеансов тотального терапевтического облучения (ТТО) онкологических больных. При этом использовали комплект из полупроводниковых детекторов для фотонного излучения типа EDD2 (Scanditronix, Швеция) и многоканального электрометра типа DPD 6 (Scanditronix, Швеция).

Материалы и методы. В 2007 г. в НМИЦ онкологии им. Н. Н. Блохина была разработана и впервые применена технология ТТО больных. Методика ТТО не имеет аналогов в России. Общему облучению фотонным излучением подлежат гематологические больные после высокодозной химиотерапии перед трансплантацией костного мозга с целью иммуносупрессии и подавления химиорезистентного пула опухолевых клеток. Облучение осуществляли на ускорителе электронов модели СЛ75-5-МТ (Россия) фотонным пучком с номинальной энергией излучения 6 МэВ на расстоянии от источника до поверхности тела больного 5,5 м при мощности дозы на этом расстоянии 9–11 сГр/мин. Размер поля по шкале коллиматора составил 25×40 см. На расстоянии 5,5 м этот размер соответствует световому полю прямоугольной формы 1,4×2,2 м, внутри которого можно свободно разместить тело человека при ТТО. Этапы подготовки больного к ТТО: комплексное дозиметрическое обеспечение; получение на рентгеновском

симуляторе и компьютерном томографе изображений зоны облучения с прилежащими к ней критическими органами больного в лечебном положении в фиксирующем устройстве «вакуумный матрас»; изготовление из сплава церробенд защитных блоков для закрытия лёгких (PTW, Германия), чтобы не превышать дозу 9 Гр; дозиметрическое планирование и верификация (предтерапевтическая дозиметрическая проверка плана облучения). Продолжительность облучения рассчитывали в системе планирования Eclipse (Varian, США) по данным рентгеновского симулятора Acuity (Varian, США) и спирального компьютерного томографа Lightspeed (GE, США) и корректировали с использованием поправок, полученных при измерениях и «ручном» расчёте. Больного облучали с двух сторон в положении на боку равными дозами.

Для измерений использовали полупроводниковые детекторы p -типа на кремниевой основе с эффективной толщиной чувствительного объёма 60 мк для фотонного излучения и электронов модели EDD2, соединённые кабелем с многоканальным электрометром типа DPD 6. Неопределённость измерения детекторов с учётом влияющих факторов во время сеанса облучения (перепадов температуры, угла падения пучка, изменения размера поля и т. д.) составляет 5 %.

Специфика использования полупроводниковых детекторов в лучевой терапии. Принцип работы детекторов хорошо изучен и описан в литературе. Впервые для целей лучевой терапии их применяли в 1980-е годы [2]. В настоящее время используют детекторы p -типа, чувствительность которых не зависит от дозы и дозы за импульс в импульсном пучке ускорителя. Чувствительность детектора обусловлена физическими и геометрическими факторами, воздействующими на диодный сигнал. К физическим факторам относятся энергия, накопленная доза, мощность дозы, изменения температуры, материал детектора, а к геометрическим – методы измерения, размер поля, расстояние от источника до облучаемой поверхности, защитные блоки, ориентация датчика в поле излучения. Пользователь получает указанные зависимости чувствительности детекторов каждого типа экспериментальным путём до начала сеанса облучения [2, 5]. Калибровка детекторов осуществляется в диапазоне мощностей доз, используемых при лечебном облучении.

Процедура калибровки. Калибровочный фактор. Процедура калибровки детекторов описана в [2]. Для определения калибровочного фактора (поправочного коэффициента) K_n каждого детектора сравнивают показания детектора и эталонной ионизационной камеры (ИК). Детекторы находятся на поверхности плоского тканезквивалентного фантома со стороны входа пучка, их показания сравнивают с показаниями ИК, расположенной в отверстии фантома на глубине образования дозового максимума. Например, для пучка фотонного излучения с номинальной энергией 6 МэВ область максимального накопления дозы располагается на глубине примерно 15 мм. Отношение сравниваемых величин и является калибровочным фактором. При калибровке применяли тканезквивалентный твёрдый фантом модели «Твёрдая вода» (США) плотностью $\rho=1,045$ г/см³. Плоскопараллельную ИК в комплекте со стандартным дозиметром Unidos E (PTW, Гер-

мания) располагали в объёме фантома на глубине образования дозового максимума для фотонного излучения 6 МэВ. Расстояние от источника до поверхности фантома 5,5 м. Размер поля на диафрагме 40×40 см. Эталонную ИК поверяли во ВНИИФТРИ на Государственном первичном эталоне единиц поглощённой дозы и мощности поглощённой дозы фотонного и электронного излучений ГЭТ 38–2011. Неопределённость измерений составила $\pm 2,5$ %.

При калибровке детекторы закрепляли на поверхности калибровочного фантома в области поля, где излучение должно быть наиболее однородным, но не в центре, где детектор может исказить показания ИК. Сначала проводили одно облучение ИК без детекторов, затем процедуру облучения повторили с установленными детекторами, чтобы убедиться, что они не перекрывают ИК и не влияют на её показания.

Условия ТТО отличаются от условий облучения больного на расстояниях, близких к изоцентру (100 см). В данной ситуации существенный вклад в измеренное значение дозы даёт вторичное излучение – рассеянное излучение от пациента, стен, потолка, кушетки, а также других объектов, попадающих в поле первичного пучка. Поэтому вполне естественно, что поправочный коэффициент для дозиметрии *in vivo* с применением детекторов в этих условиях будет отличаться от поправочного коэффициента, полученного в условиях облучения на расстояниях, близких к изоцентру.

Обсуждение результатов. В настоящее время неизвестно истинное значение дозы по входу пучка на коже человека. Это связано не только с многочисленными пограничными эффектами, возникающими на границах воздух–детектор, воздух–кожа, но и с отсутствием надёжного высокоточного средства регистрации абсолютной дозы. Поэтому различными специалистами предпринимаются многочисленные попытки оценить относительное распределение дозы по входу пучка на коже с помощью дозиметрии *in vivo*, как это сделано в рассматриваемом случае.

Проводили дозиметрию *in vivo* при ТТО 35 онкологических больных (лейкозом) [7, 8]. Пять детекторов последовательно устанавливали пациентам на лоб, в области щитовидной железы и лёгких (под блоками или без блоков), в паху, на икры ног. Эталонная ИК в равновесном колпачке располагалась на пупке больного. Токоподводящие элементы ИК предварительно изолировали и отнесли от пациента на безопасное расстояние. Измеренные детекторами значения корректировали с учётом коэффициента K_n и предварительно нормировали к очаговой дозе 2 Гр, подводимой к срединной точке тела на уровне пупка. Относительные значения доз рассчитывали как

$$\delta = \delta_d / \delta_{ИК},$$

где δ_d , $\delta_{ИК}$ – показания детекторов и ИК, соответственно.

Каждый пациент в зависимости от клинических показаний облучался в индивидуальном режиме (от одного до шести раз). В 95 % случаев облучения больных без защиты лёгких неравномерность распределения дозы вдоль тела пациента от головы до ног изменялась в пределах 10–15 %. Наблюдается некоторый рост отклонения в пределах 23 % в областях

головы и ног. Это связано с увеличением вклада в погрешность показаний детекторов вторичного излучения в плотных костных структурах черепа и нижних конечностей. Для указанных пределов изменения неравномерности дозы можно ожидать отсутствие рецидивов у облученных больных.

Исследована зависимость относительных показаний детекторов от массы тела 35 пациентов. Установлено, что для всех пациентов эта зависимость – линейная. При изменении массы тела от 46 до 108 кг относительные показания детекторов увеличиваются от 10 до 15 %, поскольку с возрастанием массы увеличивается обратное рассеяние от тела пациента.

Работа выполнена при поддержке Программы повышения конкурентоспособности НИЯУ МИФИ (Договор № 02.а03.21.0005).

Л и т е р а т у р а

1. **Сумин А. В., Медведков А. М., Васильев В. Н., Смыслов А. А., Русецкий С. С., Коконцев А. А., Титова В. А., Коконцев Д. А.** Верификация работы сцинтилляционного многоканального клинического дозиметра МКД-04 в коллимированном пучке гамма-излучения источника ^{60}Co // Медицинская физика. 2017. № 3 (75). С. 24–33.

2. **Rikner G.** Silicon diodes as detectors in relative dosimetry of photon, electron and proton radiation fields. Uppsala: Uppsala University, 1983.

3. **Van Dam J., Marinello G.** Methods for in vivo dosimetry in external radiotherapy: ESTRO booklet № 1. Brussel (Belgium): Scribd Inc., 1994. P. 12–35.

4. **Huyskens D., Bogaerts R., Verstraete J., Loof M.,**

Nystrom H., Fiorino C., Broggi S., Jornet N., Ribas M., Thwaites D. I. Practical Guidelines for the Implementation of in Vivo Dosimetry with Diodes in External Radiotherapy with Photon Beams (Entrance Dose): ESTRO booklet № 5. Brussel (Belgium): Scribd Inc., 2001. P. 4–12.

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

6. **Olch A. J., Gerig L., Li H., Mihaylov I., Morgan A.** Dosimetric effects caused by couch tops and immobilization devices: a report of AAPM Task Group 176 // Medical Physics. 2014. V. 41. Iss. 6. Pt. 1. P. 2–30.

7. **Мелкова К. Н., Горбунова Н. В., Чернявская Т. З., Баранов А. Е., Пушкарева С. А., Фролов Г. П., Ткачев С. И., Трофимова О. П., Прямикова Ю. И., Булычкин П. В., Лебеденко И. М., Водяник В. В., Журов Ю. В., Гутник Р. А., Яжгунович И. П., Зайченко О. С., Юрьева Т. В., Ратнер Т. Г.** Тотальное облучение тела человека при трансплантации костного мозга // Клиническая онкогематология. Фундаментальные исследования и клиническая практика. 2012. Т. 5. № 2. С. 96–114.

8. **Лебеденко И. М., Ратнер Т. Г., Водяник В. В., Журов Ю. В., Гутник Р. А., Яжгунович И. П., Зайченко О. С., Юрьева Т. В., Мелкова К. Н., Чернявская Т. З.** Проведение тотального облучения пациента перед трансплантацией костного мозга // Радиационная онкология и ядерная медицина. 2012. № 2. С. 30–36.

Дата принятия: 23.04.2018.

