

ДИФРАКЦИЯ И РАССЕЯНИЕ
ИОНИЗИРУЮЩИХ ИЗЛУЧЕНИЙ

УДК 538.97

ХАРАКТЕРИЗАЦИЯ МЕТОДОМ МОНТЕ-КАРЛО МИНИАТЮРНОГО
ИСТОЧНИКА ХАРАКТЕРИСТИЧЕСКОГО РЕНТГЕНОВСКОГО
ИЗЛУЧЕНИЯ НА ОСНОВЕ ИМПЛАНТИРУЕМОЙ ИГЛЫ

© 2013 г. В. В. Сафронов, Е. А. Созонтов¹, Г. Гутман²

Филиал Института кристаллографии РАН

Научно-исследовательский центр “Космическое материаловедение”, Калуга

E-mail: victor_safronov@yahoo.com

¹ Национальный исследовательский центр “Курчатовский институт”, Москва

² Advanced X-ray Technology, Inc., Бирмингем, Мичиган, США

Поступила в редакцию 24.04.2012 г.

Представлена новая концепция установки для рентгеновской брахитерапии, основанная на использовании флуоресцентного излучения от вторичной мишени, расположенной на конце имплантируемой иглы. Методом Монте-Карло рассчитано пространственное распределение мощности дозы облучения для четырех сочетаний материала и формы вторичной мишени.

DOI: 10.7868/S0023476113030193

ВВЕДЕНИЕ

В последнее время предпринимаются попытки заменить радиоизотопные медицинские источники, применяемые при брахитерапии, рентгеновскими. Основное направление этих усилий заключается в разработке миниатюрных рентгеновских трубок, имплантируемых в составе иглы в опухоль [1].

В настоящей работе предлагается альтернативный подход, основанный на использовании вторичного (флуоресцентного) рентгеновского излучения, возбуждаемого первичным излучением от внешней рентгеновской трубки, оснащенной графитовым концентрирующим коллиматором. Такой подход позволяет преодолеть многие ограничения, присущие имплантируемым рентгеновским трубкам: снимаются проблемы охлаждения и соответственно повышается мощность излучения, отсутствуют технологические трудности конструирования сверхминиатюрных, диаметром менее 4 мм, рентгеновских источников, а также исключается опасность поражения пациента высоким напряжением, присутствующим внутри имплантируемой рентгеновской трубки.

В предлагаемой конструкции (рис. 1) рентгеновское излучение, генерируемое внешним источником, фокусируется коллиматором и, распространяясь внутри иглы, направляется на вторичную мишень, расположенную в ее конце. Выбирая ту или иную форму вторичной мишени, можно задать форму пространственной области, в которой будет достигаться максимальная плотность вторичного излучения и поглощенная доза, а выбирая материал вторичной мишени, можно

менять ее размер, так как поглощение рентгеновского излучения в тканях организма сильно зависит от длины волны, в то время как вторичное излучение является в основном характеристическим, т.е. практически монохроматичным.

Эта конструкция реализована экспериментально, а также охарактеризована с применением вычислительного метода Монте-Карло. В результате получено детальное пространственное распределение мощности дозы облучения окружающих вторичную мишень тканей организма. Описание экспериментальной установки приведено [2, 3]. В настоящей работе внимание сосредото-

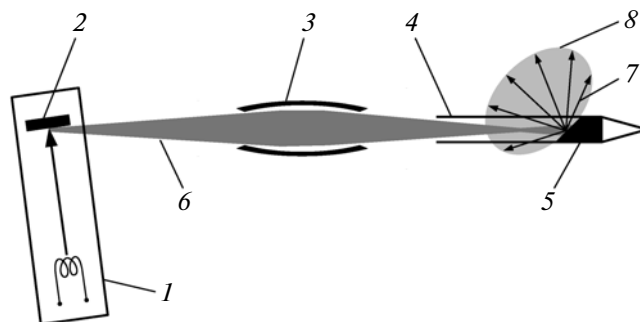


Рис. 1. Схема экспериментальной установки, 1 – рентгеновская трубка, 2 – первичная мишень, 3 – коллиматор, 4 – имплантируемая игла, 5 – вторичная мишень, 6 – рентгеновское флуоресцентное излучение от первичной мишени, 7 – рентгеновское флуоресцентное излучение от вторичной мишени, 8 – область максимальной мощности дозы в случае клиновидной вторичной мишени.

но на методике и результатах компьютерного моделирования.

МЕТОДИКА МОДЕЛИРОВАНИЯ

Для моделирования использовался программный пакет Geant-4.8.1.p02 [4]. Входящие в его комплект данные из EPDL97 одобрены для применения в медицинских целях американской ассоциацией физиков в медицине (AAPM) [5]. С целью экономии расчетного времени использовали несколько упрощенный подход к моделированию системы, в котором вычислительный эксперимент разделен на два независимых этапа: получение спектра рентгеновской трубки и расчет пространственного распределения мощности дозы облучения. При этом для облучения всех вторичных мишеней использовался один и тот же набор фотонов модельной рентгеновской трубки. Кроме того, ввиду отсутствия в пакете Geant возможности моделирования дифракционных процессов коллиматор из высокоориентированного пиролитического графита явно не моделировался. Его влияние учли на этапе нормировки полученных результатов как коэффициент усиления, вычисленный исходя из геометрии установки с учетом степени отражения, априорно заданной на уровне 30%.

Для получения спектра рентгеновской трубки на толстую (5 мм) серебряную пластину были нормально направлены 5×10^8 электронов с энергией 58 кэВ. Полученные фотоны пропустили через бериллиевую фольгу толщиной 0.2 мм, имитирующую выходное окно трубки. В результате получили достаточно репрезентативное распределение рентгеновских фотонов по энергиям и углам вылета. Квантовый выход модельной трубки составил 0.3%. При расчетах мощности дозы полученный таким образом набор фотонов был повторен 10 раз.

Модельная имплантируемая игла имела внутренний диаметр 8.6 мм и толщину стенок 0.2 мм. Материалом стенок иглы служил полиимид плотностью 1.42 г/см^3 с брутто-формулой $\text{H}_{10}\text{C}_{22}\text{N}_2\text{O}_5$. Внутри иглы в ее конце помещалась вторичная мишень одной из двух конфигураций: конусообразной формы с полным углом при вершине 90° (рис. 3а) или клиновидной формы с углом скоса 45° (рис. 3б). Свободная часть иглы была заполнена воздухом. Для удовлетворения требований протокола моделирования медицинских данных [5] расчет мощности дозы проводился для случая куба воды со стороной 30 см. Центр мишени располагался в центре этого куба (рис. 2). Полученные на первом этапе рентгеновские фотоны, имитирующие спектр рентгеновской трубки с Аг-анодом, работающей при ускоряющем напряже-

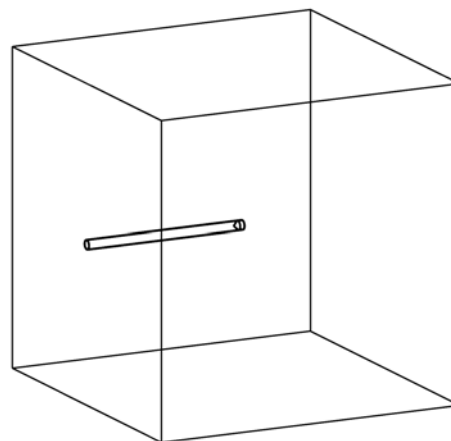


Рис. 2. Геометрия вычислительного эксперимента (общий вид).

нии 58 кВ, были направлены параллельно оси иглы с равномерным распределением по ее внутреннему сечению. В случае конусообразной вторичной мишени осевая симметрия задачи позволила использовать для накопления данных двумерные гистограммы в координатах X (положение вдоль оси) и R (расстояние от оси). Геометрически ячейки гистограммы представляли собой кольца толщиной и высотой 1.5 мм. В случае клиновидной вторичной мишени для накопления данных использовались трехмерные гистограммы с кубическими ячейками размером 1.5 мм по всем направлениям. Статистические погрешности в этом случае были существенно выше.

В конце расчетов поглощенные дозы нормировались для учета тока реальной рентгеновской трубки 25 мА, расстояния от фокуса трубки до вторичной мишени 362 мм и коэффициента усиления коллиматора 16.

РЕЗУЛЬТАТЫ И ИХ ОБСУЖДЕНИЕ

По описанной методике рассчитано пространственное распределение мощности дозы для случаев конусообразной (рис. 3а) и клиновидной (рис. 3б) вторичных мишеней, изготовленных из

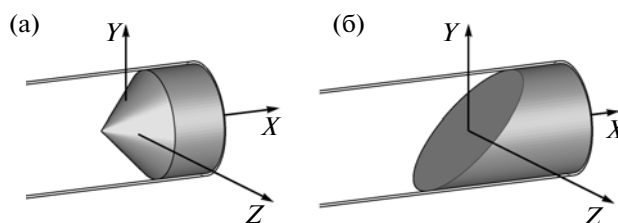


Рис. 3. Геометрия вычислительного эксперимента (вторичные мишени): конус (а) и клин (б) с обозначением системы координат, используемой на рис. 4 и 5.

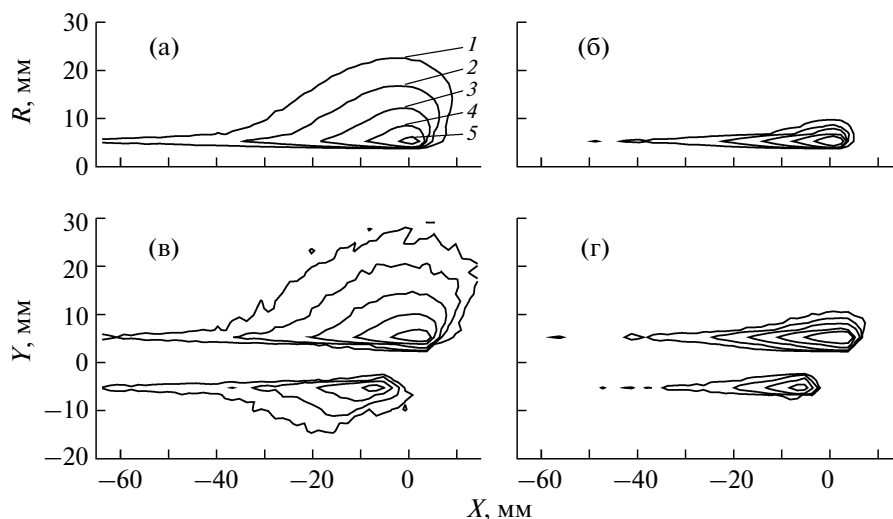


Рис. 4. Линии равной мощности дозы в вертикальной продольной плоскости ($Z=0$, рис. 3) для четырех вариантов вторичных мишеней: молибденовый (а) и медный конус (б), молибденовый (в) и медный клин (д). Уровни мощности дозы: 1 – 10, 2 – 31.6, 3 – 100, 4 – 316 мГр/мин, 5 – 1 Гр/мин. Для случая конических мишеней нижняя часть симметрична верхней и не показана. Графики даны в одном масштабе.

молибдена или меди (всего 4 варианта). Максимальные значения мощности дозы на разных расстояниях от поверхности иглы для всех этих вариантов приведены в таблице, из которой видно, что непосредственно вблизи поверхности мощность дозы для всех мишеней превосходит 1 Гр/мин, что сопоставимо с дозами, доставляемыми радионуклидными аппликаторами [6]: для

Максимальная мощность дозы в зависимости от расстояния от боковой поверхности иглы для различных вторичных мишеней, мГр/мин

R, мм	Мо-конус	Мо-клин	Си-конус	Си-клин
0.75	1600	2140	2780	3450
2.25	640	1040	270	400
3.75	340	580	40	60
5.25	200	340	9.4	16
6.75	130	230	4.0	8
8.25	82	170	2.1	5
9.75	58	110	1.7	3
11.25	38	80	1.1	3
12.75	28	70	1.0	3
14.25	21	50	0.7	2
15.75	16	40	0.7	1

^{192}Ir эта величина ~ 0.2 Гр/мин, а для $^{90}\text{Y} \sim 2$ Гр/мин. Из таблицы также видно, что для случая медных вторичных мишеней ослабление дозы облучения с глубиной происходит значительно быстрее, чем для случая молибденовых, что является следствием различия энергий характеристического излучения этих элементов. Так, фотоны K_{α} -линии (на которую приходится основная часть флуоресцентного спектра) Си с энергией 8 кэВ имеют значительно меньшую длину пробега, чем фотоны K_{α} -линии Мо с энергией 17.5 кэВ. Пространственные распределения в продольной вертикальной плоскости (XY , рис. 3) приведены на рис. 4, а в поперечной (YZ) для случая клиновидных мишеней на рис. 5.

Для случая клиновидных мишеней имеется заметное излучение на нижней части иглы, а также более слабое (~ 3 мГр/мин) вдоль всей иглы. Применение металлической иглы с полимерным окном может в основном решить эти проблемы. Еще более слабое излучение (~ 1 мГр/мин) имеется в тени вторичной мишени, что вызвано рассеянием рентгеновских лучей и вторичными процессами в воде и практически трудноустранимо.

Для случая вторичной мишени в виде молибденового конуса проведено сравнение вычисленных значений с экспериментальными данными, полученными в [3] с использованием полиметилметакрилатного фантома и LiF : Mg : Ti термolumинесцентных дозиметров TLD-700. Наблюдаемое соответствие (рис. 6) подтверждает правильность выбранной методики моделирования, а также концепции установки в целом.

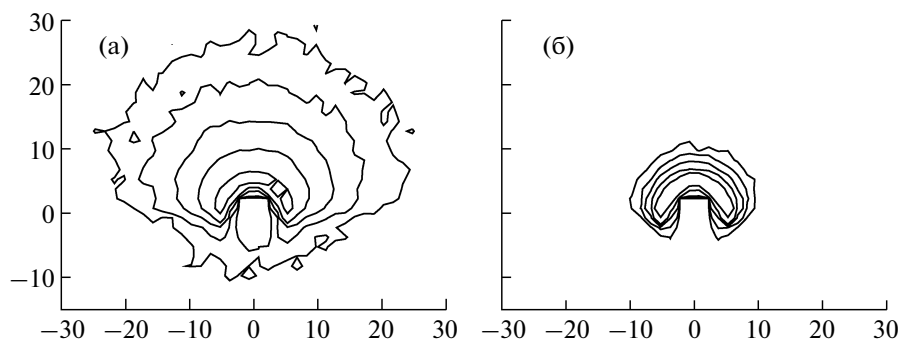


Рис. 5. Линии равной мощности дозы в поперечной плоскости ($X = 0$, рис. 3) для вторичных мишеней в виде молибденового (а) и медного клина (б). Ось планируемой иглы расположена при $Y = Z = 0$. Уровни мощности дозы те же, что на рис. 4.

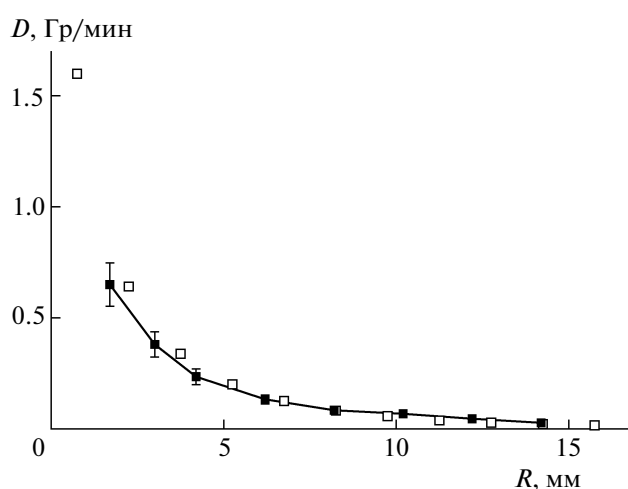


Рис. 6. Сравнение с экспериментом мощности дозы для варианта вторичной мишени в виде молибденового конуса (■ – эксперимент, □ – расчет). Статистическая ошибка расчетных данных не превосходит размера маркера.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Методом Монте-Карло охарактеризован прототип установки для рентгеновской брахитерапии на основе характеристического флуоресцентного излучения от вторичной мишени. При этом компьютерное моделирование позволило получить детальную информацию о пространственном распределении мощности дозы в облучаемом образце, что в эксперименте труднодостижимо и затратно. Проведено сопоставление вычисленных значений с экспериментальными данными, подтвердившее работоспособность выбранной концепции. Данный метод может быть эффективным инструментом в радиационной биологии и медицине для внутритканевого облучения новообразований, в том числе для интраоперационных лучевых воздействий и является основой для создания новой платформы высокотехнологич-

ной медицины – безрадионуклидной рентгеновской брахитерапии.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Rivard M.J., Davis S.D., DeWerd L.A. et al. // *Med. Phys.* 2006. V. 33. P. 4020.
2. Gutman G., Sozontov E., Strumban E. et al. // *Phys. Med. Biol.* 2004. V. 49. P. 4677.
3. Liu Y., Sozontov E., Safronov V. et al. // *Proceedings of the 6th International Conference on 3D Radiation Dosimetry*, Hilton Head Island, South Carolina, USA, 22-26 August 2010. P. 333.
4. Agostinelli S., Allison J., Amako K. et al. // *Nucl. Instrum. Methods. Phys. Res. A.* 2003. V. 506. P. 250.
5. Rivard M.J., Coursey B.M., DeWerd L.A. et al. // *Med. Phys.* 2004. V. 31. P. 633.
6. DeLaney T.F., Chen G.T., Mauceri T.C. et al. // *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 2003. V. 57. P. 239.