А.В. Агапов, Г.В. Мицын, С.В. Швидкий, К.Н. Шипулин

Устройство для измерения глубинно-дозовых распределений медицинского протонного пучка в радиотерапии

Аннотация

В Лаборатории ядерных проблем Объединенного института ядерных исследований (г. Дубна) на базе фазотрона – ускорителя протонов на энергию 660 МэВ создан и функционирует Медико-технический комплекс для проведения адронной терапии. Усовершенствование методик облучения, оборудования и программного обеспечения, применяемых в сеансах лучевой терапии, является одной из главных задач при дальнейшем развитии комплекса.

Настоящая статья посвящена одному из направлений этой работы по созданию аппаратуры для проведения конформной протонной лучевой терапии и динамического облучения глубоко расположенных мишеней, а именно разработке устройства для измерения глубинно-дозового распределения протонного пучка в процедурной кабине.

При облучении глубоко расположенных опухолей пучками тяжелых заряженных частиц, таких как протоны, терапевтический эффект в большой степени зависит от точности формирования дозовых распределений. В связи с этим в Медико-техническом комплексе (МТК) Лаборатории ядерных проблем Объединенного института ядерных исследований (г. Дубна) [1] были разработаны устройства для измерения дозовых полей и других физических параметров пучка. Так, например, изодозограф [2], разработанный в МТК еще в 1989 г., и на сегодняшний день применяется для измерения трехмерных распределений поглощенной дозы в воде. Детектор с помощью механизма перемещения движется в трех взаимоортогональных направлениях в ванне, выполненной в виде куба из оргстекла и наполненной водой. Результатом работы прибора является получение относительных значений дозы, измеренных с помощью детектора, и соответствующих им значений пространственных координат положений детектора в ванне.

Данный прибор имеет ряд недостатков. Так, в качестве приводов используются инерционные электродвигатели, что при перемещении детектора ухудшает точность его позиционирования. Средняя скорость перемещения детектора трехмерным механизмом по трем направлениям составляет около 1 мм/с, что приводит к длительному времени измерений. Основными же недостатками данного прибора можно считать его вес (с наполненной ванной – около 70 кг) и трудоемкость подготовки к работе.

Измерение глубинно-дозовой кривой выведенного в процедурную кабину протонного пучка необходимо для точного определения его пробега в воде и является ежедневной процедурой при проведении сеансов протонной терапии в МТК для обеспечения гарантии качества лечения [3]. Поэтому основными критериями при разработке нового устройства для измерений глубинно-дозовых распределений (минидозографа) являлись простота и быстрота его приведения в рабочее положение, небольшой объем ванны и, следовательно, низкий вес всего устройства. Применение в устройстве шаговых двигателей обеспечило необходимую точность измерений (около 0,3 мм) и достаточно высокую скорость перемещения детектора (5 мм/с).

Одними из этапов обеспечения гарантии качества трехмерной конформной протонной лучевой терапии являются измерение и анализ глубинно-дозовых распределений пучка, прошедшего через индивидуальные формирующие устройства, такие как замедлители сложной формы (болюсы), гребенчатые фильтры, коллиматоры [4]. Например, при необходимости проверки нескольких десятков индивидуальных болюсов за один цикл работы устройства скорость измерений является одним из основных показателей эффективности его работы.

Исходя из сказанного, применение изодозографа для данных измерений является нецелесообразным.

Помимо этого, в МТК ведутся разработки новой методики динамического облучения, при которой опухоль пациента облучается протонным пучком с немодифицированным пиком Брэгга послойно. При такой методике верификация плана облучения является достаточно трудоемкой процедурой, и использование разработанного минидозографа обеспечит требуемые параметры измерений.

Конструкция устройства

Конструкция минидозографа включает в себя ванну в виде параллелепипеда, выполненную из оргстекла и наполненную водой, в объеме которой с помощью одно-

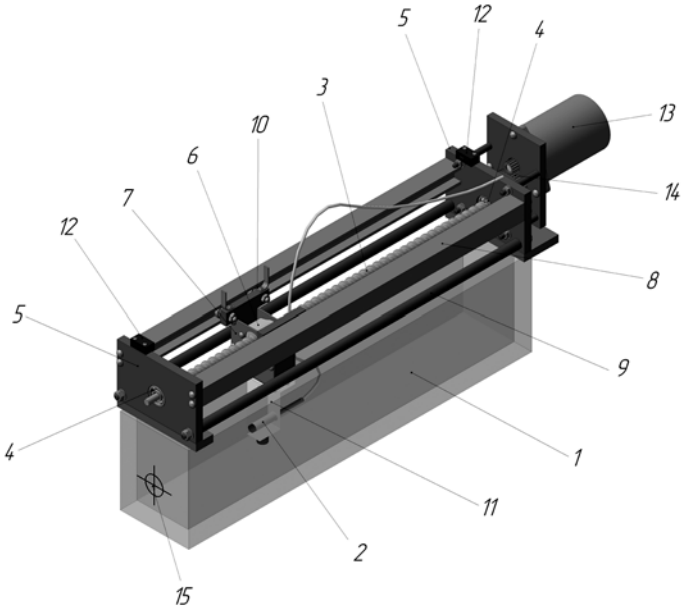

Рис. 1. Общий вид устройства для измерения глубинно-дозовых распределений медицинского протонного пучка (минидозографа): 1 – ванна; 2 – детектор; 3 – червяк; 4 – подшипники; 5 – боковины; 6 – гайка; 7 – каретка; 8 – направляющие рельсы; 9 – горизонтальные шпильки; 10 – подшипники каретки; 11 – держатель детектора; 12 – концевые выключатели; 13 – шаговый двигатель; 14 – редуктор; 15 – метка «прицел»

мерного линейного механизма перемещения движется детектор (*рис. 1*). В качестве детектора используется миниатюрный полупроводниковый датчик.

В основе конструкции механизма одномерного линейного перемещения лежит передача червяк-гайка, где червяк закреплен с помощью двух шарикоподшипников между боковинами, а гайка является частью каретки. Боковины скреплены между собой с помощью двух направляющих рельс и двух вспомогательных горизонтальных шпилек. Каретка, в которой закреплена гайка, перемещается на специальных шарикоподшипниках, помещенных в пазы направляющих рельс. К нижней части каретки прикреплен держатель из оргстекла для фиксации детектора. Точка крепления детектора (а именно глубина его погружения в воду) подобрана таким образом, чтобы сцентрировать его ось с выбранной горизонтальной осью ванны и, впоследствии, с осью протонного пучка. При наполненной до установленного уровня ванне расстояние от поверхности воды до выбранной геометрической оси равно расстоянию от дна ванны до этой оси. Другими словами, при перемещении детектор движется в ванне по всему ходу передачи червяк-гайка строго горизонтально и на равной глубине.

Максимальный ход передачи червяк-гайка механизма одномерного линейного перемещения (и тем самым ход детектора) выбран таким образом, чтобы обеспечить измерение глубинно-дозового распределения терапевтического протонного пучка с энергией 230 МэВ по всей длине его пробега (350 мм в воде).

Для определения крайних положений (минимальная и максимальная толщина воды перед детектором) и калибровки координат минидозографа используются концевые выключатели, расположенные на боковинах механизма одномерного линейного перемещения.

Движение осуществляется за счет шагового двигателя. Вращательное движение вала двигателя через редуктор передается червяку, конец которого жестко связан с осью зубчатого колеса редуктора. Реверсивное движение шагового двигателя позволяет осуществить возвратно-поступательное перемещение детектора вдоль выбранной горизонтальной оси в ванне. В рабочем положении, когда ось ванны совпадает с осью протонного пучка, движение детектора осуществляется вдоль оси пучка на протяжении всего его пробега. Выбор шагового двигателя в качестве привода обусловлен требованиями к точности позиционирования детектора (около 0,3 мм) и скорости перемещения (5 мм/с).

Управление минидозографом осуществляется с помощью блоков в стандарте КАМАК [5], связанных с помощью контроллера крейта с персональным компьютером (ПК), а также блоков устройства управления терапевтическим креслом «МЕЗОН» [6].

Принцип работы и технические характеристики устройства

В рабочем положении минидозограф размещается в процедурной кабине МТК на специальной подставке, устанавливаемой на терапевтическом кресле, таким образом, чтобы ось ванны совпадала с осью выведенного в кабину протонного пучка. В ванну заливается вода. После этого устройство тщательно юстируется с помощью лазерных центраторов, размещенных в кабине, а также осевого лазера, имитирующего ось выведенного протонного пучка, и метки «прицела», нанесенной на торце ванны. Измерения проводятся после калибровки минидозографа.

С помощью ПК задаются параметры измерения, такие как максимальное положение детектора для данного измерения, количество проходов и шаг измерения. Во время работы минидозографа на экране ПК в реальном режиме времени строится глубинно-дозовое распределение измеряемого протонного пучка. Результатом работы являются также файлы данных в виде двумерного массива с набором значений относительных доз и соответствующие им координаты положения детектора в ванне в миллиметрах с выбранным шагом измерения. Далее данные могут быть обработаны любой подходящей программой, например, Excel компании «Microsoft» (США) или Origin фирмы «OriginLab Corporation» (США).

В разработанном устройстве в качестве детектора используется полупроводниковый датчик, произведенный в ОАО «Институт физико-технических проблем», г. Дубна. Полупроводник представляет собой кремниевый диод *p*-типа, помещенный в пластиковый цилиндрический корпус диаметром около 6 мм. Размеры рабочей поверхности материала диода в поперечном сечении составляют 2 х 2 мм^2, а толщина полупроводника, в основном определяющая пространственное разрешение, равна 0,3 мм. Таким образом, при дискретности перемещения детектора в 1 мм пространственное разрешение полупроводника обеспечивает достаточную точность измерений.

Поперечное сечение рабочего объема ванны равно 50 х 50 мм^2. Таким образом, при толщине стенки ванны около 10 мм габаритные размеры ванны составили 60 х 60 х 370 мм, а вес устройства с заполненной водой ванной – около 3 кг.

Экспериментальная проверка устройства

Испытания минидозографа проводились в процедурной кабине МТК, куда был выведен протонный пучок фазотрона [1] с фиксированной энергией около 150 МэВ. Эксперимент состоял из двух этапов. На первом оценивали повторяемость ряда измерений, а также точность и скорость перемещения детектора минидозографа, на втором – достоверность получаемых дозиметрических данных.

Во время первого этапа на оси протонного пучка, перед ванной минидозографа с помощью пластин из оргстекла были выставлены следующие значения толщины замедлителя (в миллиметрах воды): 0; 37,5; 75 и 112,5 мм.

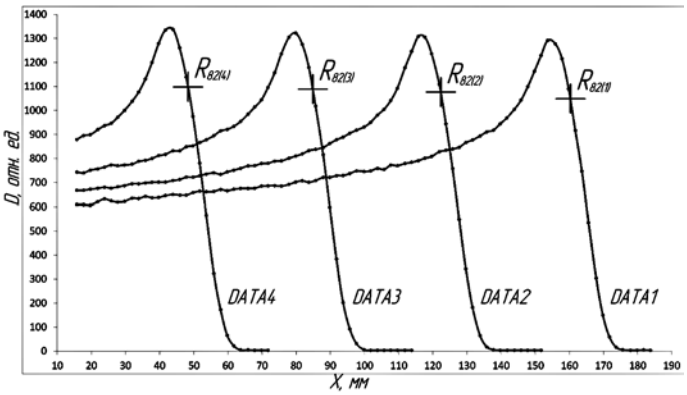

Рис. 2. Глубинно-дозовые распределения пучка протонов, измеренные минидозографом при толщине замедлителя 0 мм воды (DATA1), 37,5 мм воды (DATA2), 75 мм воды (DATA3), 112,5 мм воды (DATA4). Оси координат: *X* – толщина воды, мм; *D* – поглощенная доза, отн. ед.; $R_{82(1\text{-}4)}$ – средние пробеги протонного пучка

С помощью минидозографа были получены глубинно-дозовые распределения (DATA1-4), представленные на *рис. 2*.

Результаты проверки первого этапа сведены в *табл. 1*.

При построении кривых учитывалась дополнительная толщина замедлителя перед детектором, обусловленная конструктивными особенностями устройства, которая составляет 13,3 мм воды. Измерения проводились с шагом 2 мм за четыре прохода детектора минидозографа.

По кривым глубинно-дозовых распределений, построенным по данным DATA1-4, были определены значения средних пробегов $R_{82(1-4)}$, которые оценивались по заднему спаду пика Брэгга на уровне 82 % (столбец 3) [7].

Измеренные пробеги $R_{82(2-4)}$ вычитались из пробега $R_{82(1)}$ кривой, соответствующей незамедленному протонному пучку. Результаты (столбец 4) сравнивались со значениями установленных значений толщины замедлителя для соответствующих измерений (столбец 5).

Одновременно со снятием данных для первого этапа испытаний проводили замер точности позиционирования и скорости перемещения детектора при измерении. Для этого после каждого прохода проводили снятие показаний хода с помощью линейки. Заданные через ПК значения максимального хода для каждого из четырех измерений (столбец 6) и измеренные линейкой показания реального хода (столбец 7) сравнивались между собой. Полученный результат отклонения реального положения детектора от заданного находится в столбце 8. Также для каждого измерения определяли время прохода детектора от начального положения до заданного с помощью секундомера, с точностью 0,1 с (столбец 9). Расчетное значение скорости перемещения детектора приведено в столбце 10.

Второй этап испытаний проводился для оценки достоверности полученных данных. Для измерения «эталонной» кривой глубинно-дозового распределения выведенного протонного пучка была использована ионизационная камера «Marcus» (ИК) и дозиметр «Unidos» производства фирмы «PTW Freiburg» (Германия). Кривая была получена с использованием набора замедлителей из оргстекла для немодифицированного пучка протонов. Для сравнения с «эталонной» кривой была взята кривая DATA1 из первого этапа испытаний. Следует отметить, что данные, полученные с помощью полупроводникового детектора минидозографа, являются относительными значениями поглощенной дозы, тогда как данные ИК являются абсолютными. Для проведения сравнительного анализа необходимо нормировать обе кривые. Результат сравнения представлен на *рис. 3*.

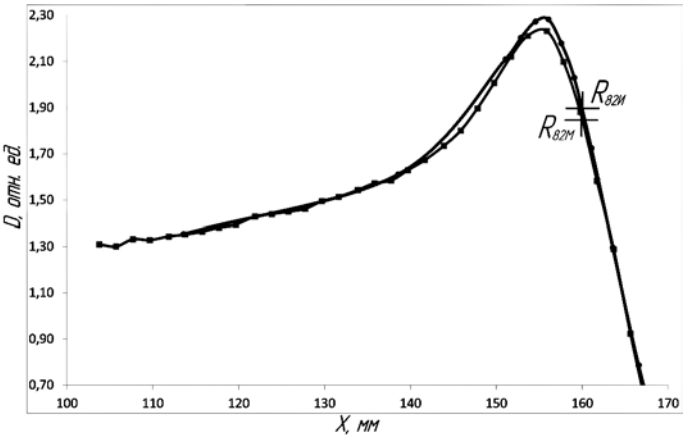

Рис. 3. Глубинно-дозовые распределения немодифицированного протонного пучка одной энергии (область пика Брэгга), полученные с помощью ИК «Marcus» (темная кривая, круглые маркеры) и минидозографа (светлая кривая, квадратные маркеры). Оси координат: X – толщина воды, мм; D – относительная поглощенная доза; $R_{82М}$ – средний пробег пучка, полученный с помощью «Минидозографа»; $R_{82И}$ – средний пробег пучка, полученный с помощью ИК

Обсуждение результатов

Полученные результаты отклонений по пробегу для данных DATA2-4 в первом этапе испытаний (см. *табл. 1*, столбец 5) говорят нам о точности измеренных кривых и о повторяемости ряда измерений. Их значения меньше 1 мм, что является приемлемым для данных измерений [2].

Значения отклонений в 1,5 мм при определении реального хода детектора (столбец 8) объясняются заданной дискретностью измерений. В нашем случае шаг измерений равнялся 2 мм, что больше полученных отклонений. Таким образом, результаты укладываются в один шаг измерений и не вносят ошибок в данные глубинно-дозовых кривых.

Измеренные значения скорости прохода детектора совпали с точностью до десятых долей во всех четырех измерениях (столбец 10), что говорит о стабильности работы механизма привода устройства и электронной схемы управления шаговым двигателем. Полученное среднее значение 5,4 мм/с соответствует скорости, заявленной в техническом задании.

Во втором этапе испытаний основным критерием оценки достоверности полученных данных являлось совпадение полученных кривых по двум показателям: форме кривой и среднему пробегу (см. *рис. 3*). Разница измеренных средних пробегов $R_{82М}$ и $R_{82И}$ не превысила 0,1 мм,

Таблица 1

Данные	Толщина замедлителя, мм*	Средний пробег R_{82}, мм*	Разница пробегов, мм*	Отклонения по пробегу пучка, мм*	Заданный ход детектора, мм*	Измеренный ход детектора, мм*	Отклонения хода детектора, мм*	Время, с	Скорость, мм/с
DATA1	0	160,1	–	–	170	170,0	0,0	31,5	5,4
DATA2	37,5	122,7	37,4	0,1	140	138,5	1,5	26,1	5,3
DATA3	75	85,3	74,8	0,2	100	100,0	0,0	18,5	5,4
DATA4	112,5	48,4	111,7	0,8	60	58,5	1,5	10,8	5,4
* Значения представлены в миллиметрах воды.									

что говорит о хорошем совпадении задних спадов обеих кривых. Разница в амплитудах пика составила около 2 %. Эта разница объясняется различными средами замедлителя, использованными во время эксперимента (для ИК – оргстекло, для минидозографа – вода). В целом наблюдается хорошее совпадение кривых по всему пробегу.

Заключение

Разработанное устройство для измерения глубинно-дозовых распределений медицинского протонного пучка в настоящее время успешно применяется для обеспечения гарантии качества в радиотерапии на пучках фазотрона. Измерения, проводимые с помощью прибора, служат для оценки качества сформированного терапевтического пучка, соответствия измеренного пробега и запланированного для облучения, однородности сформированного дозового распределения, а также точности изготовленных индивидуальных формирующих устройств (болюсы, гребенчатые фильтры). Устройство достаточно просто в изготовлении, надежно, необходимы малое время и трудозатраты для ввода его в эксплуатацию.

Список литературы:

1. *Савченко О.В.* Состояние и перспективы применения новых клинических методов диагностики и лечения раковых заболеваний на основе использования имеющихся в ОИЯИ пучков частиц и ионов / Сообщение ОИЯИ, 2-7195, Дубна, 1996.
2. *Кутузов С.А.* Устройство для автоматизированного измерения дозных полей / Сообщение ОИЯИ, Р10-194, Дубна, 1989.
3. *Fraas F. et al.* Quality Assurance for Clinical Radiotherapy Treatment Planning / Report of AARM Radiation Therapy Committee Task Group № 53 // Medical Physics. 1998. № 10. Vol. 25. PP. 1773-1829.
4. *Агапов А.В. и др.* Методика трехмерной конформной протонной лучевой терапии // Письма в ЭЧАЯ. 2005. № 6. С. 80-86.
5. *Антюхов В.А. и др.* Цифровые блоки в стандарте КАМАК / Сообщение ОИЯИ, 10-90-589, Дубна, 1990.
6. *Абазов В.М. и др.* Аппаратура на линии с ЭВМ для сканирующего ротационного облучения на пучках тяжелых заряженных частиц / Сообщение ОИЯИ, 18-80-156, Дубна, 1980.
7. *Mather R., Segre E.* Range Energy Relation for 340 MeV protons // Physical Review. 1951. Vol. 84. № 2. PP. 191-193.

Алексей Валерьевич Агапов,
мл. научный сотрудник,
Геннадий Валентинович Мицын,
начальник НХП «Отдел фазотрона»,
Сергей Васильевич Швидкий,
зам. начальника НХП «Отдел фазотрона»,
Константин Николаевич Шипулин,
мл. научный сотрудник,
Объединенный институт ядерных исследований,
г. Дубна,
e-mail: agapov@jinr.ru

Л.В. Владимиров, А.А. Козлов, А.Н. Черний

Компактная проходная ионизационная камера с антивибрационными свойствами для мониторинга дозы и мощности дозы при рентгенодиагностике

Аннотация

В статье приведены описание и технические характеристики проходной ионизационной камеры, предназначенной для мониторинга дозы и мощности дозы на коже пациента при рентгеноскопии. Проходная ионизационная камера располагается между выходным окном рентгеновского излучателя и коллиматором рабочего пучка рентгеновского излучения.

Проблема радиационной безопасности в рентгенодиагностике по-прежнему остается в центре внимания специалистов по радиационной безопасности. В настоящее время, в соответствии с требованиями стандарта IEC 580-77 и российского стандарта ГОСТ Р МЭК 580-98, фирмой «Доза» производятся дозиметры для определения дозы радиации, получаемой пациентом при рентгенодиагностических процедурах.

В этих дозиметрах используется рентгенопрозрачная плоскопараллельная камера, которая устанавливается на выходе рентгеновского коллиматора. Помимо рентгеновской прозрачности (алюминиевый эквивалент ослабления камеры ~ 0,3 мм), камера должна быть прозрачна и для света оптического центратора (коэффициент пропускания света лампы оптического центратора ~ 75 %).

Данные приборы измеряют произведение дозы на площадь в сантигреях на квадратный сантиметр. Затем производится пересчет в эффективную дозу, выраженную в зивертах, с использованием соответствующих методик (МУК 2.6.1.1797-03). Однако практических рекомендаций по числовым значениям, ограничивающим допустимые значения эффективных доз при рентгенодиагностике, не существует. Полученные значения эффективных доз в основном используются для статистического учета и выявления тенденций уменьшения или увеличения дозовых нагрузок на население при рентгенодиагностических процедурах по регионам и отдельным медицинским учреждениям, а также в связи с внедрением в медицинскую диагностику новой рентгенодиагностической аппаратуры.

Таким образом, до настоящего времени нет документов, нормирующих значения эффективных доз пациента. Дальнейшим развитием нормативной документации, ограничивающей дозовые нагрузки при рентгенодиагностике, является международный стандарт IEC 60601-2-54 «Изделия медицинские электрические – Часть 2 – 54: Частные требования безопасности с учетом основных функциональных характеристик рентгеновских аппаратов для рентгенографии и рентгеноскопии».

В данном стандарте впервые вводятся числовые ограничения на значения дозы и мощности дозы на кожу пациента в режиме рентгеноскопии. Так, при мощности на входе в пациента, превышающей 88 мГр/мин, должен включаться непрерывный звуковой сигнал, оповещающий о том, что рентгеноскопия проводится при высоком уровне мощности дозы. Однако аппарат при этом режиме сохраняет работоспособность. При двойном превышении значения опорной мощности дозы 2 х 88 = 176 мГр/мин в режиме просвечивания аппарат не должен быть работоспособен.