

ТРЕКОВЫЙ ДЕТЕКТОР НА ОСНОВЕ КРЕМНИЕВЫХ ПИКСЕЛЬНЫХ СЕНСОРОВ ДЛЯ ПРОТОННОЙ КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ

В. В. Петров^{1,}, В. И. Жеребчевский¹, В. П. Кондратьев¹,
Г. А. Феофилов¹, Н. А. Мальцев¹, Н. А. Прокофьев¹,
Е. О. Землин¹*

¹ Санкт-Петербургский государственный университет,
Санкт-Петербург, 199034, Россия

Протонная компьютерная томография является перспективным методом планирования лечения пациентов в лучевой терапии онкологических заболеваний. Подход, на котором базируется протонная томография, состоит в определении тормозной способности протонов в тканях пациента с использованием трековых калориметров. В настоящей работе предложена концепция протонного томографа на основе кремниевых монокристаллических активных пиксельных сенсоров. С помощью такого томографа появляется возможность регистрировать треки и идентифицировать энергию протонов в условиях их высокой интенсивности. В работе предложен метод реконструкции треков протонов методом клеточных автоматов, приводятся полученные экспериментально энергетическая зависимость множественности кластеров сработавших пикселей, а также изображения фантома при облучении его пучками протонов.

Proton computed tomography is a promising method for planning the treatment of patients in hadron therapy. The main problem is the determination of the proton stopping power in the patient's tissues. To solve this problem, in the present paper a conception of pCT based on silicon monolithic active pixel sensors is proposed. Such a calorimeter allows one to record tracks and determine the energy of protons under conditions of relatively high beam intensity. The paper provides a historical review of the development of proton radiography and tomography. A method for reconstructing proton tracks using cellular automata applied to proton tomography is proposed. Experimentally obtained characteristics for a setup with silicon pixel detectors are presented. Images of phantom are obtained on proton beams.

PACS: 29.40.Gx; 29.40.Vj; 41.75.Ak; 87.53.Tf

ВВЕДЕНИЕ

В последние годы все большую востребованность приобретают методы лечения онкологических заболеваний с использованием дистанционного воздействия ионизирующего излучения на опухолевые образования.

* E-mail: v.petrov@spbu.ru

Среди этих методов адронная терапия имеет ключевое преимущество, заключающееся в том, что адроны (как правило, это протоны или ядра углерода) оставляют наибольшую часть энергии в конце своего пробега (максимум кривой поглощения, пик Брэгга). Таким образом, правильно подобрав начальную энергию пучка протонов или ионов углерода, можно доставить основную часть терапевтической дозы непосредственно в область опухоли. При этом облучение здоровых органов, находящихся перед опухолью или позади нее, будет сведено к минимуму. Сегодня перед проведением сеанса адронной терапии рассчитывается и составляется план дозовых нагрузок для каждого пациента на основе данных о тормозной способности протонов в соответствующих тканях. Эта диагностическая процедура проводится с использованием рентгеновской компьютерной томографии (КТ). Снимки КТ довольно хорошо показывают анатомические особенности пациента, однако с их помощью нельзя получить точные оценки поглощенной дозы в теле пациента в ходе протонной терапии, поскольку они делаются путем преобразования карт поглощения рентгеновского излучения в тканях в карты тормозной способности протонов в этих же тканях. Такое преобразование вносит ошибку в 2–3 % при оценке положения пика Брэгга в организме пациента [1]. В результате максимальная доза может быть доставлена не точно в опухоль, а в область, отстоящую от нее на 4–6 мм. Поэтому при планировании лечения вместо рентгеновской компьютерной томографии было предложено использовать пучки протонов, которые полностью проходят через тело пациента [2]. С помощью такой протонной компьютерной томографии (ПКТ) можно получить трехмерное изображение пространственного распределения тормозной способности опухолевого образования внутри тела пациента по отношению к протонам.

ПЕРСПЕКТИВНЫЕ МЕТОДЫ ПРОТОННОЙ ТОМОГРАФИИ

Идея использовать протоны в томографических методах появилась практически одновременно с идеей использовать рентгеновское излучение в этих методах. В своих работах 1960-х гг. Аллан Кормак (основоположник компьютерной томографии) продемонстрировал возможность получения изображений поперечных сечений человеческого тела, базирующуюся на поглощении в веществе как рентгеновского излучения, так и заряженных частиц [3]. Он предположил, что одним из способов получения требуемых проекционных данных будет измерение энергии, теряемой протонами (или тяжелыми ионами) после прохождения через тело. Ряд дальнейших экспериментов [4–7] показал преимущества протонной визуализации перед рентгеновской КТ: лучшее разрешение по плотности различных веществ; меньшие требуемые дозы облучения пациента. Тем не менее сканеры протонной КТ не получили развития для их использования в диагностических процедурах. Основными причинами были высокая стоимость и технологические сложности с созданием

полномасштабных медицинских приборов протонных КТ. Кроме того, оставалась проблема ограниченного пространственного разрешения. По этим причинам интерес к протонной КТ угас в начале 1980-х гг. и не возродился до тех пор, пока не появились центры протонной терапии.

На данный момент разработка приборов в области протонной томографии становится все более актуальной и востребованной задачей. Для улучшения пространственного разрешения и четкости итоговых изображений в протонной томографии разрабатывается ряд установок с возможностью регистрации треков отдельных протонов. Так, компания ProtonVDA разработала детекторную систему для протонной томографии, основанную на активно развивающейся технологии быстрых сцинтилляторов [8]. Их использование позволило добиться точной реконструкции треков отдельных протонов, проходящих через тело пациента.

Регистрация треков отдельных протонов возможна при использовании кремниевых детекторов. Существует проект PRaVDA (Proton Radiotherapy Verification and Dosimetry Applications) [9], поддерживаемый коллаборацией ряда университетов Великобритании, а эксперименты проводятся на протонном циклотроне в ЮАР. В разработке PRaVDA используются кремниевые стриповые детекторы с высокой радиационной стойкостью, обеспечивающие быстрые и точные измерения траекторий протонов при их прохождении через облучаемый объект. Набор трековых детекторов в комбинации с калориметром для измерения остаточной энергии протонов позволяет получить информацию об угловом отклонении и потерях энергии для каждого протона. Было показано, что разрабатываемая система может справляться с обработкой достаточно больших потоков протонов (до $2 \cdot 10^8 \text{ с}^{-1}$).

Также кремниевые детекторы применяются для создания протонного томографа и коллаборацией Bergen pCT [2]. В этом томографе основу детекторных модулей составляют монолитные активные кремниевые пиксельные детекторы (МАПС), которые сегодня с успехом используются в экспериментах физики высоких энергий [10]. Указанной коллаборацией был уже создан и испытан прототип цифрового трекового калориметра [11]. Использование стриповых или пиксельных кремниевых детекторов позволяет различать треки отдельных протонов, прошедших через фантом или пациента, что дает возможность работать в режиме достаточно высокой интенсивности пучка. В итоге процесс сканирования пациента становится меньше, и полученная пациентом в процессе диагностики дозовая нагрузка минимизируется. Стоит также отметить, что кремниевые пиксельные детекторы обладают высоким пространственным разрешением, и это делает перспективным их использование в протонной томографии для быстрой и комплексной диагностики пациентов для последующего их лечения методами адронной терапии.

КРЕМНИЕВЫЕ ПИКСЕЛЬНЫЕ СЕНСОРЫ

Детекторные системы, построенные на основе кремниевых пиксельных сенсоров, хорошо зарекомендовали себя в современных экспериментах физики высоких энергий и элементарных частиц. Такие пиксельные детекторы играют ключевую роль в трековых системах экспериментов ALICE [12], ATLAS [13], CMS [14], LHCb [15] на Большом адронном коллайдере (БАК), а также в создаваемой внутренней трековой системе эксперимента MPD на коллайдере NICA [16, 17]. Кроме того, они могут быть использованы для качественного и количественного определения характеристик и параметров пучков заряженных частиц [18]. Пиксельные детекторы позволяют идентифицировать траектории регистрируемых частиц с высоким пространственным разрешением. Поскольку в настоящее время авторы данной работы занимаются изучением свойств и характеристик таких пиксельных детекторов для проведения исследований процессов образования сверхплотной ядерной материи на пучках ускорительно-накопительного комплекса NICA [20], было предложено использовать указанные пиксельные сенсоры и для создания диагностического прибора ядерной медицины — протонного компьютерного томографа. Такой подход является хорошим примером, когда детекторные системы, применяемые для проведения фундаментальных исследований, используются для решения прикладных задач в современных медицинских технологиях.

Пиксельный детектор представляет собой матрицу размером 15×30 мм, состоящую из 512×1024 сенсоров — пикселей. Размер каждого пикселя $29,24 \times 26,88$ мкм [10]. Сенсор создается по следующей технологии: на низкорезистивной кремниевой подложке формируется эпитаксиальный слой p -типа с высоким удельным сопротивлением, который является активным объемом детектора (рис. 1). Каждый пиксель содержит чувствительный диод (происходит сбор заряда), front-end-электронике, формирующую усилительные и логические элементы, а также осуществляющую оцифровку сигнала. Диод реализован как переход между эпитаксиальным слоем и карманом n -типа (n -well). Размеры обедненной зоны можно изменять, подавая на детектор напряжение смещения $V_{\text{смещ}}$. Сбор заряда осуществляется как путем дрейфа электронов (образуются в результате взаимодействия частиц и излучений с веществом детектора) в обедненной зоне к карману n -типа, так и путем диффузии электронов из остального объема эпитаксиального слоя [19]. Дополнительно к подложке детектора может быть приложено напряжение обратного смещения $V_{\text{ВВ}}$. Включение обратного смещения позволяет значительно расширить объем обедненной зоны вокруг диода и уменьшить входную емкость пикселя, что приводит к более эффективному сбору заряда, снижению шума и позволяет сделать детектор радиационно-стойким [20]. В результате дрейфа и диффузии заряд от одной частицы собирается

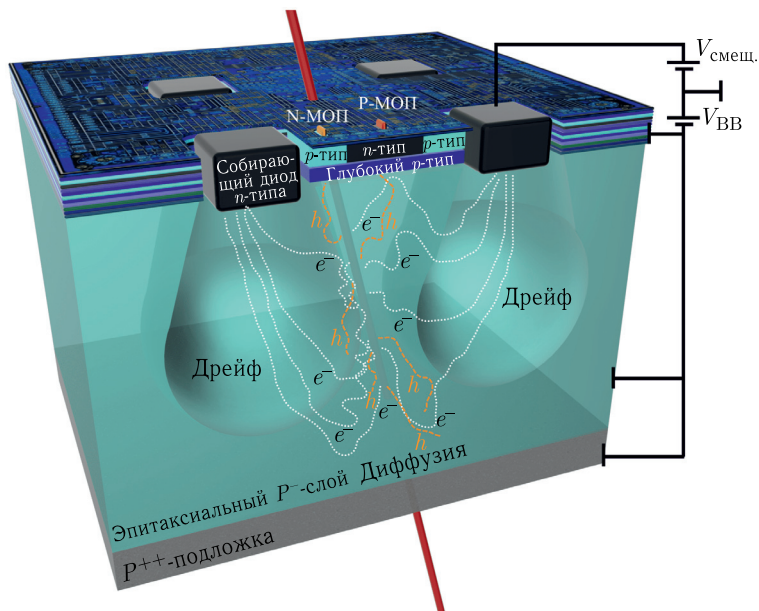


Рис. 1. Структура пиксельного детектора [20]

несколькими расположенными рядом пикселями, при этом формируется так называемый пиксельный кластер.

КОНЦЕПЦИЯ ПРОТОННОГО ТОМОГРАФА С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ КРЕМНИЕВЫХ ПИКСЕЛЬНЫХ СЕНСОРОВ

При проведении протонной компьютерной томографии (ПКТ) применяются пучки протонов гораздо большей энергии (до 250 МэВ), чем при соответствующей протонной терапии. Это необходимо, чтобы обеспечить формирование пика Брэгга не внутри тела пациента, а на соответствующих детекторных модулях, расположенных за пациентом. Идея протонной визуализации заключается в измерениях остаточной энергии каждого протона с целью определения тормозной способности тканей вдоль трека протона. Для построения трехмерной карты тормозных способностей тканей пациента определяется наиболее вероятная траектория отдельного протона, проходящего через облучаемый объект, на основе срабатываний (хитов) сенсоров трекового детектора с последующим вычислением средних потерь энергии протона вдоль этой траектории.

В данной работе представлена концепция протонного компьютерного томографа (рис. 2), разрабатываемого в настоящее время в СПбГУ в рамках совместных работ с коллаборацией ARIADNA — Applied Research

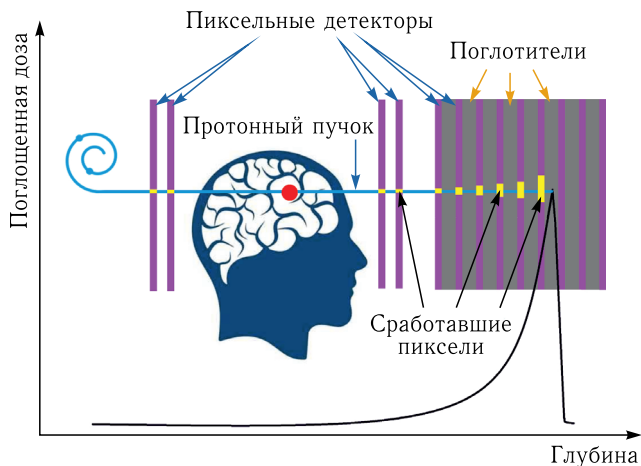


Рис. 2. Концепция протонного томографа, основанного на пиксельных детекторах

Infrastructure for Advanced Developments at NICA iAcility. Томограф включает в себя две основные части: трековые модули и цифровой трековый калориметр (ЦТК) [21]. Схема протонного томографа показана на рис.3. Трековая часть включает в себя четыре детекторных модуля на основе МАПС, высокая степень гранулярности которых позволяет регистрировать и разделять большое количество протонных треков в каждом цикле считывания данных. Два из четырех детекторных модуля расположены до области, занимаемой облучаемым объектом (в данном случае эта область называется «фантом»), а два других — за облучаемой областью.

Геометрия томографа включает в себя два слоя трековых детекторов перед фантомом и два аналогичных слоя после него (рис.3). Трековые слои перед областью, в которой находится фантом, дают информацию о направлении протона в точке входа в эту область. Каждый такой слой

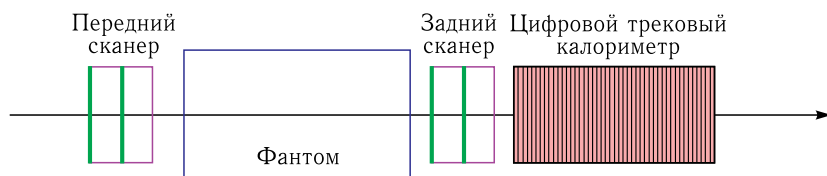


Рис. 3. Схематическое представление геометрической модели протонного томографа. Модель включает в себя расположенный перед облучаемым объектом передний сканер (два слоя детекторов МАПС на подложке из углеволоконного композита) и аналогичный задний сканер, расположенный за облучаемым объектом, область фантом — облучаемый протонами объект и цифровой трековый калориметр

состоит из углеволоконной панели кондуктивного охлаждения пиксельных сенсоров и систем микроэлектроники детекторов ионизирующих излучений толщиной 300 мкм [22] с приклеенными к ней МАПС.

Два слоя детекторов, расположенных до фантома (а в готовом медицинском приборе эти модули будут размещаться до пациента), определяют положение и начальное направление протонов в пучке. Их наличие позволит уменьшить пространственную неопределенность при томографии, а также даст возможность работы с широким протонным пучком, в то время как конструкция ПКТ без передних трековых слоев (см., например, [2]) предполагает работу исключительно при узком карандашном пучке. Два слоя трековых детекторов, расположенных за областью, занимаемой фантомом (за пациентом), определяют пространственные параметры протонов при вылете из этой области.

За задними слоями трековых детекторов расположена калориметрическая часть — цифровой трековый калориметр. Он строится из последовательно расположенных слоев идентичной конструкции. Каждый такой слой включает два ключевых элемента: детекторную сборку — МАПС с пассивными слоями обвязки; слой поглотителя — вещество, в котором протоны оставляют значительную часть энергии в процессе движения через калориметр. Начальная конфигурация ЦТК включает 45 слоев, каждый из которых содержит алюминиевый поглотитель толщиной 3,5 мм и плоскость с детекторными слоями МАПС. Таким образом, ЦТК дает возможность определить остаточную энергию каждого протона. Эта информация необходима для вычисления средних энергетических потерь протона вдоль его трека и величины пробега протона до его полной остановки в детекторе.

ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНАЯ УСТАНОВКА ДЛЯ РЕГИСТРАЦИИ ТРЕКОВ ПРОТОНОВ

Для проведения исследований характеристик пиксельных детекторов в контексте задач по прецизионной регистрации треков протонов в методах протонной томографии использовалась экспериментальная установка [18]. Установка включает в себя телескоп детекторных модулей МАПС с соответствующими платами сопряжения с ПК (система сбора и обработки сигналов с пикселей) и триггерную систему на основе пластических сцинтилляторов и быстрых ФЭУ. Сигнал с ФЭУ поступает на схему совпадений, а с нее — на соответствующие платы сопряжения детекторов МАПС с ПК. Таким образом, формируется триггерный сигнал для всех 4 детекторов МАПС, синхронизируется опрос пиксельной матрицы и запись данных в ПК. Размеры установки: 400 × 400 × 400 мм. На передней и задней панелях установки располагаются входные окна, закрытые алюминиевой фольгой (7,8 мкм) для ввода пучков заряженных частиц. Внутри корпуса каждый модуль с МАПС закреплен на рамке

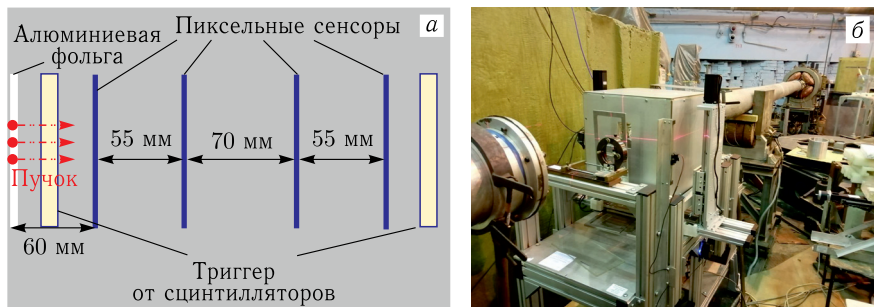


Рис. 4. Экспериментальная установка с кремниевыми пиксельными детекторами для регистрации треков протонов: схема (а) и общий вид установки на пучке протонов синхроциклотрона СЦ-1000 НИЦ «Курчатовский институт» ПИЯФ (б)

из алюминиевых профилей. Схема и изображение установки представлены на рис. 4.

Установка монтируется на систему передвижения, которая позволяет удаленно перемещать ее в плоскости, перпендикулярной пучку заряженных частиц по двум осям (с шагом 1 мкм). Также внутри установки размещаются фантомы (между детекторными плоскостями) различного состава и различной конфигурации. Таким образом, с помощью экспериментальной установки, на пучках протонов различной энергии можно проводить исследования идентификационной способности цифровых трековых калориметров на основе кремниевых пиксельных сенсоров.

Установка использовалась для проведения экспериментов с четырьмя детекторными модулями МАПС (в телескопном режиме) на пучке протонов синхроциклотрона СЦ-1000 в НИЦ «Курчатовский институт» – ПИЯФ. Диапазон энергий протонов был выбран от 100 до 1000 МэВ.

При взаимодействии протонов с веществом пиксельных детекторов в последних генерируются носители заряда, которые собираются на соответствующих пикселях, формируя сигналы. В ходе сбора заряда и формирования сигналов на соседних пикселях могут образоваться пиксельные кластеры различной множественности (число сработавших пикселей в кластере). Для поиска и идентификации пиксельных кластеров был разработан и применен алгоритм, основанный на плотности пространственной кластеризации для приложений с шумами. Координаты центров тяжести кластеров сработавших пикселей необходимы для последующей реконструкции треков протонов, прошедших сквозь детекторный телескоп. Из всех центров кластеров, сформированных за один цикл считывания данных, с помощью алгоритма клеточных автоматов отбирались точки — кандидаты на трек. Далее, такие точки аппроксимировались прямой с использованием метода наименьших квадратов.

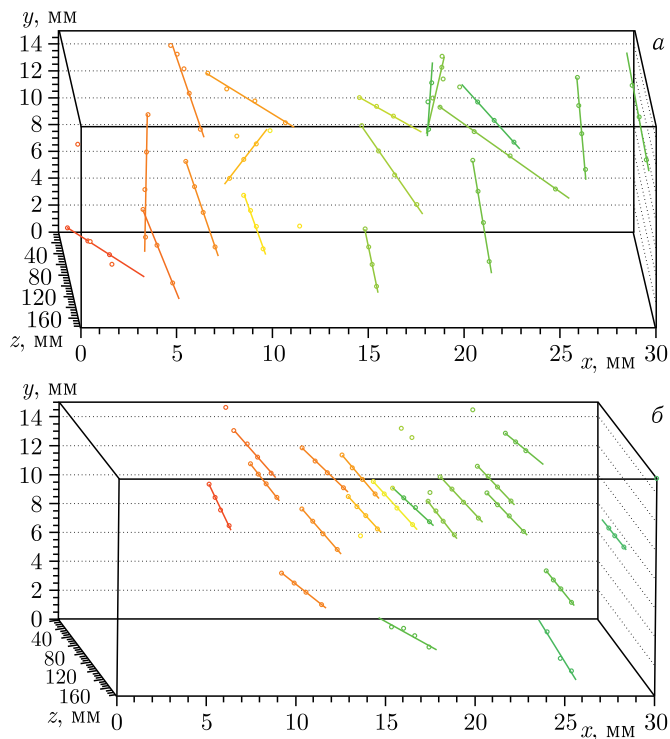


Рис. 5. Пример реконструированных треков протонов с энергией 200 (а) и 1000 МэВ (б). Точками изображены центры масс кластеров сработавших пикселей, прямыми линиями — реконструированные треки протонов

Пример реконструированных треков с МАПС, набранных за один цикл считывания данных по триггеру, представлен на рис. 5.

В проведенных экспериментах впервые были получены карты пиксельной множественности для энергий в диапазоне от 200 до 1000 МэВ. На рис. 6 приведено распределение множественности пикселей в кластерах при облучении МАПС протонами с энергией 200 МэВ. Видно, что больше всего образуется кластеров с количеством пикселей от одного до четырех при среднем значении 3–4 пикселя в кластере, тогда как для случая облучения пучком с энергией 1000 МэВ преобладающе формируются двухпиксельные кластеры. Также стоит отметить, что образуются кластеры с количеством сработавших пикселей 31 и более.

Была получена зависимость средней множественности пикселей в кластере для протонов различных энергий (рис. 7). Прослеживается тенденция к уменьшению размеров кластеров при росте энергии протонов. При этом наличие напряжения обратного смещения $V_{\text{ВВ}}$ приводит

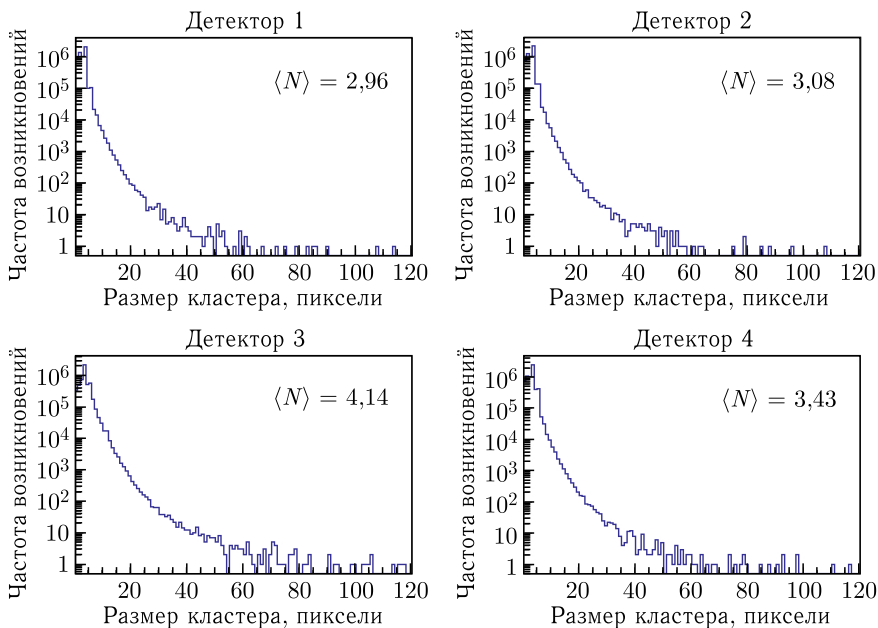


Рис. 6. Вероятность возникновения кластеров с определенной пиксельной множественностью при облучении МАПС протонами энергией 200 МэВ

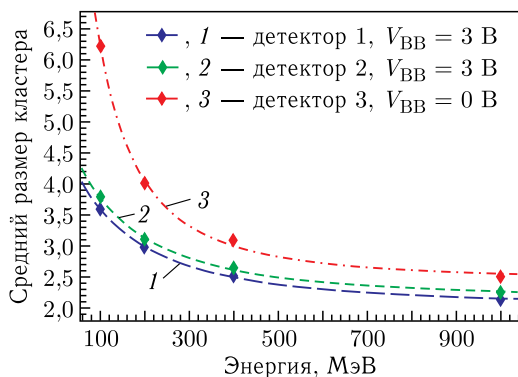


Рис. 7. Зависимость размера кластера от энергии протонов для МАПС без приложенного обратного смещения и с напряжением обратного смещения $V_{BB} = 3$ В

к уменьшению размеров кластеров, а следовательно, к уменьшению статистической неопределенности этого размера.

Полученные в работе зависимости размеров кластеров от энергии могут быть использованы в дальнейшем. Так, при вычислении энергии,

теряемой протоном при прохождении пациента/фантома, дополнительной информацией может служить и соответствующие энергетические потери протона в каждом из детекторных слоев. В дальнейшем планируется провести исследования процессов образования кластеров пикселей для широкого диапазона энергий протонов и создать калибровочные кривые, связывающие размеры кластеров и потери энергии протонов в каждом из слоев ЦТК.

ЭКСПЕРИМЕНТЫ С ФАНТОМом С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ИДЕНТИФИКАЦИИ ПРОТОННЫХ ТРЕКОВ

Наряду с протонной КТ, основанной на измерении тормозной способности протонов в тканях, также рассматривается возможность использовать методику на основе коэффициентов поглощения протонов и величины их углового рассеяния [23]. Протонная КТ, которая использует данную методику, обладает двумя преимуществами. Во-первых, это отсутствие необходимости в измерении энергии протонов, а значит, и необходимости в наличии калориметра. Во-вторых, изображения, получаемые на основе интенсивности рассеяния протонов, являются более контрастными, чем изображения, основанные на тормозной способности для энергии протонов [24]. В настоящей работе было проведено восстановление изображения проекций фантома с помощью информации об интенсивности рассеяния протонов, которые прошли сквозь него. Фантом представлял собой полую кость, наполненную водой, с размещенной внутри оловянной проволокой диаметром 3 мм (рис. 8).

Фантом располагался между вторым и третьим пиксельными детекторами (см. схему на рис. 4, а). Отбор треков происходил методом клеточных автоматов, после чего в передней и задней парах детекторов отобранные кандидаты на трек аппроксимировались прямыми. Далее вычислялся угол θ между векторами, определяющими направление этих прямых.

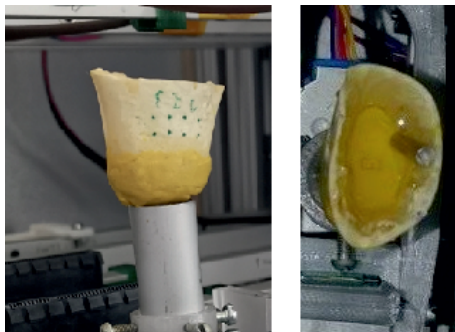


Рис. 8. Фантом для протонной радиографии, основанной на угловом рассеянии, вид спереди и сверху

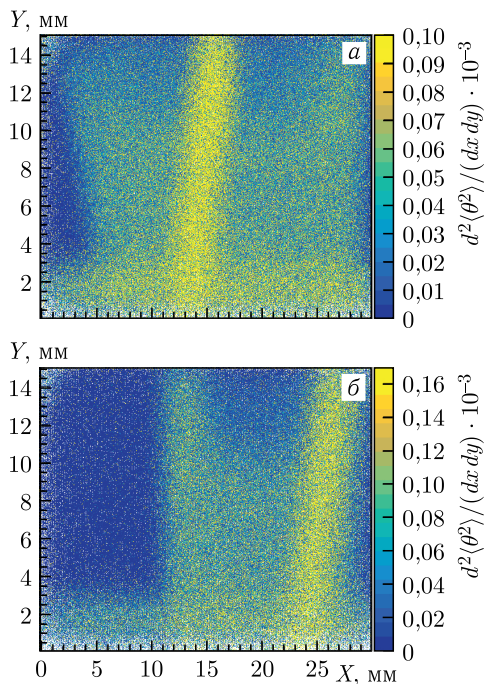


Рис. 9. Протонные радиограммы фантома, основанные на величине углового рассеяния

Таким образом, определялась величина углового рассеяния внутри фантома для отдельного протона. Для последующих оценок используется величина дисперсии углов рассеяния протонов, прошедших через конкретную область фантома, которая равна $\langle \theta^2 \rangle$ [23]. Усреднение происходит по всем трекам, прошедшим конкретную область. Измеренная плотность распределения дисперсии углов рассеяния представлена на рис. 9.

В полученных радиограммах с хорошим контрастом виден силуэт оловянной проволоки. Можно различить края кости, а также границу между воздухом и водой. Оценить четкость изображения можно по тому, насколько резко спадает край оловянной проволоки. Для этого изображение с рис. 9, а спроектировано на ось, перпендикулярную проволоке (ось X') (рис. 10). Был проведен анализ пика: каждый край был по отдельности аппроксимирован функциями Гаусса, стандартное отклонение которых оказалось равно $\sigma_{\text{слева}} = 2,21$ мм и $\sigma_{\text{справа}} = 2,23$ мм. Таким образом, неопределенность в положении краев оловянной проволоки, определенном методом рассеяния протонов, можно считать равной в среднем: $\sigma = 2,2$ мм. Стоит отметить, что проволока сама по себе

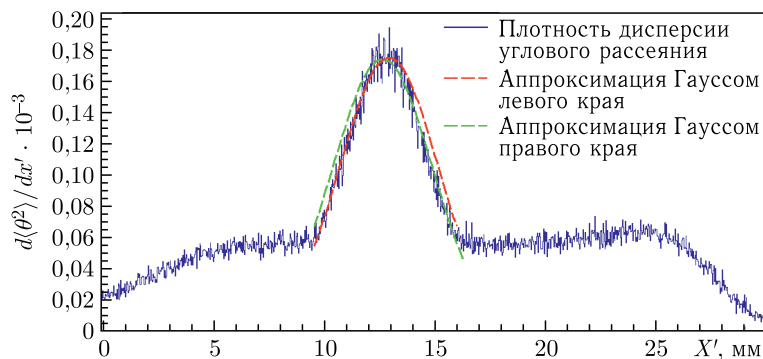


Рис. 10. Проекция двумерного изображения фантома на ось, перпендикулярную оловянной проволоке

не имела четкой границы ввиду ее цилиндрической формы, поэтому в следующих экспериментах предполагается использование плоских калибровочных пластин из нержавеющей стали.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В работе представлена концепция протонного томографа, основанного на детекторных модулях, состоящих из кремниевых пиксельных сенсоров. Были проведены экспериментальные исследования таких детекторных модулей на пучках протонов различных энергий. Выявлена зависимость средней множественности пикселей в кластере кремниевого пиксельного детектора от энергии протонов. Данная информация может быть использована для уточнения энергии, измеренной в цифровых трековых калориметрах. В дальнейшем планируется сканирование энергий с меньшим шагом для построения точных калибровочных кривых, связывающих размеры кластеров и величину энергии, оставляемую протонами в соответствующем слое калориметра.

Произведена радиография фантома с помощью методики измерения углового рассеяния протонов в нем. Все вещества и среды внутри фантома контрастируют по величине рассеяния. Оценена резкость границы оловянной проволоки внутри фантома. Полученный результат можно улучшить подбором оптимальной геометрии при проведении сканирования.

Авторы благодарят Ускорительный отдел Отделения перспективных разработок НИЦ «Курчатовский институт» – ПИЯФ за предоставленную возможность проведения экспериментальных исследований на пучке протонов ускорителя СЦ-1000.

Финансирование. Исследование выполнено за счет гранта Российского научного фонда № 23-12-00042, <https://rscf.ru/project/23-12-00042/>.

Конфликт интересов. Авторы данной работы заявляют, что у них нет конфликта интересов.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Yang M., Zhu X., Park P. *et al.* Comprehensive Analysis of Proton Range Uncertainties Related to Patient Stopping-Power-Ratio Estimation Using the Stoichiometric Calibration // *Phys. Med. Biol.* 2012. V. 57, No. 13. P. 4095–4115; <https://doi.org/10.1088/0031-9155/57/13/4095>.
2. Alme J. *et al.* A High-Granularity Digital Tracking Calorimeter Optimized for Proton CT // *Front. Phys.* 2020. V. 8. P. 568243; <https://doi.org/10.3389/fphy.2020.568243>.
3. Cormack A. Representation of a Function by Its Line Integrals, with Some Radiological Applications // *J. Appl. Phys.* 1963. V. 34. P. 2722; <https://doi.org/10.1063/1.1729798>.
4. Goitein M. Three-Dimensional Density Reconstruction from a Series of Two-Dimensional Projections // *Nucl. Instr. Meth.* 1972. V. 101. P. 509–518; [https://doi.org/10.1016/0029-554X\(72\)90039-0](https://doi.org/10.1016/0029-554X(72)90039-0).
5. Cormack A., Koehler A. Quantitative Proton Tomography: Preliminary Experiments // *Phys. Med. Biol.* 1976. V. 21. P. 560–569; <https://doi.org/10.1088/0031-9155/21/4/007>.
6. Hanson K., Bradbury J., Cannon T. *et al.* Computed Tomography Using Proton Energy Loss // *Phys. Med. Biol.* 1981. V. 26. P. 965–983; <https://doi.org/10.1088/0031-9155/26/6/001>.
7. Hanson K., Bradbury J., Koeppe R. *et al.* Proton Computed-Tomography of Human Specimens // *Phys. Med. Biol.* 1982. V. 27. P. 25–36; <https://doi.org/10.1088/0031-9155/27/1/003>.
8. Welsh J., DeJongh F., Rykalin V. *et al.* The Use of Established Methods to Quantify Proton Range Uncertainty Reduction When Using Proton Tomography // *Intern. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 2017. V. 99, No. 2. P. 737.
9. Esposito M., Waltham C., Taylor J. *et al.* The First Solid-State System for Proton Computed Tomography // *Physica Medica: Eur. J. Med. Phys.* 2018. V. 55. P. 149–154; <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2018.10.020>.
10. Musa L., Beole S. ALICE Tracks New Territory // *CERN Courier*. 2021; <https://cerncourier.com/a/alice-tracks-new-territory>.
11. Aehle M., Alme J., Barnaföldi G. *et al.* Reconstruction of Proton Relative Stopping Power with a Granular Calorimeter Detector Model // *Intern. J. Mod. Phys. A*. 2025. V. 40, No. 21. P. 2542008; <https://doi.org/10.1142/S0217751X25420084>.
12. Abelev B., Adam J., Adamová D. *et al.* Technical Design Report for the Upgrade of the ALICE Inner Tracking System // *J. Phys. G*. 2014. V. 41. P. 087002; <https://doi.org/10.1088/0954-3899/41/8/087002>.
13. <https://atlas.cern/Discover/Detector/Inner-Detector>
14. <https://cms.cern/detector/identifying-tracks/silicon-pixels>
15. <https://cerncourier.com/a/velos-voyage-into-the-unknown>

16. *Zherebchevsky V. I., Vechernin V. V., Igolkin S. N. et al.* Silicon Pixel Detectors for the Inner Tracking System of the MPD Experiment at the NICA Collider // *Bull. Russ. Acad. Sci. Phys.* 2021. V. 85, No. 5. P. 541; <https://doi.org/10.3103/S1062873821050269>.
17. *Zherebchevsky V. I., Maltsev N. A., Nesterov D. G. et al.* New Technologies for the Vertex Detectors in the NICA Collider Experiments // *Bull. Russ. Acad. Sci. Phys.* 2022. V. 86, No. 8. P. 948; <https://doi.org/10.3103/S1062873822080263>.
18. *Petrov V. V., Zherebchevsky V. I., Maltsev N. A. et al.* Silicon Detector Systems for Investigating Superdense Nuclear Matter at the NICA Accelerator Complex // *Bull. Russ. Acad. Sci. Phys.* 2024. V. 88, No. 11. P. 1794–1799; <https://doi.org/10.1134/S1062873824707372>.
19. *Zherebchevsky V. I., Kondratiev V. P. et al.* Investigations of the New Generation Pixel Detectors for ALICE Experiment at LHC // *Bull. Russ. Acad. Sci. Phys.* 2016. V. 80, No. 8. P. 953–958; <https://doi.org/10.3103/S1062873816080463>.
20. *Zherebchevsky V. I., Kondratiev V. P., Petrov V. V. et al.* Silicon Detector Systems for Investigating Superdense Nuclear Matter at the NICA Accelerator Complex // *Bull. Russ. Acad. Sci. Phys.* 2024. V. 88, No. 8. P. 1235–1248; <https://doi.org/10.1134/S1062873824707372>.
21. <https://indico.spbu.ru/event/1/contributions/242>
22. Патент РФ №2825727. Устройство для монтажа чипов микроэлектроники с кондуктивным охлаждением / Иголкин С. Н., Жеребчевский В. И., Феофилов Г. А.
23. *Krah N., Quinones C., Letang J. et al.* Scattering Proton CT // *Phys. Med. Biol.* 2020. V. 65, No. 22. P. 225015; <https://doi.org/10.1088/1361-6560/abbd18>.
24. *Plautz T. et al.* 200 MeV Proton Radiography Studies with a Hand Phantom Using a Prototype Proton CT Scanner // *IEEE Trans. Med. Imaging.* 2014. V. 33, No. 4. P. 875–881; <https://doi.org/10.1109/TMI.2013.2297278>.