

УДК 621.386.85

СИСТЕМА КОНТРОЛЯ ПАРАМЕТРОВ ПРОТОННОГО ПУЧКА ПРИ РАДИОТЕРАПИИ

*Ю. Г. Будяшов^а, В. О. Карпунин^б, П. Е. Колонута^а, Г. В. Мицын^а,
А. Г. Молоканов^а, С. В. Швидкий^а*

^а Объединенный институт ядерных исследований, Дубна

^б Институт теоретической и экспериментальной физики, Москва

Для обеспечения гарантии качества протонной лучевой терапии, проводимой в медико-техническом комплексе Объединенного института ядерных исследований, была разработана и создана система контроля профилей и пробега протонного пучка, функционирующая в реальном масштабе времени.

Для измерения горизонтального и вертикального профилей пучка в процедурной кабине была разработана и изготовлена многопроволочная ионизационная камера. Камера включает два анодных и три катодных электрода. Каждый анодный электрод состоит из 30 проволочек диаметром 0,1 мм, натянутых с шагом 3 мм.

Для контроля пробега пучка задействованы четыре промышленных диода типа 2D212A, предназначенных для использования в радиотехнике. Система установлена перед первым коллиматором в периферической зоне пучка и не вносит искажения в его используемую часть.

Выходные сигналы с камеры и диодов оцифровываются специально разработанным блоком, связанным с персональным компьютером. В блоке использован так называемый «ТЕРА»-чип, представляющий собой 64-канальный 16-битный преобразователь «ток–частота».

Система в течение года проработала в сеансах протонной терапии и продемонстрировала свою надежность и чувствительность к параметрам протонного пучка. Точность определения асимметрии профиля пучка составляет 2 %, а изменения пробега — 0,2 мм воды.

A system for the on-line control of the proton beam profiles and range has been designed and constructed to guarantee the quality assurance of radiotherapy carried out in a Medical-Technical Complex of the Joint Institute for Nuclear Research.

To measure horizontal and vertical profiles of the beam in the treatment room, a multiwire ionization chamber has been designed and constructed. The chamber consists of two anode and three cathode planes. Each anode plane contains 30 wires 0.1 mm in diameter separated by 3 mm.

To control the range of the beam, four semiconductor diodes 2D212A for radio engineering application were used. The system is installed upstream a first collimator at a peripheral part of the beam, so it does not disturb the useful part of the beam.

Output signals from the ionization chamber and the diodes are processed by a specially constructed electronics connected to a personal computer. It utilizes 64-input 16-bit charge integrators (TERA chip).

One-year experience of the system operation in the proton therapy treatment sessions showed its high reliability and sensibility to the proton beam parameters. The accuracy of controlling the symmetry of the beam profiles is 2% and the range deviations — 0.2 mm of water.

ВВЕДЕНИЕ

Пучки ускоренных протонов в лучевой терапии позволяют формировать дозные поля существенно более конформные облучаемой мишени, чем это возможно при использовании конвенционального излучения (гамма-квантов, электронов). Это объясняется относительно малым боковым рассеянием протонного пучка, а также наличием в конце пробега

частиц максимума ионизации — пика Брэгга, за которым доза резко падает практически до нуля.

Протонные пространственные дозные поля характеризуются резким градиентом по краю поля — уменьшение дозы с 80 до 20 % происходит на расстоянии нескольких миллиметров, что позволяет уменьшить лучевую нагрузку на окружающие мишень здоровые ткани и повысить величину поглощенной дозы в радиорезистентных опухолях.

Эти преимущества протонной лучевой терапии (ПЛТ) позволяют врачу-радиологу с помощью компьютерной программы планирования моделировать облучение мишеней, непосредственно прилегающих к радиочувствительным структурам и органам тела пациента (ствол мозга, зрительные нервы и др.)

Для прецизионного воспроизведения рассчитанных дозных полей в сеансах протонной лучевой терапии необходимо, чтобы реальные параметры протонного пучка при облучении полностью соответствовали заложенным в программу планирования. К таким параметрам, в частности, относятся: горизонтальный и вертикальный профили пучка, его глубинное дозное распределение (кривая Брэгга), величина поглощенной дозы с каждого поля облучения.

Целью настоящей работы явились разработка и создание компьютеризированной системы контроля параметров протонного пучка непосредственно при проведении ПЛТ пациентов в медико-техническом комплексе (МТК) ЛЯП ОИЯИ [1]. Система включает следующие основные элементы:

- широкоапертурную проходную ионизационную камеру — монитор интенсивности пучка;
- профилометр — установленную на входе протонного пучка в процедурную кабину многопроволочную ионизационную камеру, предназначенную для контроля горизонтального и вертикального профилей пучка;
- систему полупроводниковых диодов, используемых в качестве детекторов ионизационных потерь пучка при прохождении его через вещество и позволяющих контролировать пробег пучка;
- многоканальный блок преобразователей ток–частота для измерения выходных сигналов профилометра и диодов;
- интерфейс КАМАК для передачи данных с измерительных приборов в персональный компьютер;
- компьютерную программу обработки и визуализации получаемых данных;
- систему контроля отпуска дозы при облучении пациентов.

1. КОНСТРУКЦИЯ МНОГОВОВОЛОЧНОЙ ИОНИЗАЦИОННОЙ КАМЕРЫ

Устройство многопроволочного профилометра — ионизационной камеры (ИК) — представлено на рис. 1. ИК состоит из трех высоковольтных, двух сигнальных (анодных) и двух защитных электродов, разделенных диэлектрическими рамками-прокладками толщиной 5 мм. Высоковольтные и защитные электроды выполнены из алюминиевой фольги толщиной 17 и 50 мкм соответственно. Анодный электрод представляет собой рамку, изготовленную из фольгированного стеклотекстолита, на которую натянуты и распаяны 30 проволочек из бериллиевой бронзы диаметром 100 мкм с шагом 3 мм. Проволочки двух электродов ориентированы ортогонально друг другу, что позволяет независимо измерять

горизонтальный и вертикальный профили протонного пучка. Сигнальные проволочки соединяются с контактами двух 32-штырьковых выходных разъемов, установленных на корпусе камеры.

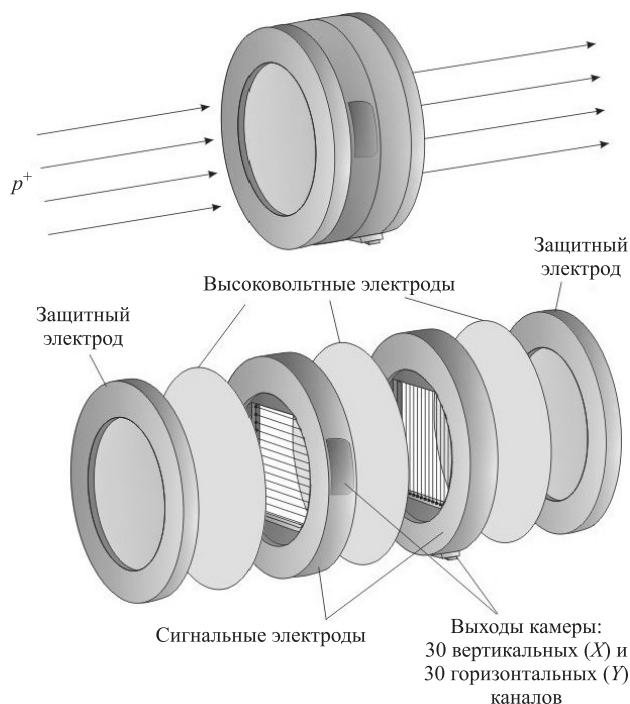


Рис. 1. Устройство многопроволочной ионизационной камеры

На высоковольтные электроды от внешнего стабилизированного источника питания подается постоянное отрицательное напряжение 1000 В, обеспечивающее линейный режим работы камеры в рабочем диапазоне интенсивности протонного пучка при незначительном уровне токов утечки на сигнальные проволочки.

Конструкция ионизационной камеры — монитора интенсивности пучка — аналогична конструкции профилометра за тем исключением, что анодная плоскость выполнена так же, как катодная.

2. КОНТРОЛЬ ПРОБЕГА ПУЧКА С ПОМОЩЬЮ ПОЛУПРОВОДНИКОВЫХ ДИОДОВ

Основным преимуществом протонов и других тяжелых заряженных частиц перед другими видами излучения применительно к лучевой терапии является увеличение их ионизирующей способности по мере проникновения в вещество. Кривая глубинного дозного распределения для этих частиц имеет характерный максимум в конце пробега (пик Брэгга), за которым доза резко падает до нуля. Величина энергии, выделяемой протонами в пике, может в несколько раз превышать эту же величину на входе в объект. Это позволяет подвести необходимую дозу к облучаемой мишени, максимально снизив

лучевую нагрузку на ткани и органы, расположенные на пути пучка, и практически не облучая область за опухолью.

Так как спад дозы от максимального до нулевого значения за пиком Брэгга происходит всего на нескольких миллиметрах воды, то даже при незначительном изменении глубины проникновения пучка в ткань пространственное распределение дозы относительно рассчитанного программой планирования может сильно исказиться. Это, в свою очередь, может привести к недооблучению опухоли или к переоблучению критических структур, непосредственно прилегающих к облучаемой мишени. Поэтому по радиологическим требованиям отклонение глубины проникновения пучка от требуемого значения не должно превышать 1 мм.

Условия формирования и транспортировки протонного пучка от фазотрона ЛЯП ОИЯИ к процедурным кабинам МТК таковы, что средняя энергия частиц в пучке в месте облучения пациентов может варьироваться в довольно широких пределах в течение сеанса терапии. Это обусловлено, в первую очередь, наличием различного рода нестабильностей магнитного поля в поворотных магнитах тракта транспортировки пучка. Поэтому необходимо контролировать пробег протонного пучка непосредственно во время облучения пациентов.

В разработанной системе для измерения относительных значений ионизационных потерь протонов используются промышленные радиотехнические диоды 2Д212А [2]. Чувствительный объем диодов представляет собой диск диаметром 3 мм и толщиной около 0,2 мм, что позволяет контролировать положение пика Брэгга протонного пучка с хорошим разрешением по глубине проникновения в вещество. Кроме того, они являются достаточно радиационно-стойкими и могут использоваться без замены в течение нескольких лет работы в сеансах протонной терапии.

Как правило, при проведении сеанса терапии в процедурную кабину выводится пучок только с одной фиксированной энергией. Перед началом сеанса пробег пучка измеряется анализатором пучка с помощью миниатюрного дозиметрического кремниевого детектора, перемещаемого в водном фантоме под управлением компьютера [3]. После этого установленное значение пробега нужно контролировать на протяжении всего сеанса терапии. Из этого следует, что к системе контроля пробега не предъявляется требование измерения абсолютного значения пробега пучка, необходимо лишь измерять его смещение.

Было проведено компьютерное моделирование с целью определения количества диодов, необходимого для измерения пробега пучка с заданной точностью. Оказалось, что для решения поставленной задачи достаточно использовать всего четыре диода, если два из них установить на подъеме пика Брэгга, а два других — на его спаде (рис. 2). В этом случае при не очень больших отклонениях пробега от номинального значения (до 10 мм воды) показания диодов хорошо аппроксимируются гиперболой и смещение пробега может быть вычислено с необходимой точностью.

Проведенные измерения кривой Брэгга с помощью диода 2Д212А показали, что изменение средней энергии пучка, при котором пробег смещается на 1 мм воды, приводит к изменению сигнала диода (в области пика на его градиентах) в среднем на 5%, что существенно превышает статистическую и аппаратную точность измерений (около 2%).

Аппаратная реализация этой идеи представлена на рис. 3. Замедлитель и диоды установлены ниже апертуры коллиматора, расположенного на входе пучка в процедурную

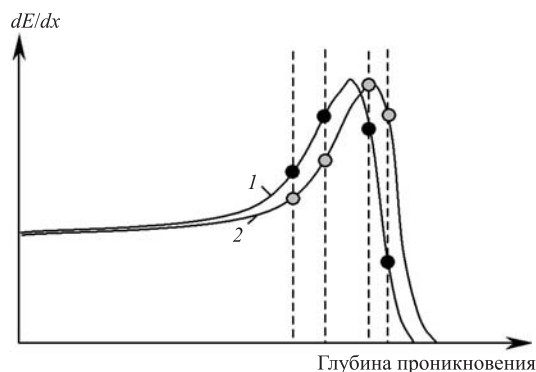


Рис. 2. Вид кривых Брэга и выбираемое на них расположение точек контроля: 1 — нормальная кривая; 2 — смещенная кривая

кабину. Таким образом, в полезную часть пучка, проходящую сквозь апертуру коллиматора и используемую для облучения пациентов, не вносятся никаких дополнительных искажений.

В качестве материала замедлителя был выбран дюралюминий, но возможно также использование и других материалов, например стали, так как измерения пробега пучка являются относительными. Он состоит из трех скрепляемых вместе деталей. Деталь 1 предназначена для учета разностей толщин дополнительного замедлителя для каждого из диодов, а также для крепления всей конструкции и диодов к коллиматору.

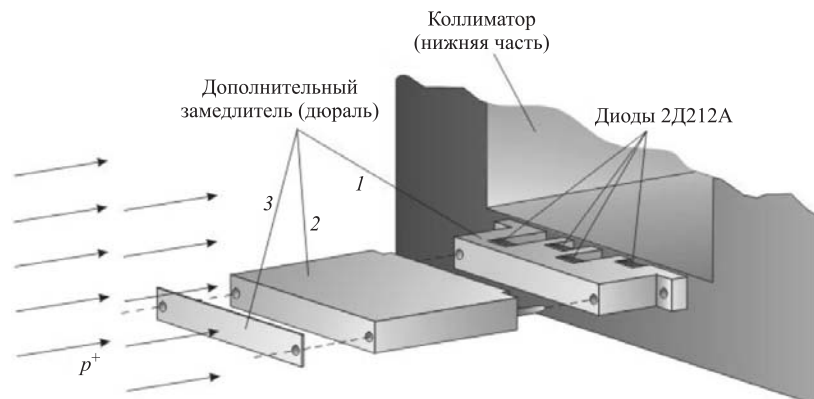


Рис. 3. Расположение диодов и дополнительного замедлителя относительно первого коллиматора и протонного пучка

Вторая часть замедлителя (деталь 2), легкоъемная, предназначена для основного гашения энергии протонов. При выводе в процедурную кабину пучка с другой энергией эта деталь может быть легко заменена на другую деталь нужной толщины. Деталь 3 предназначена для окончательного подбора суммарной толщины замедлителя с помощью дюралюминиевых пластин толщиной 1 мм.

3. ЭЛЕКТРОНИКА СЪЕМА ИНФОРМАЦИИ

В рабочем режиме при прохождении через ионизационную камеру и диоды терапевтического пучка протонов с сигнальных проволочек и диодов возникает ток порядка 0,1 нА. Для измерения этих сигналов был разработан и изготовлен модуль в стандарте КАМАК на основе микросхемы TERA [4]. Микросхема представляет собой 64-канальный 16-битный стробируемый преобразователь входного тока в пропорциональный ему цифровой код. Каждый канал состоит из двух частей: аналоговой и цифровой (рис. 4). Аналоговая часть состоит из конвертера ток–частота. «Квант» тока, соответствующий одному импульсу, составляет 600 фКл, что позволяет измерять входные токи в диапазоне от 0,1 нА до 1 мкА с точностью не хуже 1 %.

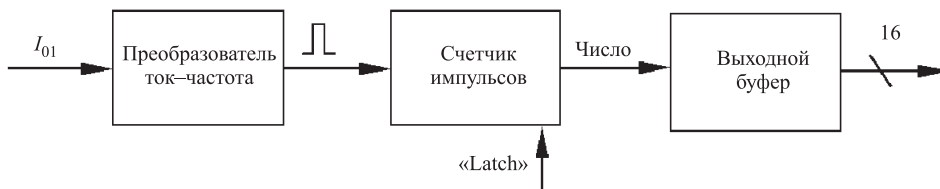


Рис. 4. Блок-схема одного из каналов БИС «TERA»

Импульсы с конвертера ток–частота поступают на 16-битный счетчик и выходной буфер. Внешней командой «Latch» данные со всех счетчиков одновременно записываются в выходные буферы и затем последовательно считываются в память компьютера.

Блок преобразователей установлен в процедурной кабине в непосредственной близости от камеры и диодов, что позволяет свести к минимуму уровень внешних наведенных сигналов и кросс-токов между каналами. Для его сопряжения с компьютером используются стандартные блоки КАМАК: регистр ввода-вывода КИ015 [5] и контроллер крейта КК009 [6], установленные в пультовом помещении.

4. СИСТЕМА ОТПУСКА ДОЗЫ

В состав системы отпуска дозы входят: мониторная плоскопараллельная ионизационная камера, преобразователь ток–частота, счетчик-частотомер, шестиразрядный десятичный установочный счетчик и управляющий блок (рис. 5).

Мониторная камера установлена на входе протонного пучка в процедурную кабину (после многопроволочной камеры). Ток с анодных плоскостей камеры подается на преобразователь ток–частота, выполненный в механическом стандарте КАМАК. С выхода преобразователя импульсы поступают на счетчик-частотомер для контроля интенсивности пучка и на шестиразрядный десятичный установочный счетчик блока отпуска дозы.

Установочный счетчик включает в себя собственно шестиразрядный десятичный счетчик, шестиразрядный десятичный регистр с устройством ввода числа и схемы сравнения чисел. Счетчик и регистр имеют визуальную индикацию содержащихся в них значений.

При равенстве записанного в регистр числа и набранного числа импульсов счетчиком схема сравнения чисел блокирует дальнейший набор числа счетчиком и подает сигнал на

управляющий блок. С управляющего блока запрещающий сигнал подается на блоки управления ускорителем для быстрого (около 50 мкс) прерывания пучка, а также дублируется на систему блокировок отключения ВЧ-системы ускорителя.

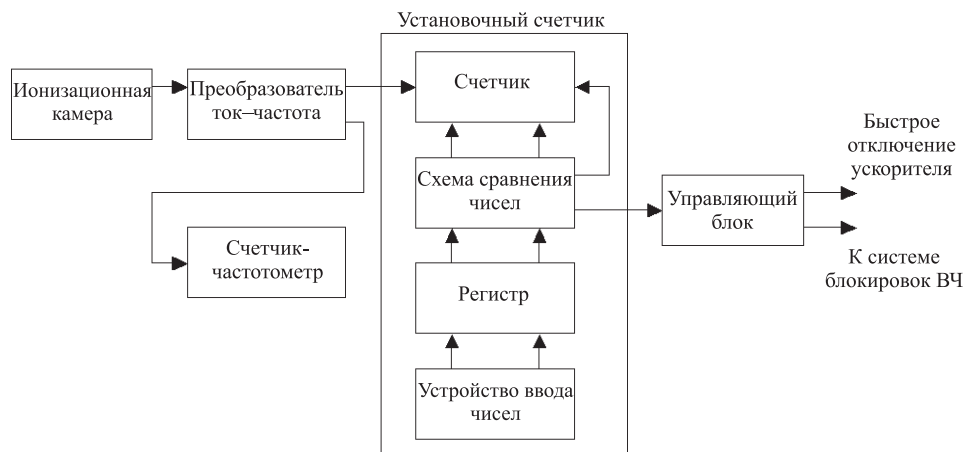


Рис. 5. Блок-схема системы отпуска дозы

В начале каждого сеанса радиотерапии проводится калибровка системы отпуска дозы с помощью поверенного клинического дозиметра, устанавливаемого в месте облучения пациентов. Эти измерения дают возможность пересчитать дозу, получаемую пациентом при облучении протонным пучком, в число импульсов преобразователя ток-частота.

Перед облучением пациента в регистр установочного счетчика заносится число, соответствующее заданной врачом дозе. При включении ускорителя начинается подсчет счетчиком числа импульсов, поступающих с преобразователя ток-частота. При достижении равенства значений, содержащихся в регистре и в счетчике (заданная доза и отпущенная доза), срабатывает схема сравнения чисел и происходит отключение ускорителя.

5. КОМПЬЮТЕРНАЯ ПРОГРАММА УПРАВЛЕНИЯ ИЗМЕРЕНИЯМИ

Для считывания, обработки и визуального представления информации с ионизационной камеры и диодов в среде «Turbo Pascal» была написана специальная компьютерная программа «Beam Control». Программа позволяет проводить измерения в различных режимах, выбираемых в зависимости от текущей задачи. Основные режимы описаны ниже.

Измерение фонового сигнала. Этот режим служит для измерения сигналов, поступающих без прохождения через детекторы протонного пучка, т. е. токов утечки, если таковые присутствуют. Измеренные данные заносятся в файл и сохраняются на жестком диске компьютера. Затем во время измерения сигналов уже при наличии пучка эти значения вычитаются из показаний детекторов.

Режим подбора толщины дополнительного замедлителя предназначен для измерения пика Брэгга в дюралюминии с помощью диодов системы. Он позволяет подобрать сум-

марную толщину дополнительного замедлителя в зависимости от выбранных «реперных» точек на полученной кривой.

Режим калибровки. Как уже было сказано выше, перед началом каждого сеанса терапии профили и пробег пучка в месте облучения пациентов настраиваются с помощью специального прибора — анализатора пучка. Сразу после этого запускается режим калибровки камеры и диодов. Выходные сигналы записываются в специальный файл и в дальнейшем используются в качестве эталона для сравнения с текущими значениями.

Контроль параметров пучка. В этом режиме программа позволяет проводить визуальное наблюдение как за горизонтальным и вертикальным профилями протонного пучка и пиком Брэгга, отображаемых на мониторе компьютера в виде гистограмм, так и за числовыми значениями величин отклонения контролируемых параметров от их значений, установленных при калибровке (рис. 6). При превышении хотя бы одного из параметров заданного в программе предела компьютер подает звуковой сигнал предупреждения и окрашивает соответствующую гистограмму в красный цвет.

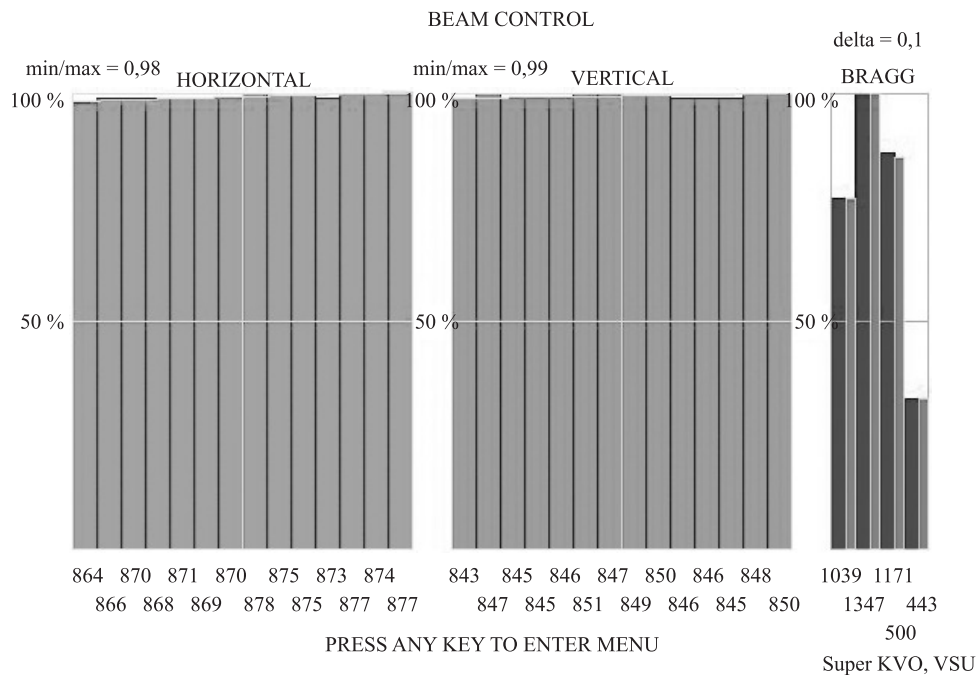


Рис. 6. Экран работы программы в режиме «контроля» при нормальных параметрах протонного пучка

Асимметрия профиля пучка относительно его оси вычисляется следующим образом. По измеренным значениям методом наименьших квадратов проводится усредненная прямая. Угол наклона этой прямой относительно оси абсцисс характеризует степень асимметрии пучка в соответствующем направлении. Точность контролирования этого параметра составляет около 2%.

Для удобства визуального наблюдения за изменением пробега протонного пучка в гистограмму «BRAGG» между столбцами синего цвета, показывающими текущие сигналы с диодов, вставляются красные столбцы, показывающие «идеальные» сигналы, полученные при калибровке и считываемые из файла. Если пробег уменьшается, то два левых синих столбца гистограммы становятся выше «идеальных» красных, а два правых, соответственно, ниже. Если пробег пучка увеличивается, то все происходит в обратном порядке.

Для определения количественного отклонения пробега от эталонного значения показания диодов аппроксимируются гиперболой. Смещение, выраженное в миллиметрах пробега в дюралюминии, преобразуется в соответствующее значение для воды и выводится на экран монитора («delta»). Точность определения смещения пика составляет 0,2 мм воды.

6. ОПЫТ ЭКСПЛУАТАЦИИ СИСТЕМЫ

На рис. 6 приведено изображение экрана монитора компьютера в режиме «контроля» при нормальных параметрах протонного пучка. Оба профиля, горизонтальный и вертикальный, не перекошены и представляют собой практически прямую линию. Измеренный пик Брэгга также почти полностью совпадает с «идеальным».

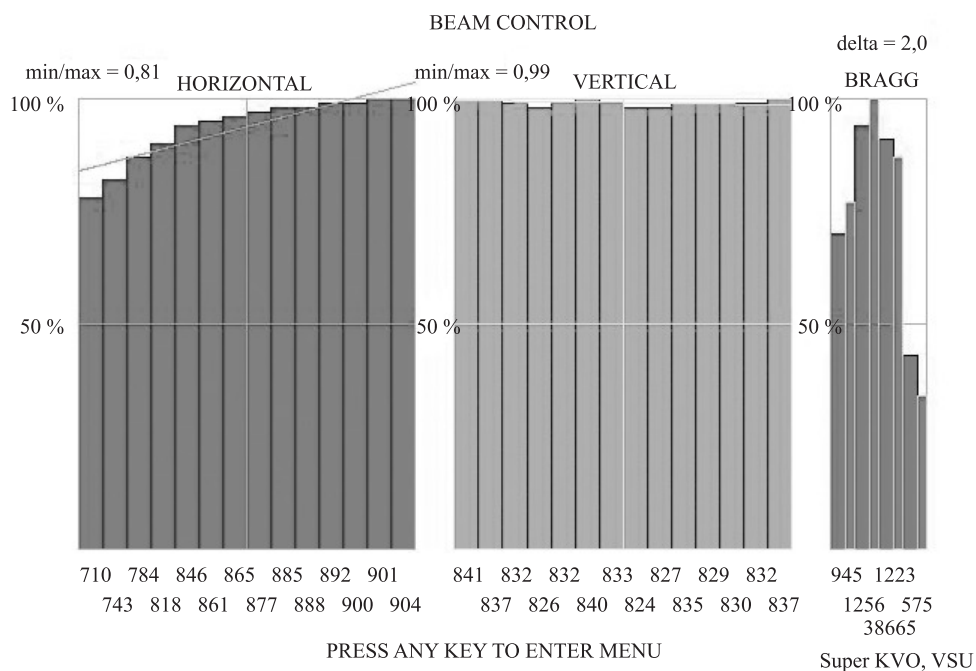
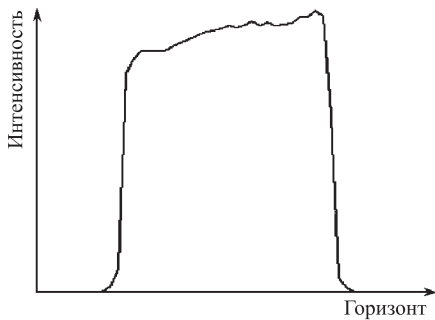


Рис. 7. Экран работы программы в режиме «контроля» при несимметричном в горизонтальном направлении профиле протонного пучка и увеличении пробега пучка на 2 мм воды

На рис. 7 представлено изображение экрана монитора в случае, когда протонный пучок с помощью отклоняющих магнитов был искусственно перекошен по горизонтали и его пробег был увеличен примерно на 2 мм воды.



Одновременно с помощью анализатора пучка и миниатюрного кремниевого детектора был измерен горизонтальный профиль в месте облучения пациента (рис. 8). Как можно видеть, имеется достаточно хорошее совпадение измеренных двумя приборами профилей. Некоторое возрастание интенсивности пучка по краям профиля на рис. 8 обусловлено так называемым коллиматорным эффектом — вкладом рассеянных на стенках коллиматора частиц.

Рис. 8. Горизонтальный профиль, измеренный с помощью анализатора пучка

Система контроля параметров пучка использовалась в течение года в сеансах протонной терапии, проводимых в МТК ЛЯП ОИЯИ, и показала свою исключительную полезность как для ускорения процесса вывода пучка в процедурную кабину, так и для обеспечения гарантии качества облучения пациентов.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. *Мицын Г. В. и др.* Дубненский центр адронной терапии, статус и перспективы // Материалы 3-го Российского науч. форума «Лучевая диагностика и лучевая терапия в клинике XXI в.». М., 2002. С. 109.
2. *Григорьев О. П. и др.* Диоды: Справ. М., 1990. С. 48.
3. *Кутузов С. А.* Устройство для автоматизированного измерения дозных полей. Сообщение ОИЯИ Р10-89-194. Дубна, 1989.
4. *Bonazzola G. C., Donetti M., Mazza G.* A VLSI circuit for the charge measurement of a strip ionization chamber // 6th Workshop on Heavy-Charged Particles in Biology and Medicine. GSI Report 1997-9 (G11).
5. *Антохов В. А. и др.* Цифровые блоки в стандарте КАМАК, разработанные для исследований на синхротроне. Сообщение ОИЯИ 10-11636. Дубна, 1978.
6. *Антохов В. А. и др.* Цифровые блоки в стандарте КАМАК, разработанные для исследований на синхротроне. Сообщение ОИЯИ Р10-87-928. Дубна, 1987.

Получено 1 марта 2005 г.