

УДК 621.382.8

ОПТИЧЕСКИЙ ДАТЧИК ДЛЯ ИЗМЕРЕНИЯ ПРОФИЛЯ СКАНИРУЮЩЕГО ПУЧКА ПРОТОНОВ НА МЕДИЦИНСКОМ УСКОРИТЕЛЕ “ПРОМЕТЕУС”

В. В. Сиксин

В работе рассматривается контактный оптический датчик для контроля профиля сканирующего пучка протонов на медицинском ускорителе “Прометеус” при проведении сеансов протонной терапии, состоящий из люминофорного экрана и быстрой цифровой видеокамеры GigaVision. Рассматриваются основные характеристики люминофоров, применяемых в оптическом датчике, оптическая схема датчика и характеристики видеокамеры GigaVision. Описывается компоновка конструкции всего детектора, именуемого многофункциональной камерой МИК, включающего падовую ионизационную камеру (ПИК). Рассмотрен алгоритм контроля допустимых плотностей интенсивности пучка и профилей пучка в каждом споте пучка за полный выпуск пучка из ускорителя. Рассмотрен принцип схемы контроля обнаружения отклонений пучка и отключения при этом ускорителя. Рассмотрено возможное применение элементов камеры МИК как для контроля сканирующего протонного пучка, так и для калибровки электронных ускорителей.

Ключевые слова: оптический датчик измерения профиля пучка, люминофорный экран, ионизационная падовая камера, быстрая видеокамера GigaVision.

В настоящее время в медицинских центрах, применяющих протонные ускорители, используются различные системы контроля профиля пучка в процессе проведения сеансов лучевой терапии. При проведении сеанса облучения пациента от ускорителя “Прометеус” перед пациентом, сохраняя привязку к единой системе координат xuz , устанавли-

ФИАН, 119991 Россия, Москва, Ленинский пр-т, 53; e-mail: antktech@yandex.ru.

вается многофункциональная камера МИК. Одной из основных особенностей компактного ускорителя “Прометеус”, является его узкий по ширине сканирующий “карандашный пучок”. Эта особенность дала возможность разработать падовую ионизационную камеру (ПИК), входящую в состав камеры МИК.

Ранее в работе [1] была предложена технология контроля пучка на ускорителе “Прометеус”. В этой работе [1] предложен метод контроля интенсивности пучка синхротрона при протонном облучении больных. Контроль основан на установке двух падовых камер на “теплой жидкости”: одной – на выходе из последнего сканирующего магнита, а второй – перед пациентом.

В статье [2] при калибровке пучка протонов от ускорителя “Прометеус” рассматривается использование цифрового детектора получения изображений (ЦДПИ), включающего оптический датчик и водный фантом, для калибровки протонного ускорителя “Прометеус” перед сеансом лучевой терапии. ЦДПИ после калибровки выдвигался из пучка и на его место усаживался пациент.

В этой статье рассматривается один из компонентов камеры МИК – оптический датчик (ОД) на основе люминофорного экрана (ЛЭ) и быстрой цифровой видеокамеры GigaVisionMars800-200. ЛЭ ориентирован строго перпендикулярно оси z пучка и обращён своей люминофорной стороной в сторону видеокамеры GigaVision, которая записывает изображение ЛЭ в момент прохождения каждого спота (части всего выпуска пучка из ускорителя) и передает его через “анализатор” места прохождения пучка через ЛЭ в компьютер. Далее в статье будет рассмотрена установка, включающая камеру МИК с ЛЭ, параметры применяемых люминофоров и общее устройство камеры МИК, состоящей из оптического датчика и многоканальной ионизационной падовой камеры, а также схемы контроля обнаружения отклонений параметров пучка от требуемых.

Основные параметры люминофорных экранов, применяемые для измерения профиля пучка в камере МИК. При работах по созданию камеры МИК, в которую входит в качестве одной из составляющих оптический люминофорный датчик, проводились исследования по измерению светового выхода люминофорных экранов. Материалом экрана датчика был выбран (ZnS, CdS):Ag.

При изготовлении датчиков для камеры МИК возможно использование различных люминофорных материалов, которые приводятся в табл. 1.

Т а б л и ц а 1

Цвет и длительность свечения исследованных порошковых люминофоров

Люминофор	Цвет свечения	Длительность свечения (10%), мкс	Применение
(ZnS, CdS):Ag	Зеленый	1250	Электронные и протонные пучки
ZnS	Зеленый	1250	Электронные и протонные пучки

К основным параметрам люминофорных материалов, используемых для диагностики пучка в ускорителях, относятся: световой выход, спектральный состав излучения и длительность сцинтилляций. Подробное рассмотрение процессов люминесценции не входит в рамки проведённой работы и хорошо описано в [3–5]. Люминофорный экран был изготовлен по нашим чертежам на фирме “ОАО Ренекс”. Это был порошковый люминофор (ZnS, CdS):Ag, который наносился на полиамидную пленку. Полная толщина экрана вместе с люминофором составляла 90 мкм. Введение примесей помогает регулировать такие свойства люминофоров, как время и спектр свечения. С точки зрения обеспечения ускорителя надёжным и эффективным датчиком диагностики, важной задачей при проектировании люминофорных экранов является подбор материала с необходимой световой эффективностью. Порошковые люминофоры для изготовления люминофорных экранов просты и недороги. ЛЭ камеры МИК изготавливался методом осаждения взвеси порошка в растворе на тонкую подложку из полиамида. Пространственное разрешение ЛЭ камеры МИК составляет 100 мкм. Основными составляющими конструкции оптического датчика являются: люминофорный экран и ПЗС-камера с объективом. Изображение пучка в датчике регистрируется быстрой монохромной ПЗС-камерой GigaVisionMars800-200. Экран выполнен в форме квадрата 90×90 мм², на поверхности которого нанесён рисунок сетки для пространственной калибровки оптического датчика (ОД).

Установка по измерению профиля сканирующего пучка с люминофорным экраном в составе камеры МИК. Люминофорный экран оптического датчика, входящего в состав камеры МИК, представляет собой пластину из полиамидной пленки, на которую нанесен слой порошкового люминофора (ZnS, CdS):Ag, помещаемую на пути протонного пучка. На рис. 1 приведена схема оптического люминофорного датчика, применяемого в камере МИК. В основе принципа действия датчика лежит люминесценция за счет

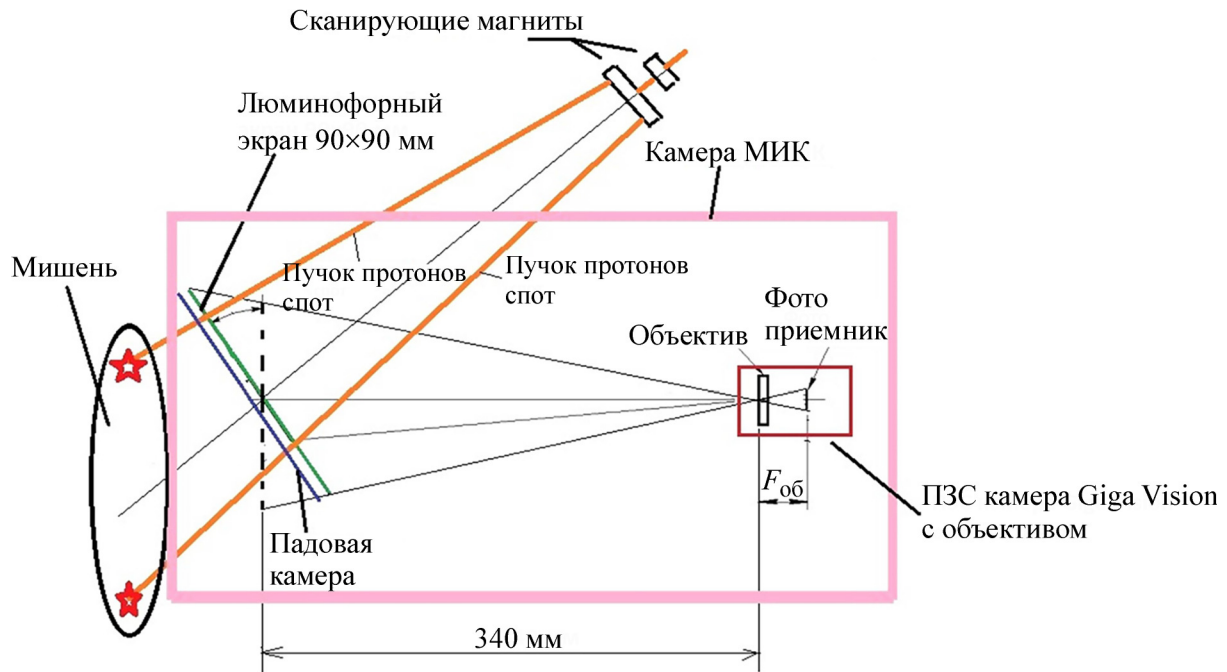


Рис. 1: Схема конструкции камеры МИК, включающей оптический датчик пучка, падовую ионизационную камеру (ПИК) и быструю видеокамеру.

ионизационных потерь в веществе люминофора, используемого для экрана, при попадании на него каждого спота пучка за полный выпуск ускорителя. Видимый свет, излучаемый люминофором при прохождении через него пучка, собирается оптической системой на матрице быстрой цифровой камеры GigaVisionMars800-200, и полученное изображение профиля поступает на компьютер с помощью программного интерфейса GigaVision. На рис. 1 приведена схема конструкции оптического датчика пучка и его оптическая схема в составе единой камеры МИК.

В качестве цифровой быстрой камеры была выбрана камера GigaVision модели Mars800-200. Далее приводятся расчеты по объективу для ТВ камеры Mars800-200.

Размер чувствительной области фотоприемника камеры (Onsemi Python 500) равен 3.84×2.88 мм². Размер экрана-люминофора равен 90 мм. Необходимо размер его изображения “вписать” в размер на фотоприемной матрице, равный 2.88 мм.

Геометрические соотношения из рис. 2 имеют следующий вид:

$$F_{об} = 340 \cdot \frac{2.88}{90}.$$

Тогда: $F_{об} = 10.88$ мм.

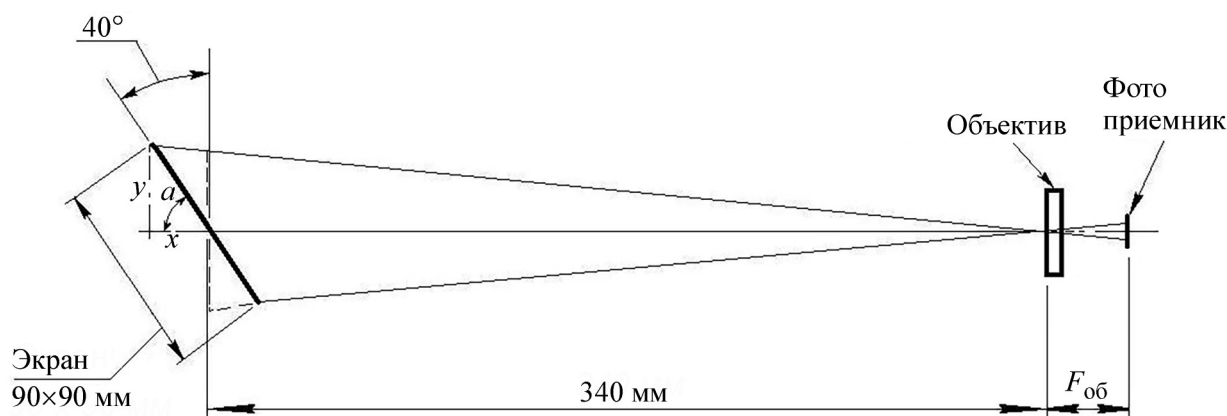


Рис. 2: Схема расчета оптической части оптического датчика.

Здесь наиболее целесообразно использовать вариант объектива типа: “Tamron 12VM412ASIR”. Объектив “Tamron 12VM412ASIR” имеет необходимое соединение с ТВ камерой типа C-mount, светосилу 1:1.2, а также позволяет вручную регулировать величину фокусного расстояния в диапазоне от 4 до 12 мм, что позволяет точно отрегулировать размер изображения экрана-люминофора в кадре с желаемым масштабом, а также уменьшить при необходимости расстояние до экрана-люминофора, изначально равное 340 мм (рис. 2), до значений ~ 200 мм.

Величина сдвига дальней (ближней) границы глубины резкости из-за наклона экрана-люминофора определяется как (рис. 2):

$$x = \frac{H}{2} \cdot \cos \alpha,$$

где H – размер экрана-люминофора (90 мм); α – угол наклона экрана ($90-40=50^\circ$).

Тогда $x \approx 29$ мм, а дальняя и ближняя границы резко изображаемого пространства должны быть равны $\sim 340 \pm 29$ мм, т.е. ~ 369 и ~ 311 мм, соответственно. Дальняя граница резко изображаемого пространства для объектива определяется как [6]

$$D_{\text{дальн}} = \frac{D_{\text{р}} \cdot F_{\text{об}}^2}{F_{\text{об}}^2 - d_{\text{п}} \cdot A \cdot (D_{\text{р}} + F_{\text{об}})},$$

где $D_{\text{р}}$ – дистанция до центра экрана-люминофора (340 мм); $F_{\text{об}}$ – фокусное расстояние объектива ($F_{\text{об}} = 10.88$ мм); $d_{\text{п}}$ – кружок нерезкости, равный размеру пикселя применяемого фотоприемника (0.0048 мм); A – знаменатель относительного отверстия объектива.

Тогда при светосиле объектива 1:1.2 значение $D_{\text{дальн}} = 345.9$ мм.

Ближняя граница резко изображаемого пространства определяется как:

$$D_{\text{бли}} = \frac{D_{\text{р}} \cdot F_{\text{об}}^2}{F_{\text{об}}^2 + d_{\text{п}} \cdot A \cdot (D_{\text{р}} + F_{\text{об}})}$$

Тогда при светосиле 1:1.2 значение $D_{\text{бли}} = 334.3$ мм. Таким образом, при светосиле 1:1.2 (при полностью открытой диафрагме), величина “ x ” составит ~ 6 мм вместо требуемых ~ 29 мм.

Для увеличения глубины резкости необходимо уменьшить светосилу от значения 1:1.2 (полностью открытая диафрагма) до значения $\sim 1:5.5$ (ориентировочно) с помощью ручной диафрагмы объектива “Tamron 12VM412ASIR”. Тогда: $D_{\text{дальн}} = 368.8$ мм, $D_{\text{бли}} = 315.3$ мм, что практически допустимо (значение “ x ” становится равным $\sim 25 \div 28$ мм) и обеспечит нужную резкость всей поверхности экрана-люминофора.

Необходимо также учесть, что при уменьшении светосилы с 1:1.2 до 1:5.5 чувствительность телевизионного канала “ТВ камера + Объектив” снижается в ~ 21 раз. Это, однако, при достаточной яркости экрана-люминофора не препятствует возможности получения практических кадров видеоизображений. В качестве цифровой видеокамеры в установке МИК применена быстрая видеокамера Mars800-200 с быстродействием 200 кадров в секунду. Эта камера позволит за один выпуск ускорителя, равный 1 сек, записать в компьютер до 50 спотов. Спот – это дробная часть сканирующего пучка, попадающего в мишень за один выпуск ускорителя. Основные параметры камеры приведены в табл. 2.

Т а б л и ц а 2

Характеристики видеокамеры Mars800-200

Разрешение ($H \times V$), пкс	800×600
Размер сенсора Onsemi Python 500	1/3.6"
Размер пикселя (мкм) ²	4.8×4.8
Частота кадров, к/с	200fps
Время экспозиции, с	1μs ~ 1s
Изображение	Ч/б
Интерфейс	Gigabit Ethernet (GigE)
Диапазон напряжения питания, В	С поддержкой PoE или с источником питания постоянного тока 6V ÷ 26V
Размер корпуса ($l \times w \times h$), мм	29.0×29.0×42.0 (88 г)
Крепление объектива	C-mount

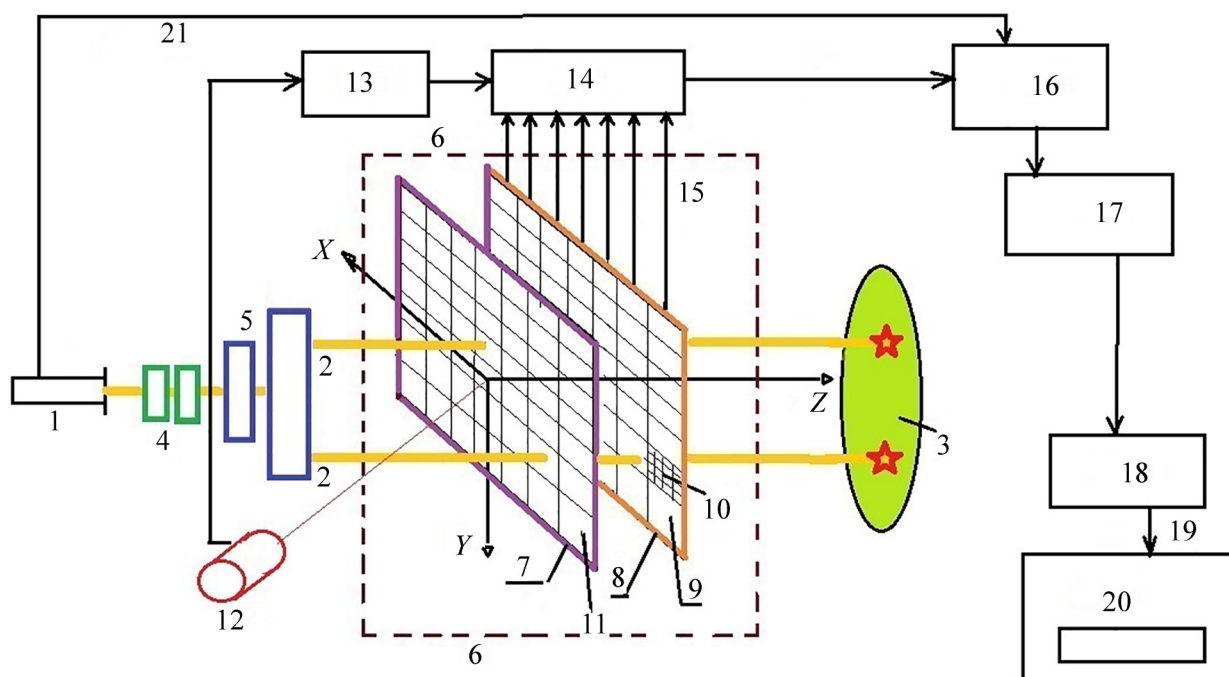


Рис. 3: Общая схема установки для контроля параметров спотов протонного пучка с помощью камеры МИК (6, 12), пояснения в тексте.

Установка камеры МИК с применением оптического датчика. Общая схема выбранного варианта многофункциональной ионизационной камеры (МИК) приведена на рис. 3. Установка включает ускоритель типа синхротрона 1 с пучком протонов 2 для облучения мишени 3, например, опухоли. Для привязки положения мишени 3 к оси пучка введена система координат xuz . Пучок протонов, выведенный из ускорителя 1, фокусируется двумя квадрупольными линзами 4 и проходит через сканирующие магниты 5. Координатно-чувствительная камера МИК находится в области, обозначенной пунктирной линией 6. Камера МИК состоит из двух элементов: люминофорного экрана 7 и координатно-чувствительной падовой ионизационной камеры (ПИК) 8, состоящей из “сенсорных ячеек” 9, и содержит также цифровую видеокамеру 12. Люминофорный экран (7) разделен на ячейки 11.

Каждая сенсорная ячейка 9 содержит n падов 10. Плоскости люминофорного экрана 7 и чувствительной камеры ПИК 8 перпендикулярны оси z . Камера МИК 6 располагается между вторым сканирующим магнитом и облучаемой мишенью 3. Протонный сканирующий пучок 2 в течение выпуска из ускорителя пучка, разделенного на споты, последовательно облучает сенсорные ячейки 9, каждая из которых содержит n падов

в ионизационной камере ПИК 8. Ось z , вдоль которой определяется глубина, строго проходит через центр осевой ячейки люминофорного экрана и через центр осевой сенсорной ячейки камеры ПИК. Ось x определяет ширину, а ось y – высоту профиля пучка. Каждая из ячеек 11 люминофорного экрана 7 отображается на кадре быстрой цифровой видеокамеры GigaVision 12. С помощью быстрой цифровой видеокамеры 12 и анализатора номера ячейки 13 определяют номер ячейки на люминофорном экране, через которую прошел спот пучка. Анализатор номера ячейки 13 выдает код на аналоговый мультиплексор 14, который подключен через токовые выводы 15 к каждой из сенсорных ячеек 9 чувствительной области камеры ПИК 8. Анализатор номера ячейки 13 формирует код номера сенсорной ячейки, через который прошел пучок за текущий спот. Максимальное значение номера ячейки люминофорного экрана равно N и совпадает с числом сенсорных ячеек камеры ПИК и внутри каждой из сенсорных ячеек 9 располагается по n координатно-чувствительных падов. На рис. 3 показаны два луча спотов пучка 2.

После определения номера ячейки со светящимся спотом с помощью анализатора 13, этот номер в виде кода передается на аналоговый мультиплексор 14, число вводов 15 которого равно N и совпадает с числом сенсорных ячеек в камере ПИК 8. Сигналы 15 профиля пучка с n падов сработавшей сенсорной ячейки поступают на вход аналогового мультиплексора 14 и на считывающую электронику 16. Запуск считывающей электроники задается от триггера 21 от ускорителя 1. За каждый выпуск ускорителя для сканирующих магнитов сканирующий “карандашный пучок” облучает мишень 3 по заданной программе. Проинтегрированные сигналы за каждый спот с сенсорных ячеек 9 камеры ПИК 8 через аналоговый мультиплексор 14 считываются в буфер памяти считывающей электроники 16. За один спот, проходящий через каждый элемент камеры ПИК, измеряют двумерные профили (x, y) и плотности интенсивности пучка (дозные профили). Буфер памяти считывающей электроники хранит информацию о профиле и плотности для каждой сенсорной ячейки. Далее данные для всех элементов за один полный выпуск ускорителя передаются на схему контроля и обнаружения отклонений (СКОО) 17. Заранее на схеме СКОО 17 при калибровке камеры МИК 6 записываются допустимые значения профилей и плотностей пучка. Схема СКОО 17 связана с программируемой матрицей 18, в которой запрограммированы применяемые алгоритмы, по которым определяют состояние проходящего пучка за импульс. Если схема СКОО 17 и программируемая матрица FPGA 18 обнаруживают при контроле отклонение измеренных параметров от допустимых, то матрица 18 отключает пучок.

Если за выпуск ускорителя СКОО и FPGA не обнаруживают отклонений, то профили пучка за один выпуск ускорителя передаются по линии связи 19 на компьютер 20 для записи и визуализации.

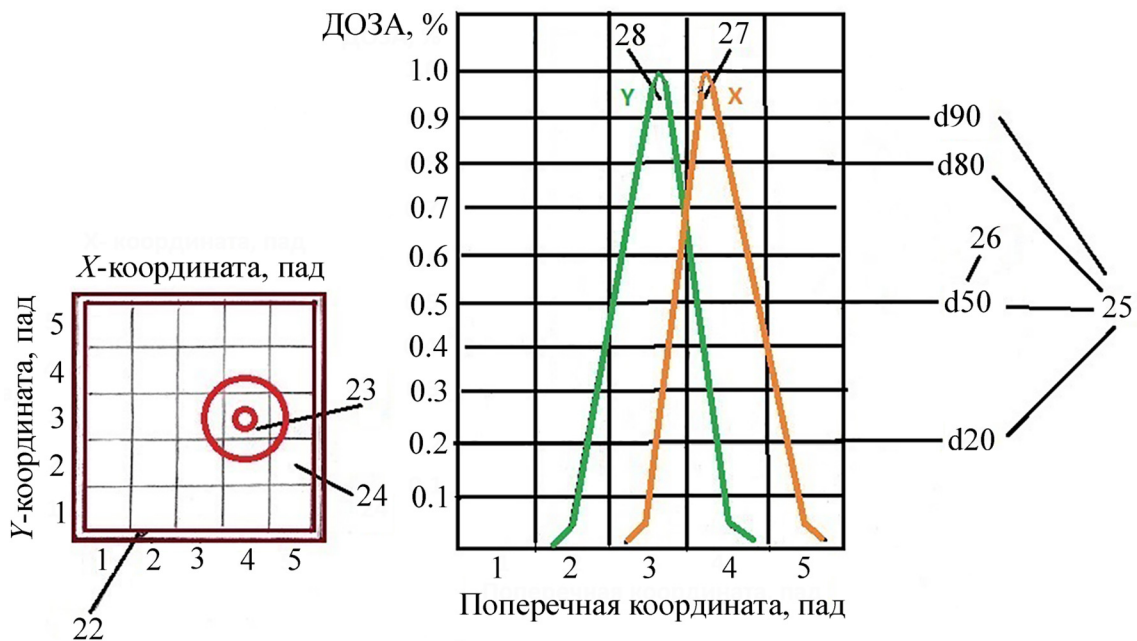


Рис. 4: Профили пучка одного из спотов, измеренные одной из сенсорных ячеек элементов камеры ПИК; 22 – граница сенсорной ячейки, через которую прошел спот пучка; 23 – спот пучка – светящийся профиль пучка, зарегистрированный камерой 12; 24 – один пад внутри сенсорной ячейки 22; 27 – X профиль пучка, прошедшего через сенсорную ячейку 22; 28 – Y профиль пучка, прошедшего через сенсорную ячейку 22.

Схема устройства сенсорных ячеек камеры ПИК и контроля стабильности пучка в процессе облучения пациента (мишени) поясняется на рис. 4. Оператор задает в программе программируемой матрицы FPGA 18 контролируемые параметры. В качестве координатного и дозового измерителя используют падовую камеру ПИК 8 с количеством сенсорных ячеек N , в каждой из которых n падов. Контроль дозовых параметров пучка поясняется на рис. 4. Граница “сработавшей” сенсорной ячейки, через которую прошел спот пучка 23, обозначена 22. Один пад внутри сенсорной ячейки обозначен как 24.

На рис. 4 справа показан дозный профиль, который измерила ячейка за спот по координатам x и y . Спот пучка прошел через пад с номером 4 по координате x и номером 3 по координате y . На рис. 4 25 (d20, d50, d80 и d90) – это дозовые параметры, приме-

няемые в клинической протонной терапии. Для контроля выберем параметр $d50$ – доза на уровне 50% от измеренного профиля по координатам x и y (26).

Из измеренных камерой МИК дозных профилей по каждой фазе за полный выпуск ускорителя вычисляют дозы на уровне 50% от максимума распределения, так называемый медицинский параметр $d50$.

$d(x, y)50L = f(x, y)$ – доза на левом крыле дозного профиля на уровне 50% от максимума, измеренная камерой для координат x и y ;

$d(x, y)50R = f(x, y)$ – доза на правом крыле дозного профиля на уровне 50% от максимума, измеренная камерой для координат x и y .

Вычисляем контролируемый параметр (1) из соотношения:

$$K_{x,y} = d(x, y)50L/d(x, y)50R. \quad (1)$$

Параметр $K_{x,y}$ контролируют схемой СКОО и записывают в компьютер за каждый выпуск ускорителя. Это отношение наиболее чувствительно для любого отклонения пучка при облучении мишени по заданной программе. В случае отклонения параметра (1) от заданного произойдет отключение ускорителя. В случае выхода этого параметра за пределы, заданные оператором в программируемой матрице FPGA, схема СКОО дает сигнал на отключение ускорителя. Аналогично контролируется полная доза каждого спота. Контроль этих параметров позволяет достичь полного соответствия между планируемыми параметрами медицинского протонного пучка и реально используемыми в сеансе облучения пациента.

Совместное применение оптического датчика и ионизационной падовой камеры позволит улучшить конформность протонной терапии за счет более точного измерения подводимой высокой дозы к мишени во время сеанса протонной терапии с точностью, рекомендуемой МАГАТЭ [7].

Установка камеры МИК для калибровки электронного пучка на ускорителе “Пахра”. На космических спутниках с ядерными энергетическими установками должны выполняться условия по радиационной защите и безопасности космического полета [8]. В 2021 году в самых первых экспериментах с применением компонент камеры МИК [9] при измерениях на ускорителе “Пахра” защитных свойств нового защитного материала от нейтронов “Тиваробора”, один из компонент камеры МИК – цифровой детектор получения изображения – был применен для калибровки электронного пучка с энергией 300 МэВ. С помощью этого детектора пучок электронов, выводимый из канала в экспериментальный зал № 1 ускорителя “Пахра”, наводился на мишень, из которой

получали ортогональные “мгновенные” нейтроны, которые облучали защитный материал “Тиваробор”. В этом эксперименте исследовалось ослабление нейтронов в новом защитном материале “Тиваробор”. Модификации этого защитного материала можно использовать в ядерных энергетических установках, на космических аппаратах [9]. На космических спутниках с ядерными энергетическими установками должны выполняться условия по радиационной защите и безопасности космического полета [8]. Установка с применением компонент камеры МИК показана на рис. 5.

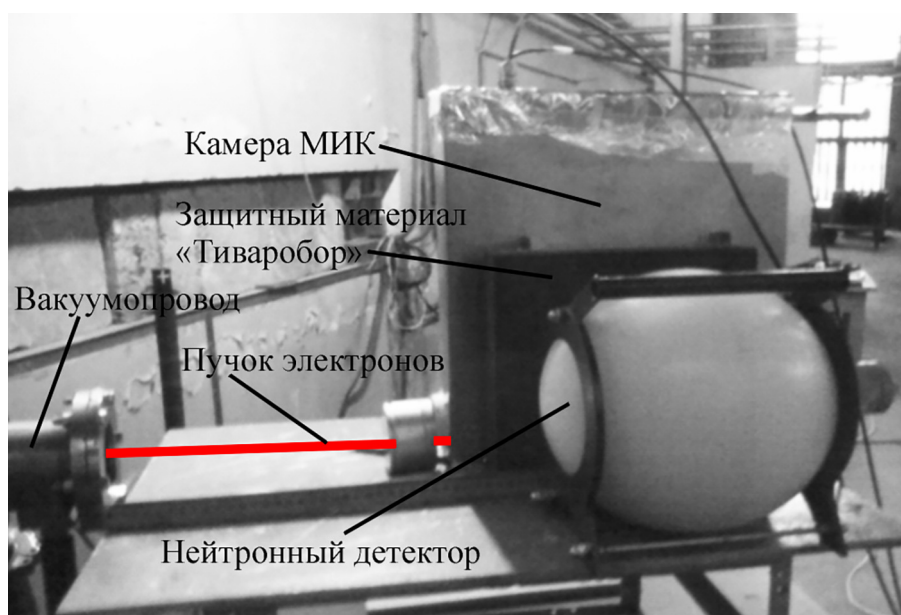


Рис. 5: Компонент установки для проведения эксперимента по калибровке электронного пучка с применением компонент камеры МИК [9] на электронном ускорителе “Пахра”.

Автор выражает благодарность В. А. Рябову за руководство по проведению комплекса работ по изготовлению камеры МИК и обсуждение работы по применению оптического датчика и разделенной на сенсорные ячейки ионизационной падовой камеры ПИК для диагностики пучков на ускорителях; В. Е. Балакину за обсуждение возможности применения оптического датчика и камеры МИК в протонной терапии; А. И. Львову за консультации по проведению испытаний оптического датчика камеры МИК для диагностики электронных пучков на ускорителе “Пахра”; А. В. Колобову за консультации по дальнейшему внедрению оптических датчиков камеры МИК на протонных терапевтических ускорителях; Л. Л. Чайкову за помощь в оформлении рисунков и уточнении терминологии.

Работа выполнена при финансовой поддержке Минобрнауки России в рамках Соглашения № 075-15-2021-1347.

Л И Т Е Р А Т У Р А

- [1] В. В. Сиксин, Краткие сообщения по физике ФИАН **48**(1), 16 (2021). DOI: 10.3103/S1068335621010085.
- [2] В. В. Сиксин, В. А. Рябов, А. Е. Шемяков, Краткие сообщения по физике ФИАН **48**(12), 16 (2021). DOI: 10.3103/S1068335621120006X.
- [3] В. Пустоваров, *Люминесценция твердых тел* (изд-во Уральского университета, 2017). ISBN 978-5-7996-2088-2.
- [4] О. Н. Казянкин, Л. Марковский и др., *Неорганические люминофоры* (Химия, 1975).
- [5] Р. Ю. Шендрик, *Методы экспериментальной физики конденсированного состояния*. Т. 3 (Иркутск, Иркутский государственный университет, 2013).
- [6] Г. Шредер, Х. Трайбер, *Техническая оптика* (М., Техносфера, 2006).
- [7] Серия технических докладов № 398. Международные практические рекомендации по дозиметрии, основанные на эталонах единицы поглощенной дозы в воде. При поддержке IAEA, WHO, РАНО и ESTRO (МАГАТЭ, Вена, 2004). https://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/TRS398r_web.pdf (дата доступа 12.11.2020).
- [8] А. В. Ястребинская, Н. И. Черкашина, П. В. Матюхин, Международный журнал прикладных и фундаментальных исследований, № 12, 1191 (2015).
- [9] Е. В. Малютин, В. В. Сиксин, И. Ю. Щеголев, *Авиакосмическая и экологическая медицина* **56**(1), 92 (2022). DOI: 10.21687/0233-528X-2022-56-1-86-92.

Поступила в редакцию 14 марта 2022 г.

После доработки 6 апреля 2022 г.

Принята к публикации 6 апреля 2022 г.