

P13-2013-27

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

ОДНОМЕРНЫЙ АНАЛИЗАТОР ДОЗНОГО ПОЛЯ
МЕДИЦИНСКОГО ПРОТОННОГО ПУЧКА
В РАДИОТЕРАПИИ

Направлено в журнал «Медицинская техника»

Одномерный анализатор дозного поля
медицинского протонного пучка в радиотерапии

В Лаборатории ядерных проблем ОИЯИ 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 для дальнейшего развития 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.

Работа выполнена в Лаборатории ядерных проблем им. В. П. Дзелепова ОИЯИ.

Препринт Объединенного института ядерных исследований. Дубна, 2013

One-Dimensional Field Analyzer of Medical Proton Beam
in Radiotherapy

A Medical-Technical Complex for hadron radiotherapy of cancer patients based on the 660 MeV proton Phasotron has been constructed and put into operation at JINR. Upgrading of methods, hardware and software for radiotherapy is one of the main tasks for further development of the Facility. This article concerns one of the fields of this work: that is the development of equipment for conformal proton beam therapy and dynamic irradiation of deep lying target — the construction of a device for measurement of proton beam depth-dose curve in a treatment room.

The investigation has been performed at the Dzheleпов Laboratory of Nuclear Problems, JINR.

Preprint of the Joint Institute for Nuclear Research. Dubna, 2013

ВВЕДЕНИЕ

При облучении глубоко расположенных опухолей пучками тяжелых заряженных частиц, таких как протоны, терапевтический эффект в сильной степени зависит от точности формирования дозовых распределений. В связи с этим в Медико-техническом комплексе (МТК) ЛЯП ОИЯИ [1] были разработаны анализаторы для измерения дозовых полей и других физических параметров пучка. Так, например, прибор «изодозограф» [2], разработанный в МТК еще в 1989 г., и на сегодняшний день применяется для измерения трехмерных распределений поглощенной дозы в воде. Полупроводниковый детектор с помощью механизма перемещения движется в трех взаимно ортогональных направлениях в ванне, выполненной в виде куба из оргстекла и наполненной водой. Результатом работы прибора являются относительные значения дозы, измеренные с помощью детектора, и соответствующие им значения 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. Основным же недостатком данного прибора можно считать его массу (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 во время проведения сеансов протонной терапии в МТК ЛЯП ОИЯИ для обеспечения гарантии качества лечения [3]. Поэтому основными критериями при разработке нового анализатора для измерений глубинно-дозовых распределений («мини-дозографа») являлись простота и быстрота его приведения в рабочее положение, небольшой объем ванны и, следовательно, низкая масса всего устройства. Возможностью быстрого получения трехмерной информации о распределении пучка в данном случае пришлось пожертвовать. Применение в анализаторе шаговых двигателей обеспечило необходимую точность измерений (около 0,3 мм) и достаточно высокую скорость перемещения детектора (5 мм/с).

Одним из этапов обеспечения гарантии качества трехмерной конформной протонной лучевой терапии является 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 анализатора скорость измерений является одним из основных показателей эффективности его работы.

Исходя из сказанного, применение анализатора «изодозограф» для данных измерений является нецелесообразным.

Помимо этого в МТК ЛЯП ОИЯИ 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 «мини-дозографа» обеспечит требуемые параметры измерений.

1. КОНСТРУКЦИЯ УСТРОЙСТВА

Конструкция «мини-дозографа» включает в себя ванну в виде параллелепипеда, выполненную из оргстекла и наполненную водой, в объеме которой с помощью одномерного 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, а следовательно, и ход детектора выбран таким образом, чтобы обеспечить измерение глубинно-дозового распределения терапевтического протонного пучка с энергией 230 МэВ по всей длине его пробега.

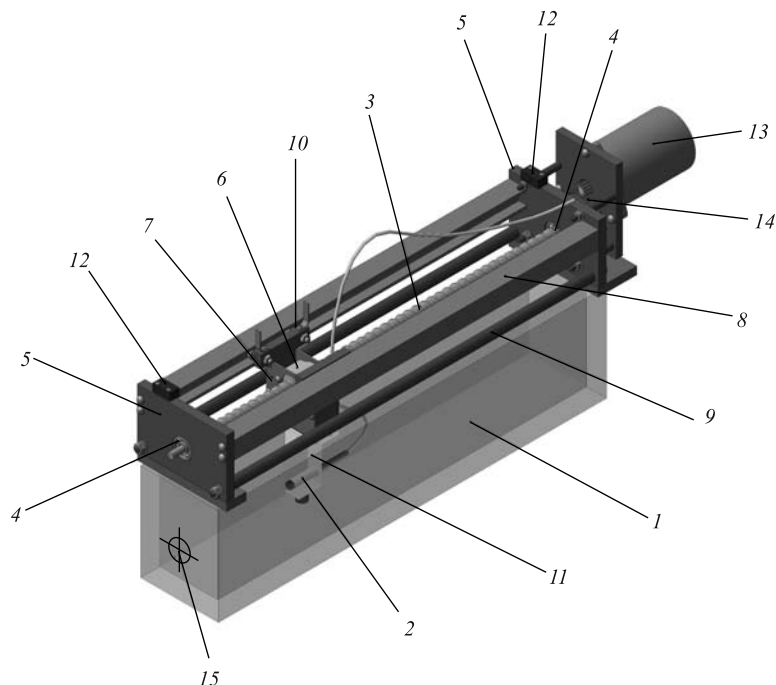


Рис. 1. Общий вид анализатора для измерения глубинно-дозовых распределений медицинского протонного пучка («мини-дозографа»): 1 — ванна; 2 — детектор; 3 — «червяк»; 4 — подшипники; 5 — боковины; 6 — гайка; 7 — каретка; 8 — направляющие рельсы; 9 — горизонтальные шпильки; 10 — подшипники каретки; 11 —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

Для определения крайних положений (минимальная и максимальная толщина воды перед детектором) и калибровки координат «мини-дозографа» 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 «мини-дозографом» осуществляется с помощью блоков в стандарте КАМАК [5], связанных с помощью контроллера крейта с персональным компьютером, а также блоков устройства управления терапевтическим креслом МЕЗОН [6].

2. ПРИНЦИП РАБОТЫ И ТЕХНИЧЕСКИЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ УСТРОЙСТВА

В рабочем положении «мини-дозограф» размещается в процедурной кабине Медико-технического комплекса на специальной подставке, устанавливаемой на терапевтическом кресле таким образом, чтобы ось ванны совпала с осью выведенного в кабину протонного пучка. В ванну заливается вода. После этого анализатор 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 «мини-дозографа», когда каретка механизма одномерного линейного перемещения находится в начальном положении (минимальная толщина воды перед детектором) и касается ближнего по пучку концевого выключателя.

С помощью персонального компьютера (ПК) задаются параметры измерения, такие как максимальное положение детектора для данного измерения, количество проходов и шаг измерения. Во время работы «мини-дозографа» 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).

Кроме того, существует возможность получения более детальной информации о выведенном пучке, такой как двумерное или трехмерное распределение глубинно-дозового распределения (см. далее). Данный вид измерений позволяет оценить однородность сформированного дозового распределения, что является одним из основных требований в лучевой терапии [2].

В разработанном в МТК ЛЯП ОИЯИ анализаторе дозного поля медицинского протонного пучка в качестве детектора используется полупроводниковый датчик (ППД), произведенный в ОАО «Институт физико-технических проблем» (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 2 × 2 мм, а толщина полупроводника, в основном определяющая про-

пространственное разрешение, равна 0,3 мм. Таким образом, при дискретности перемещения детектора в 1 мм пространственное разрешение полупроводника обеспечивает достаточную точность измерений.

Выбор ППД p -типа обусловлен его меньшей зависимостью показаний от мощности дозы и накопленной дозы по сравнению с детекторами n -типа. Типичная зависимость чувствительности от мощности и накопленной дозы для ППД p - и n -типа приведена на рис. 2. Очевидно преимущество p -типа перед n -типом [7].

Технические характеристики разработанного «мини-дозографа» приведены в табл. 1.

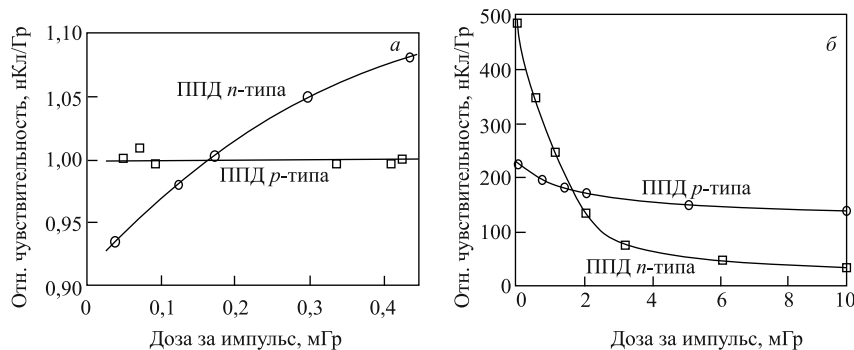


Рис. 2. Зависимости относительной чувствительности ППД n - и p -типа от мощности дозы (а), накопленной дозы (б)

Максимальный ход детектора выбран таким образом, чтобы обеспечить измерение пучка протонов с максимальной энергией 230 МэВ и пробегом в воде 350 мм.

Поперечное сечение рабочего объема ванны равно 50×50 мм. Таким образом, при толщине стенки ванны около 10 мм габаритные размеры ванны составили $60 \times 60 \times 370$ мм, а масса анализатора с заполненной водой ванной — около 3 кг.

3. БЛОК УПРАВЛЕНИЯ УСТРОЙСТВОМ

На рис. 3 представлена функциональная схема управления анализатором дозного поля медицинского протонного пучка.

Управление осуществляется из помещения пультовой с использованием нескольких блоков в стандарте КАМАК, блоков устройства управления терапевтическим креслом МЕЗОН и персонального компьютера ПК. Анализатор, а также мониторная камера и усилитель сигналов размещаются в процедурной кабине, куда выводится протонный пучок.

Оператор ПК через специально разработанную в среде Borland Pascal программу управления «мини-дозографом» IZIA_JR.exe задает параметры из-

мерения, такие как начальное и конечное положение детектора (рабочий ход), шаг, с которым необходимо проводить измерения (от 1 мм или более), и количество измерений (проходов детектора). Перед началом цикла измерений производится калибровка анализатора. По запросу программы управления с ПК через блоки КАМАК (контроллер крейта КК009 и регистр ввода/вывода КИ015) и блок крайних положений в устройстве МЕЗОН считываются данные с концевых выключателей «мин./макс.». Если детектор находится не в

Таблица 1. Технические характеристики «мини-дозографа»

Параметр	Значение
Тип двигателя	Шаговый
Скорость перемещения детектора	5 мм/с
Материал ванны	Оргстекло
Габаритные размеры ванны	60 × 60 × 370 мм
Толщина стенки ванны	10 мм
Рабочая среда	Вода
Тип детектора	Кремниевый полупроводниковый
Максимальный ход детектора/направление	350 мм/горизонтально
Точность позиционирования детектора	±0,3 мм
Возможность смещения устройства по горизонтальным и вертикальным осям	да
Максимальная энергия измеряемого протонного пучка	230 МэВ
Объем ванны	1,5 л
Масса устройства с заполненной ванной	3 кг

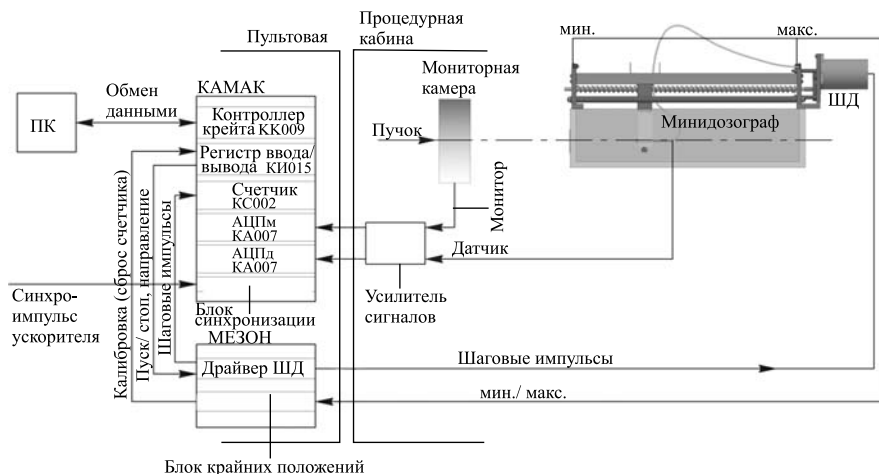


Рис. 3. Функциональная схема управления «мини-дозографом»

крайнем положении (концевые выключатели не сработали), то программа подает команды «пуск» и «направление» на драйвер шагового двигателя (ШД) устройства МЕЗОН. Драйвер ШД формирует шаговые импульсы с определенной фазовой последовательностью, которые поступают на двигатель. Частота импульсов, а также их фаза определяют скорость и направление вращения вала ШД. Двигатель перемещает детектор в положение «мин.». После срабатывания концевого выключателя генерируются сигналы «сброс» блоком крайних положений для сброса показаний счетчика, выполненного на блоке КС002 стандарта КАМАК, и «стоп» программой управления ПК для остановки вращения вала ШД. После калибровки начинается цикл измерений.

Программа управления с ПК посредством блоков КК009 и КИ015 подает команды «пуск» и «направление» на драйвер ШД. ШД начинает перемещать детектор в направлении положения «макс.». Одновременно с этим шаговые импульсы драйвера ШД считываются счетчиком КС002, результат счета которого обрабатывается и передается через КК009 и КИ015 в программу управления на ПК. Программа сравнивает показания КС002 и заданное оператором значение рабочего хода и при равенстве этих показаний генерирует сигнал «стоп» для ШД. Если задано несколько проходов, то снова генерируются команды «пуск» и «направление», которые перемещают детектор в противоположную сторону (по направлению к концевому выключателю «мин.»), одновременно обрабатывая показания с КС002.

Сбор данных о дозовом распределении пучка осуществляется следующим образом. При перемещении детектора в ванне ионизационные потери протонного пучка в кремнии преобразуются в ток полупроводникового диода. После прохождения усилителя сигналов амплитуда импульса оцифровывается аналого-цифровым преобразователем детектора (АЦПд) блока КА007 стандарта КАМАК. Источником протонного пучка является ускоритель ЛЯП — фазотрон. Пучок ускорителя выводится в импульсном режиме с длительностью импульса 40 мкс и с интервалом в 4 мс. Для синхронизации измеряемых детектором данных с пульсациями интенсивности пучка ускорителя применяется специальная плоскопараллельная ионизационная мониторная камера. На выходе камеры при прохождении через нее протонного пучка формируется «мониторный» сигнал, который также усиливается и оцифровывается аналого-цифровым преобразователем монитора (АЦПм) блока КА007. Оцифрованные и синхронизованные по импульсам с ускорителя с помощью блока синхронизации данные поступают через блоки КК009 и КИ015 в программу управления на ПК, где сигнал детектора нормируется по данным «монитора». Во время измерения на экране монитора ПК строится глубинно-дозовое распределение в реальном режиме времени, где по оси ординат отложены значения хода детектора в миллиметрах, а по оси абсцисс — нормированное значение сигнала с детектора, отражающее относительную поглощенную дозу протонного пучка в ППД.

Программа имеет защиту от сбоев (пропусков импульсов пучка) в работе ускорителя. При сбое (отсутствии сигнала «монитор») программа переходит в режим ожидания, после появления пучка работа программы возобновляется. Также оператор может в течение работы программы управления отдавать команды «пауза» и «стоп» для прерывания измерения, чтобы внести определенные коррективы в измерительный процесс (например, подстройка пучка ускорителя), не останавливая полностью процесс измерения и не входя в кабину, и для досрочного окончания измерения соответственно. После окончания работы генерируется файл, содержащий данные проведенных измерений.

Если требуется провести более сложные измерения, такие как получение двумерного или трехмерного распределения поглощенной дозы протонного пучка, то программа управления задействует блоки устройства МЕЗОН, управляющие перемещением терапевтического кресла, на котором размещен анализатор. Набор данных достигается многократными измерениями распределения в продольном направлении, совмещенными с движением кресла ортогонально относительно оси пучка в горизонтальном направлении (влево/вправо) и в вертикальном направлении (вверх/вниз) с шагом от 1 мм. Таким образом, результатом таких измерений будут матрицы данных с набором значений относительных доз и соответствующих им значений положений детектора (X), горизонтальных (Y) или (и) вертикальных (Z) координат.

На рис. 4 показан пример таких измерений для немодифицированного протонного пучка диаметром 50 мм с энергией около 150 МэВ.

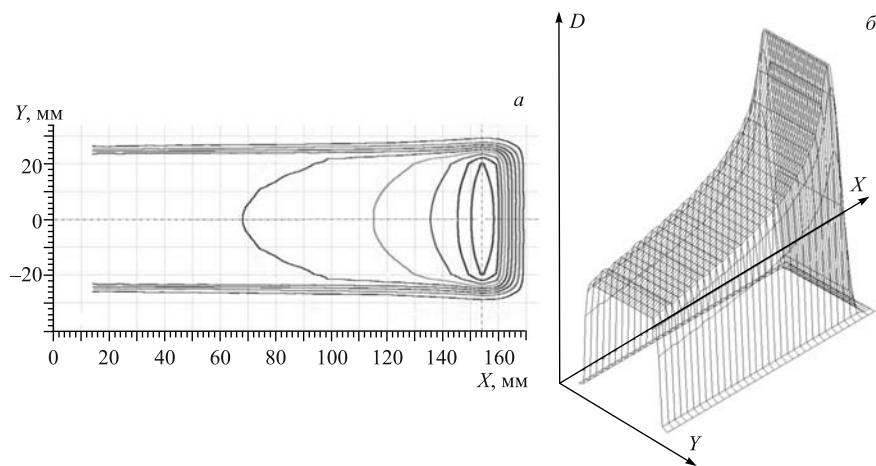


Рис. 4. Двумерное распределение в виде изодозовых кривых (а) и трехмерное распределение (б) поглощенной дозы протонного пучка. Трехмерное распределение представлено в виде трехмерной матрицы точек, соединенных линией сплайн. Оси координат: X — ход детектора в воде (в мм); Y — поперечный размер пучка (в мм); D — относительная поглощенная доза

К недостаткам схемы управления можно отнести привязку разработанного анализатора к блокам стандарта КАМАК и блокам специализированного устройства управления терапевтическим креслом МЕЗОН, что делает невозможным применение «мини-дозографа» для измерения медицинских протонных пучков в других ускорительных комплексах. В свете перспектив развития протонной терапии в России и создания специализированных протонных центров видится необходимость решения этой проблемы. В дальнейшем планируется разработка новой схемы управления, совместимой с ОС Windows или Linux, а также создание новых блоков управления и съема информации.

4. ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНАЯ ПРОВЕРКА УСТРОЙСТВА

Испытания «мини-дозографа» проводились в процедурной кабине МТК, куда был выведен протонный пучок фазотрона с фиксированной энергией около 150 МэВ. Цель эксперимента — апробация всех электронных блоков, механических узлов и программного обеспечения, а также проверка характеристик разработанного анализатора. Во время проверки использовались линейка с ценой деления 1 мм, закрепленная на направляющем рельсе «мини-дозографа» для оценки точности перемещения детектора в ванне; секундомер с точностью измерений 0,1 с; набор замедлителей из оргстекла различной толщины; дозиметр Unidos производства фирмы PTW Freiburg (Германия) с плоскопараллельной ионизационной камерой Marcus.

Эксперимент состоял из двух этапов. На первом оценивалась повторяемость ряда измерений, а также точность и скорость перемещения детектора «мини-дозографа». На втором — достоверность получаемых дозиметрических данных.

Во время первого этапа на оси протонного пучка, перед ванной «мини-дозографа», с помощью пластин из оргстекла были выставлены следующие значения толщин замедлителя (в мм воды): 0, 37,5, 75 и 112,5.

С помощью «мини-дозографа» были получены глубинно-дозовые распределения (DATA 1–4), показанные на рис. 5.

Результаты проверки первого этапа сведены в табл. 2.

При построении кривых учитывалась дополнительная толщина замедлителя перед детектором, обусловленная конструктивными особенностями анализатора, которая составляет 13,3 мм воды (с учетом толщины стенки ванны, зазоров между внутренней стенкой ванны и поверхностью корпуса детектора и между поверхностью корпуса детектора и полупроводником). Измерения проводились с шагом 2 мм за четыре прохода детектора «мини-дозографа».

По кривым глубинно-дозовых распределений, построенных по данным DATA1–4, были определены значения средних пробегов $R_{82(1-4)}$, которые оценивались по заднему спаду пика Брэгга на уровне 82 % (колонка 3) [8].

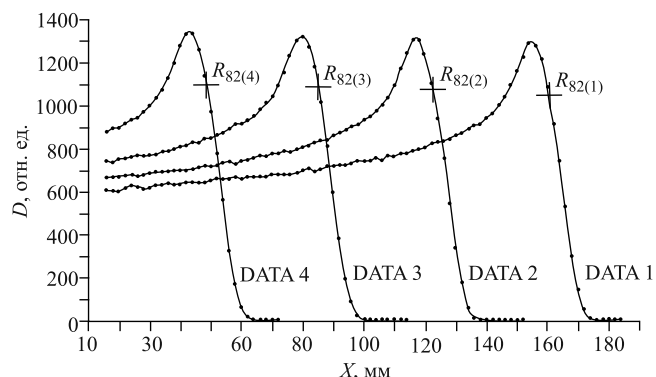


Рис. 5. Глубинно-дозовые распределения пучка протонов, измеренные «мини-дозографом» при толщине замедлителя 0 мм воды (DATA1), 37,5 мм воды (DATA2), 75 мм воды (DATA3), 112,5 мм воды (DATA4). Оси координат: X — толщина воды (в мм); D — поглощенная доза (в отн. ед.). R_{82} — средний пробег протонного пучка

Таблица 2. Результаты экспериментальной проверки «мини-дозографа»

1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
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	50,7	3,4
DATA2	37,5	122,7	37,4	0,1	140	138,5	1,5	41,9	3,3
DATA3	75	85,3	74,8	0,2	100	100,0	0,0	29,3	3,4
DATA4	112,5	48,4	111,7	0,8	60	58,5	1,5	17,2	3,4

*Значения представлены в мм воды.

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

Одновременно со снятием данных для первого этапа испытаний проводился замер точности позиционирования и скорости перемещения детектора при измерении. Для этого после каждого прохода проводилось снятие показаний хода с помощью линейки. Заданные через ПК значения максимального хода для каждого из четырех измерений (колонка 6) и измеренные линейкой показания реального хода (колонка 7) сравнивались между собой. Полученный результат отклонения реального положения детектора от заданного находится в колонке 8. Также для каждого измерения определялось время прохода

детектора от начального положения до заданного с помощью секундомера с точностью 0,1 с (колонка 9). Расчетное значение скорости перемещения детектора приведено в колонке 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. Кривая 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 «мини-дозографа», являются относительными значениями поглощенной дозы, тогда как данные ИК являются абсолютными. Для проведения сравнительного анализа необходимо нормировать обе кривые. Результат сравнения представлен на рис. 6.

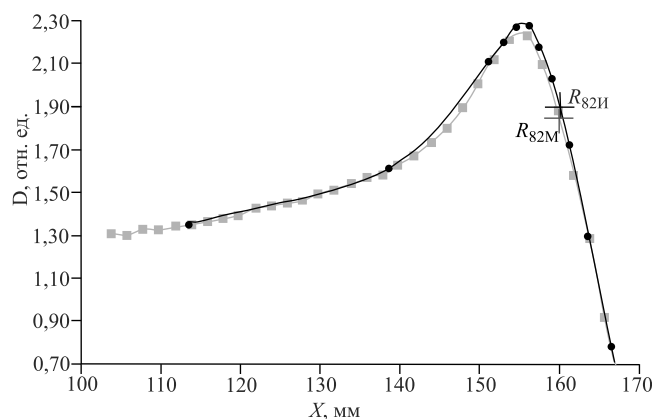


Рис. 6. Глубинно-дозовые распределения немодифицированного протонного пучка одной энергии (область пика Брэгга), полученные с помощью ИК Marcus (темная кривая, круглые маркеры) и «мини-дозографа» (светлая кривая, квадратные маркеры). Оси координат: X — толщина воды (в мм); D — относительная поглощенная доза. R_{82M} — средний пробег пучка, полученный с помощью «мини-дозографа», $R_{82И}$ — средний пробег пучка, полученный с помощью ИК

5. ОБСУЖДЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ

Полученные результаты отклонений по пробегу для данных DATA2–4 в первом этапе испытаний (см. табл. 2, колонка 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 (колонка 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 (колонка 10), что говорит о стабильности работ механизма привода анализатора и электронной схемы управления ШД. Однако полученное значение 3,4 мм/с меньше заявленной в техническом задании скорости 5 мм/с (см. табл. 1). Это объясняется использованием в качестве драйвера стандартного блока управления шаговым двигателем устройства МЕЗОН и применением двигателя с большим угловым шагом ротора. В дальнейшем планируется подстройка существующего блока или создание специализированного блока драйвера ШД для «мини-дозографа» в стандарте МЕЗОН, а также смена ШД на двигатель, более подходящий по параметрам. Следует отметить, что полученная скорость вполне приемлема для одномерных измерений.

На втором этапе испытаний основным критерием оценки достоверности полученных данных являлось совпадение полученных кривых по двум показателям — по форме кривой и по среднему пробегу (см. рис. 6). Разница измеренных средних пробегов R_{82M} и $R_{82И}$ не превысила 0,1 мм, 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 «мини-дозографа» — вода). В целом наблюдается хорошее совпадение кривых по всему пробегу (по всей глубине).

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Разработанный анализатор дозного поля 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 (болусы, гребенчатые фильтры). Анализатор достаточно прост в изготовлении, надежен, имеет малое время и трудозатраты для ввода его в эксплуатацию.

ЛИТЕРАТУРА

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 Р10-89-194. Дубна, 1989.
3. *Fraas F. et al.* Quality Assurance for Clinical Radiotherapy Treatment Planning // Report of AARM Radiation Therapy Committee Task Group No. 53. USA: Medical Physics. 1998. V. 25.
4. *Агапов А. В. и др.* Методика трехмерной конформной протонной лучевой терапии // Письма в ЭЧАЯ. 2005. № 6.
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. *Keys R. A., Purdy J. A.* Performance Evaluation and Acceptance Testing of a Radiation Field Analyzer // Med. Phys. 1994. V. 11.
8. *Mather R., Segre E.* Range Energy Relation for 340 MeV Protons // Phys. Rev. 1951. V. 84, No. 2.

Получено 21 марта 2013 г.

Редактор *Е. В. Сабаева*

Подписано в печать 26.04.2013.

Формат 60 × 90/16. Бумага офсетная. Печать офсетная.

Усл. печ. л. 1,0. Уч.-изд. л. 1,2. Тираж 245 экз. Заказ № 57973.

Издательский отдел Объединенного института ядерных исследований
141980, г. Дубна, Московская обл., ул. Жолио-Кюри, 6.

E-mail: publish@jinr.ru

www.jinr.ru/publish/